



**Fábio André Ferreira
Marques**

**Viabilidade de Implementação de um Sistema
Biométrico de Autenticação**



**Fábio André Ferreira
Marques**

**Viabilidade de Implementação de um Sistema
Biométrico de Autenticação**

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Electrónica e Telecomunicações, realizada sob a orientação científica do Prof. Doutor Filipe Miguel Teixeira Pereira da Silva e do Prof. Doutor Paulo Miguel de Jesus Dias, Professores Auxiliares Convidados do Departamento de Electrónica, Telecomunicações e Informática da Universidade de Aveiro

Aos meus amigos.

“...remember, the brick walls are there for a reason. They are not there to keep us out, but to give us a chance to show how badly we want something...”

Have something to bring to the table, because that will make you more welcome...

Get a feedback loop and listen to it... Anybody can get chewed out. It's rare the person who says, *oh my god, you were right*. As opposed to, no *wait, the real reason is...* When people give you feedback, cherish it and use it...

Don't complain, just work harder... Be good at something, it makes you valuable... And be prepared. Luck is truly where preparation meets opportunity.”

Randy Pausch

O júri

Presidente

Professor Doutor João Paulo Trigueiros da Silva Cunha
Professor Associado da Universidade de Aveiro

Professor Doutor Miguel Angel Guevara Lopez
Professor Titular da Facultad de Informática da Universidade de Ciego de Ávila de Cuba

Professor Doutor Filipe Miguel Teixeira Pereira da Silva
Professor Auxiliar Convidado da Universidade de Aveiro

Professor Doutor Paulo Miguel de Jesus Dias
Professor Auxiliar Convidado da Universidade de Aveiro

Agradecimentos

Agradeço ao Prof. Doutor Filipe Silva por todos os conselhos, críticas construtivas e sugestões que, em última instância levaram este trabalho a bom porto e ao Prof. Doutor Paulo Dias pela sua infindável disponibilidade e preocupação e ainda pela cedência dos Óculos I-Glasses SVGA pro.

Agradeço também ao Eng. Virgílio Bento pelo constante apoio e partilha de conhecimento da área dos BCIs. Agradeço a Luís Paula pelo companheirismo e pelo interesse demonstrado em participar nas várias sessões de aquisição de sinal EEG realizadas.

Agradeço à Profa. Doutora Isabel Santos a cedência do sistema de aquisição de sinal EEG presente no seu Departamento.

Agradeço ao I.E.E.T.A., Instituto de Engenharia Electrónica e Telemática de Aveiro enquanto instituição científica pela disponibilização das melhores condições de trabalho para a realização deste projecto e ainda ao Prof. Doutor João Paulo Cunha, ao Prof. Doutor André Zúquete, à Profa. Doutora Petia Georgieva e à Profa. Doutora Ana Tomé.

Por último, agradeço aos meus pais, á minha irmã e a todos os meus amigos pelo imensurável apoio que me proporcionaram ao longo de toda a minha carreira académica.

Palavras-chave

Autenticação, Biométrica, Electroencefalografia, Brain Computer Interface, Potenciais evocados.

Resumo

Nesta dissertação pretende-se explorar a possibilidade de utilizar a energia dos potenciais evocados durante o processamento de estímulos visuais com vista à avaliação da viabilidade de implementação de um sistema biométrico de autenticação. Neste medida, são apresentados e analisados resultados baseados nas características biométricas associadas com a energia do espectro electroencefalográfico

O ponto de partida foi um intenso estudo do estado da arte com o intuito de estabelecer uma base sólida para um estudo desta complexidade, multidisciplinaridade e abrangência.

Foi feita uma análise do sinal EEG decorrente de vários paradigmas (*Baseline*, estimulação com “flashes” e o paradigma P300) com o intuito de dar um passo inicial na compreensão do comportamento da energia associada a estes mesmos paradigmas. Esta análise funcionou como um ponto de partida para abordagens posteriores.

Foi ainda desenvolvido um sistema que permite a apresentação de potenciais evocados visuais e a aquisição síncrona de sinal EEG. Este foi desenvolvido na plataforma Matlab/Simulink e uma análise cuidada do sinal decorrente deste tipo de estímulos foi feita tendo em vista a crítica de quais as características que melhor se adequam a um sistema de autenticação.

Não tendo ainda sido apresentados muitos avanços nesta área, pode considerar-se que este trabalho apresenta uma descrição coerente das potencialidades das várias abordagens nele explanadas e conduz, em última instância a uma correcta quantificação da sua validade no contexto de autenticação a partir do sinal EEG.

Keywords

Authentication, Biometrics, Electroencefalography, Brain Computer Interface, Evoqued Potentials

Abstract

This dissertation intends to explore the possibility of using visual stimulus energy present during the processing of visual stimulus allowing the evaluation of the viability of implementation of a biometric identification system. In this point of view, results based on biometric characteristics related to electroencephalic spectrum are presented.

This work first focused on an intense study of the state of art which purpose was to acquire solid basis for the development of a system with this kind of complexity and multidisciplinary.

An analysis of the EEG signal obtained from different paradigms (*Baseline*, "flash" stimulation and P300) was made with the intention of understanding the energy associated with this paradigms behaviour. This analysis was also a start point to posterior approaches.

It was also developed a system that allows synchronous presenting of visual evoked potentials and EEG signal acquisition. This system was developed in the Matlab/Simulink platform and a careful analysis of the signal acquired when presenting such stimulus was made, in order to find the characteristics that are more likely to suit an integration on a authentication system

Considering that this area is not yet very developed, we may consider that this work presents a coherent description of all the studied approaches, thus allowing a correct quantification of those approaches potentialities in the context of a BCI system for authentication.

ÍNDICE

1	INTRODUÇÃO	1
2	ESTADO DA ARTE	3
2.1	Autenticação Biométrica	3
2.1.1	Erros associados à autenticação	5
2.1.2	Características relevantes de um sistema biométrico	6
2.1.3	Sistemas de autenticação biométrica	6
2.2	Sistemas Baseados em Sinais de EEG	10
2.2.1	A anatomia do Cérebro	11
2.2.2	O sinal de EEG	12
2.2.3	Actividade rítmica cerebral	14
2.2.4	Colocação espacial dos eléctrodos	17
2.2.5	Artefactos	19
2.3	Arquitectura dos sistemas de autenticação	20
2.3.1	Blocos funcionais do sistema	21
2.3.2	Diferentes abordagens e paradigmas de controlo	24
2.3.3	Exemplos de sistemas de autenticação baseados em EEG	26
3	PARADIGMAS DE AUTENTICAÇÃO BASEADOS EM SINAL EEG	29

3.1	Introdução	29
3.2	Setup experimental	29
3.2.1	Hardware de estimulação	29
3.2.2	Hardware/Software de aquisição	30
3.2.3	Ambiente para análise dos dados	32
3.3	Pressupostos iniciais do trabalho	33
3.3.1	As áreas Visual e Auditiva	33
3.3.2	Configuração dos eléctrodos.....	34
3.3.3	Análise dos sinais no domínio da frequência	36
3.4	Análise da <i>Baseline</i>	36
3.5	Estimulação visual com “flashes”	38
3.6	Paradigma P300.....	41
3.7	Conclusões	46
4	DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA COM AQUISIÇÃO E ESTIMULAÇÃO SINCRONIZADAS	49
4.1	Introdução	49
4.2	Ambiente de desenvolvimento	49
4.3	Paradigma de Estimulação	52
4.4	Modelo de estimulação com aquisição sincronizada.....	53
4.4.1	Aquisição de sinal usando o Trackit.....	54

4.4.2	Estímulos e rotulamento sincronizado.	54
4.4.3	Transposição de variáveis para o ambiente de trabalho do Matlab	56
4.5	Protocolo Experimental	57
4.6	Processamento de sinal.....	60
4.6.1	Ajuste da média dos canais a zero	60
4.6.2	Subtração dos sinais dos canais dois a dois.....	60
4.6.3	Filtragem do sinal adquirido.....	61
4.6.4	Segmentação do sinal para análise	63
4.6.5	Cálculo da energia de cada segmento nas sub-bandas	64
4.7	Resultados experimentais.....	65
4.7.1	Um só estímulo	65
4.7.2	Estimulação com sequências de cinco e dez estímulos.....	74
4.7.3	Estimulação em ambiente confinado.....	76
4.7.4	Variação temporal	77
4.8	Conclusões	78
5	CONCLUSÕES	79
6	REFERÊNCIAS.....	81

LISTA DE FIGURAS

Figura 2-1: Diagrama de actividades correspondente a um processo de Autenticação.....	3
Figura 2-2: Diagrama de actividades correspondente a um processo de Identificação	4
Figura 2-3: Erros típicos de um sistema biométrico. Um impostor acima do treshold de EER é considerado um falso positivo (FA) e um cliente abaixo desse mesmo treshold é considerado como um falso negativo (FR) [2].....	5
Figura 2-4: Impressão digital com os diferentes tipos de minúcias a ela associadas.....	7
Figura 2-5: Imagem de uma íris e das principais características de relevo para um processo de autenticação/identificação.	7
Figura 2-6: Sistema de autenticação baseado na geometria da mão e imagem de um <i>scan</i> resultante de um destes sistemas.....	8
Figura 2-7: Exemplo de um processo de identificação 2D baseado na geometria facial.	8
Figura 2-8: Exemplo de uma molécula de ADN e dos elementos químicos nela presentes.....	9
Figura 2-9: Sistema de aquisição de assinaturas.	9
Figura 2-10: Exemplos de características da voz relevantes para um sistema de autenticação	10
Figura 2-11: Exemplo de um processo de identificação baseado em EEG.....	10
Figura 2-12: Estrutura de um neurónio (à esquerda) e exemplo de uma rede neuronal (à direita)	11
Figura 2-13: Mapeamento funcional do Córtex cerebral com representação das áreas visuais, auditiva e motora, entre outras.	12
Figura 2-14: Descrição visual do funcionamento de um sistema de aquisição de EEG.....	13
Figura 2-15: Exemplos das diferentes formas do sinal EEG em função dos diferentes níveis de consciência do sujeito, respectivamente: excitação, relaxamento, sonolência, sono e sono profundo.	14
Figura 2-16: Ritmos delta	15
Figura 2-17: Ritmos <i>teta</i>	15

Figura 2-18: Ritmos <i>alfa</i>	16
Figura 2-19: Ritmos <i>beta</i>	16
Figura 2-20: Ritmos <i>gamma</i>	17
Figura 2-21: Ritmos <i>mú</i>	17
Figura 2-22: Sistema 10-20 [15].	18
Figura 2-23: Exemplo de um sistema BCI.....	20
Figura 2-24: Diagrama de actividade típico de um sistema BCI.....	24
Figura 3-1: Monitor ASUS VW202s.....	30
Figura 3-2: Hardware de Aquisição (eléctrodo e material necessário à sua colocação, conector de eléctrodos, dispositivo principal e sistema de comunicação série)	31
Figura 3-3: Software de aquisição de sinal a partir do Hardware de aquisição descrito desenvolvido pela Lifelines Ltd.	32
Figura 3-4: Exemplo de uma porção de sinal EEG e a respectiva Densidade Espectral de Potência obtida com recurso à <i>Signal Processing Toolbox</i>	33
Figura 3-5: Colocação espacial de eléctrodos.....	35
Figura 3-6: DEP obtida de 2 segundos de Baseline relativa ao sujeito 1	37
Figura 3-7: DEP obtida de 2 segundos de Baseline relativa ao sujeito 2	37
Figura 3-8: Algoritmo de análise de dados procedentes da estimulação visual com “flashes”	38
Figura 3-9: Sinal obtido para o sujeito 1 aquando da estimulação visual a 2 Hz durante dez segundos e a respectiva densidade espectral de potencia.	39
Figura 3-10: Sinal obtido para o sujeito 2 aquando da estimulação visual a 2 hz durante dez segundos e a respectiva densidade espectral de potencia.	39
Figura 3-11: Três segmentos contíguos de um segundo do sinal total obtido aquando de um estimulação visual a 2 Hz do sujeito 1 e respectivas DEPs.	40
Figura 3-12: Evento de estimulação auditiva.....	42
Figura 3-13: Evento de estimulação visual.....	42
Figura 3-14: Sistema 10-10 de colocação de eléctrodos para aquisição de sinal EEG.....	43

Figura 3-15: Diagrama relativa à metodologia de análise de dados relativa ao paradigma P300	43
Figura 3-16: DEP relativa ao canal O1 para um segmento de 1 Segundo relativa ao evento de estimulação Target Visual nº 5.	44
Figura 3-17: DEP relativa ao canal O1 para um segmento de 1 Segundo relativa ao evento de estimulação Target Visual nº 15.	45
Figura 3-18: Energias na banda <i>Gamma</i> para vários canais e relativas aos 40 eventos Target Visuais apresentados à cobaia.....	46
Figura 4-1: Passos envolvidos numa simulação dinâmica efectuada em Simulink [31]	50
Figura 4-2: Execução sequencial das rotinas de uma S-function. [31]	51
Figura 4-3: Evento de estimulação e respectivas imagens associadas.....	53
Figura 4-4: Módulo de aquisição	54
Figura 4-5: Bloco Estímulo com os seus respectivos parâmetros	56
Figura 4-6: Modelo final de estimulação com aquisição sincronizada.....	57
Figura 4-7: Segmento de um Segundo relativo aos canais O1 e O2 e respectivo sinal combinado.....	61
Figura 4-8: Resposta em frequência e em fase do filtro Geral	62
Figura 4-9: Resposta em frequência e em fase do filtro para a Banda <i>Alfa</i>	62
Figura 4-10: Resposta em frequência e em fase do filtro para a Banda <i>Beta</i>	63
Figura 4-11: Resposta em frequência e em fase do filtro para a banda <i>Gamma</i> .	63
Figura 4-12: Segmentação do sinal efectuada	64
Figura 4-13: Energias médias para os dois segmentos do Sujeito A	67
Figura 4-14 Energias médias para os dois segmentos do Sujeito B	67
Figura 4-15: Energias médias para os eventos Standard e Target do Sujeito A ..	69
Figura 4-16: Energia total para todos os canais e para os vários eventos	70
Figura 4-17: Energia na Banda Alfa para os canais combinados	71
Figura 4-18: Energia na Banda Beta para os canais combinados.....	72
Figura 4-19: Energia na Banda Gamma para os canais combinados	72

Figura 4-20: Energia media na Banda Gamma para os sujeitos A e B	74
Figura 4-21: Dados relativos a uma tarefa de estimulação com representação dos valores das energias calculadas para as 5 imagens consecutivas	75
Figura 4-22: Dados relativos a uma tarefa de estimulação com representação dos valores das energias calculadas para as 10 imagens consecutivas	75
Figura 4-23: Óculos I-Glasses SVGA pro.....	76
Figura 4-24: Energias médias para os 15 canais combinados para as duas sessões relativas ao sujeito A em resposta a um estímulo único.....	77

ACRÓNIMOS

ADN	Ácido DexoxirriboNucleico
ANOVA	Analysis of variance
AR	Auto Regressão
BCI	Brain Computer Interface
EDF	European Data Format
EEG	ElectroEncefaloGrama
EMG	ElectroMioGrafia
FAR	False Acceptance Ratio
FRR	False Rejection Ratio
HTER	Half Total Error Rate
KNN	K Nearest Neighbours
LDC	Linear Discriminat Classifiers
PSD	Power Spectral Density
SNR	Signal to Noise Ratio
SVMs	Support Vector Machines
VEPs	Visual Evoqued Potentials

1 INTRODUÇÃO

A necessidade corrente, no universo de informação, de métodos de autenticação cada vez mais seguros, robustos e simples, tem levado a um crescente avanço nesta área a uma cada vez mais exigente demanda por métodos mais eficazes que cumpram este propósito. Este trabalho é orientado à análise das potencialidades do uso do sinal EEG aquando da resposta a estímulos exteriores, por oposição aos métodos existentes que se baseiam na análise de características estáticas com descrição gráfica (assinatura, impressão digital) ou em características dinâmicas como sejam o timbre de voz, etc.

Este trabalho assenta pois num paradigma centrado na aquisição de sinal EEG do indivíduo a identificar quando o mesmo é sujeito a estímulos (Potenciais Evocados), e na posterior análise da viabilidade das características dele extraídas tendo em vista o seu uso num contexto de autenticação.

O sinal EEG contém bastante informação e, pode ser considerado como uma característica única dado que a complexidade de todas as estruturas neuronais que cada pessoa possui tornam impossível a sua falsificação ou reprodução. A elevada complexidade deste sinal foi a principal fonte de dificuldades, no entanto a abordagem idealizada resultou numa análise da potencialidade do mesmo enquanto fonte de características passíveis de serem incluídas num sistema de autenticação.

Houve ainda vários aspectos a contemplar além da definição de um protocolo adequado. Um deles foi a opção por uma colocação minimalista de eléctrodos no escalpe. Esta foi alcançada de modo a reflectir um equilíbrio entre a aquisição de sinal das zonas do escalpe que melhor revelam a actividade que se pretende classificar e uma resolução espacial mais abrangente que permitisse reflectir todos os complexos processos mentais que advêm do protocolo de estimulação que foi definido. De realçar que uma colocação minimalista de eléctrodos simplifica fortemente todo o processo e torna o sistema mais viável no contexto da sua aceitabilidade.

O estudo da viabilidade das características a extrair foi feita no domínio da frequência. Neste contexto foram usados os métodos mais comuns de análise em frequência para este sinal biológico e foram analisadas características que se prendem com a energia presente nas várias bandas e as relações entre as mesmas para os vários eléctrodos de sinal que foram colocados no escalpe.

Com vista a proporcionar uma análise coerente das potencialidades das características, foram efectuados testes em dois indivíduos e os resultados foram

apresentados, concluindo-se por fim acerca da viabilidade de implementação de um sistema deste tipo.

De um modo sucinto pode afirmar-se então que este documento se encontra estruturado da seguinte forma:

No Capítulo 2 é feito o completo estudo do estado da arte no que concerne o processo de autenticação, os fundamentos por detrás do funcionamento do cérebro, todos os processos e métodos envolvidos na aquisição de sinal EEG. É feita uma descrição genérica dos Interfaces Cérebro Computador, dos fundamentos por detrás dos potenciais evocados, dos métodos de processamento e classificação para sinais EEG e são ainda referidos os sistemas BCI para autenticação mais relevantes.

No Capítulo 3 é feita uma análise de vários paradigmas cujo uso pode ser considerado pertinente num sistema de autenticação e é feita uma crítica das potencialidades das várias características analisadas

Na secção quatro é explicitado um sistema desenvolvido em Matlab/Simulink que permite a aquisição de sinal aquando da estimulação por potenciais evocados visuais do sujeito e é seguidamente feita uma análise crítica das potencialidades das várias características analisadas para um futuro sistema de autenticação baseado em sinal EEG.

O último Capítulo é dedicado às conclusões onde são debatidos os pontos-chave do trabalho bem como analisadas as reais potencialidades dos vários métodos explanados e são ainda debatidas perspectivas futuras para sistemas deste género.

2 ESTADO DA ARTE

2.1 Autenticação Biométrica

A autenticação Biométrica é um tipo de autenticação baseada nas características fisiológicas ou comportamentais de uma pessoa que se revelam como únicas e, simultaneamente, qualificáveis.

No que diz respeito a esta área, interessa clarificar dois conceitos diferentes que poderão ser confundidos. São eles a autenticação e a identificação biométricas. Apesar de, em ambos, a fonte de informação ser comum (características fisiológicas ou comportamentais), o processo afigura-se bastante diferente. Na autenticação biométrica (ver Figura 2-1) as características em análise são comparadas apenas com aquelas que já tinham sido guardadas pelo sistema para o indivíduo a autenticar, e aí é feita a validação das mesmas enquanto que na identificação (ver Figura 2-2), as características do sujeito são comparadas com todos os vectores característica existentes na case de dados do sistema e o mesmo retorna a identificação que melhor se adequa ao sujeito.

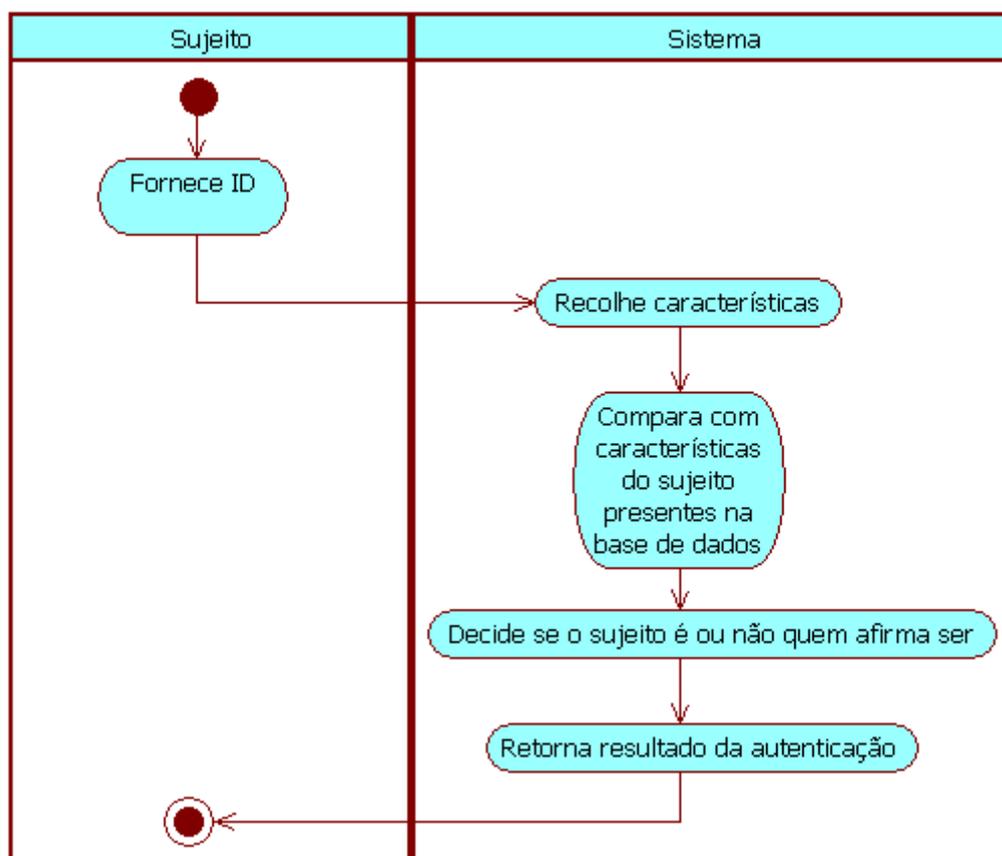


Figura 2-1: Diagrama de actividades correspondente a um processo de Autenticação

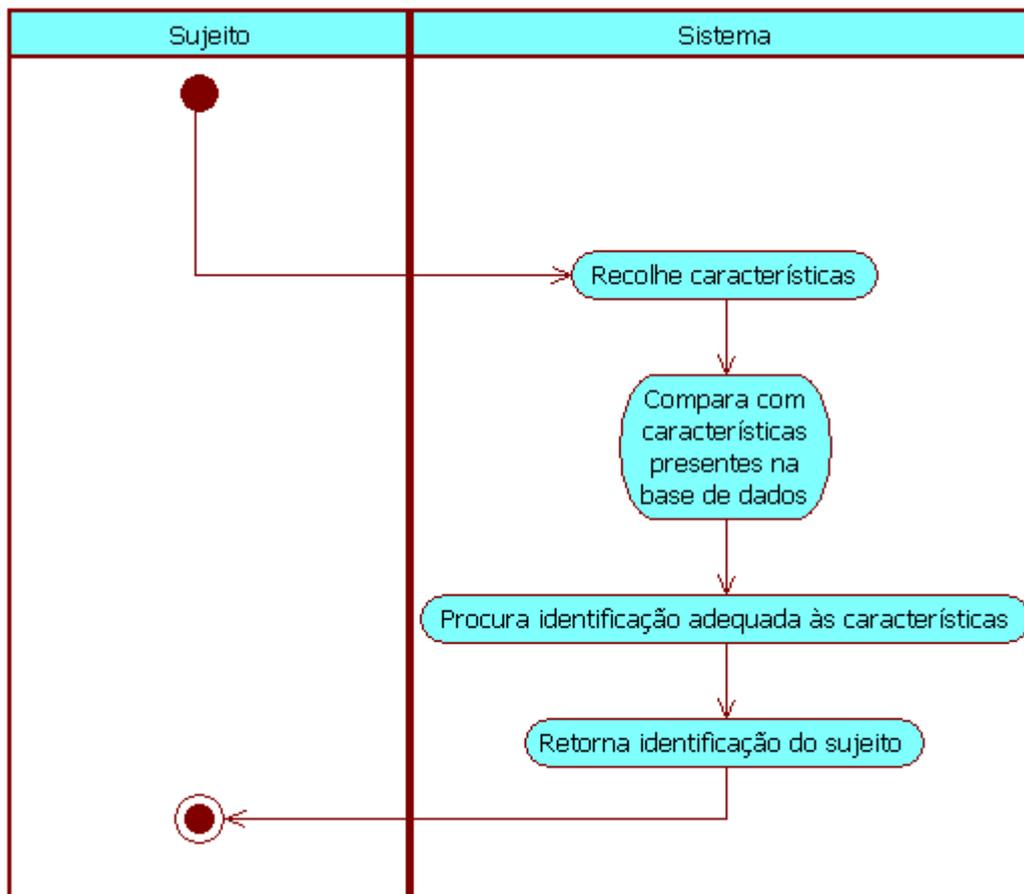


Figura 2-2: Diagrama de actividades correspondente a um processo de Identificação

Feita esta distinção, pode afirmar-se, relativamente a um processo de autenticação biométrica, que o mesmo se divide em duas fases, sendo a primeira o registo do utilizador no sistema e a segunda a autenticação do utilizador no sistema [1].

Na primeira fase, o sistema recolhe toda a informação Biométrica do sujeito considerada relevante para o posterior processo de autenticação armazenando-a sob a forma de um conjunto de características. Na segunda fase, o sistema efectua nova recolha de características do sujeito e compara-as com aquelas obtidas aquando da fase de registo, feita esta comparação decide se o sujeito é ou não quem afirma ser através do retorno do resultado do processo de autenticação descrito.

Convém ainda referir que os métodos de autenticação biométricos podem ser divididos em fisiológicos e comportamentais. Os primeiros estão unicamente relacionados com a forma do corpo (impressão digital, DNA, etc.), enquanto que os segundos já têm a ver com o comportamento da pessoa (assinatura, etc.).

2.1.1 Erros associados à autenticação

No que à autenticação diz respeito, importa considerar dois tipos de erros diferentes procedentes deste processo e cujo valor está directamente relacionado com o comportamento do sistema ao nível dos seus resultados, são eles a FAR (*False Acceptance Rate*) e a FRR (*False Rejection Rate*). Partindo de um universo de sujeitos a autenticar, os erros do tipo 1 (FAR) ocorrem quando o sistema de autenticação aceita um impostor e os erros do tipo 2 (FRR) ocorrem quando o sistema rejeita indevidamente um indivíduo que deveria ser aceite [2]. Os erros do tipo 1 levam a que apareçam *falsos positivos* enquanto os erros do tipo dois traduzem-se em *falsos negativos*.

Quanto menores forem as FARs e FRRs, melhor é o comportamento de um sistema de autenticação, no entanto, admitindo um comportamento linear por parte de um sistema já implementado, há uma necessidade de ajustar a quantidade de falsos positivos e falsos negativos de modo a melhor servir os propósitos do sistema. Como será fácil de entender, sistemas com elevados requisitos de segurança deverão centrar a sua atenção nos falsos positivos e tentar eliminá-los ao máximo, mesmo que isso signifique mais falsos negativos enquanto sistemas com menores requisitos de segurança podem permitir mais falsos positivos, obtendo também, como será de esperar menos falsos negativos. Pode ser calculado um índice (HTER – *Half Total Error Rate*) que traduz esta relação da seguinte maneira:

$$\text{HTER} = (\text{FAR} + \text{FRR}) / 2$$

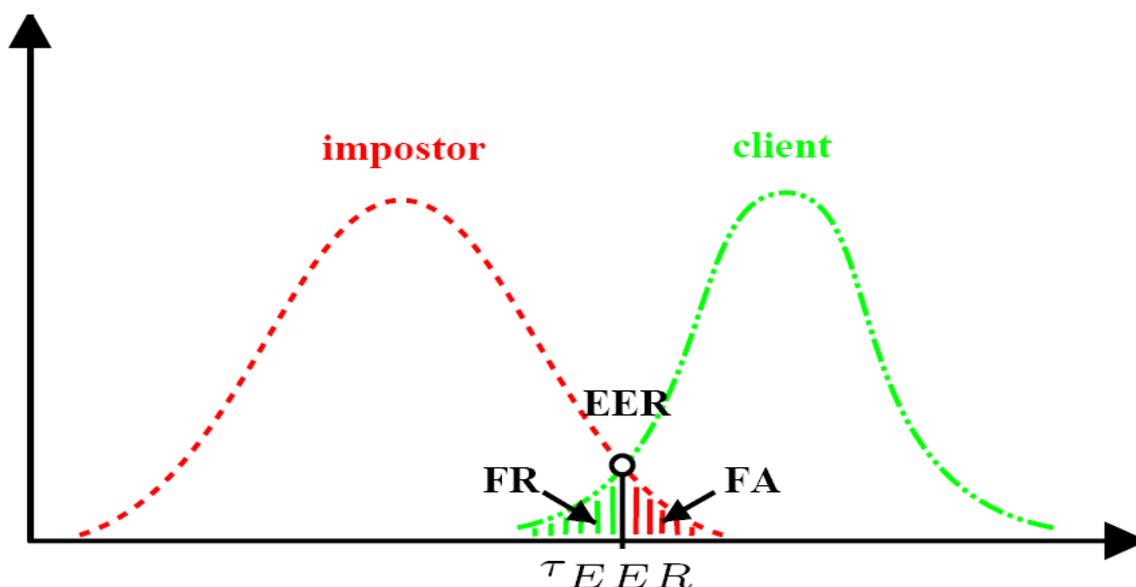


Figura 2-3: Erros típicos de um sistema biométrico. Um impostor acima do treshhold de EER é considerado um falso positivo (FA) e um cliente abaixo desse mesmo treshhold é considerado como um falso negativo (FR) [2]

2.1.2 Características relevantes de um sistema biométrico

Um sistema biométrico, tendo, como já foi referido, fontes de informação fisiológicas ou comportamentais, apresenta características relevantes que importa descrever. De acordo com [3] são:

Universalidade: Todas as pessoas devem possuir as características a extrair.

Distinção: Dois quaisquer indivíduos deverão ser suficientemente diferentes ao nível das suas características para permitir classificações diferentes.

Permanência: As características deverão ser invariantes no espaço de tempo em que o método de identificação se propõe ser utilizado.

Colectabilidade: As características deverão poder ser medidas de uma maneira quantitativa.

Performance: Relação entre a precisão do reconhecimento e o tempo envolvido nesse mesmo processo, bem como os factores operacionais que afectam os dois factores referidos antes.

Aceitabilidade: Indica a extensão de pessoas que estão dispostas a aceitar o uso do sistema sem reservas nas suas actividades diárias.

Contornabilidade: reflecte a facilidade com que o sistema pode ser ultrapassado recorrendo a métodos fraudulentos.

Um sistema biométrico deverá assim respeitar os critérios de precisão, velocidade e recursos definidos, ser inofensivo para os utilizadores, aceite pelos sujeitos alvo e ser robusto o suficiente para evitar usos fraudulentos.

2.1.3 Sistemas de autenticação biométrica

Hoje em dia existem já muitos e variados métodos de autenticação biométricos, alguns dos mais relevantes serão enumerados e descritos de seguida.

Impressão Digital

A impressão digital é um método biométrico bastante comum, baseia-se na unicidade comprovada dos sulcos que a compõem. Esta unicidade leva a que, dela possam ser extraídas características (minúcias). Estes sistemas baseiam-se primeiro, num método de recolha da imagem da impressão digital e posteriormente em algoritmos de detecção de minúcias que levam à conseqüente recolha das características que permitam identificar/autenticar o sujeito [4].

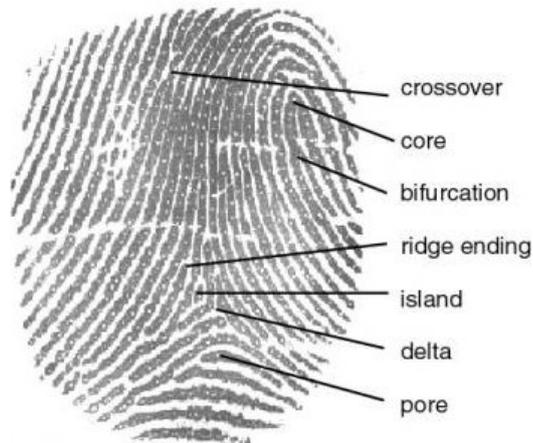


Figura 2-4: Impressão digital com os diferentes tipos de minúcias a ela associadas.

Íris

A íris é a parte colorida do olho, e foi provado que a mesma pode ser usada com um elevado grau de confiança em processos de autenticação dada a sua comprovada unicidade. A tecnologia associada a este processo baseia-se num *scanner* que permite a aquisição de uma imagem do olho. As características extraídas são várias e podem ser observadas na Figura 2-5.

Neste contexto interessa ainda referir outro método de autenticação cuja fonte de características é o olho humano, é ele a biometria da retina que se baseia na análise dos vasos sanguíneos presentes nos olhos. Este método é mais invasivo e apresenta mais dificuldades ao nível da aquisição da imagem do interior do olho [5].

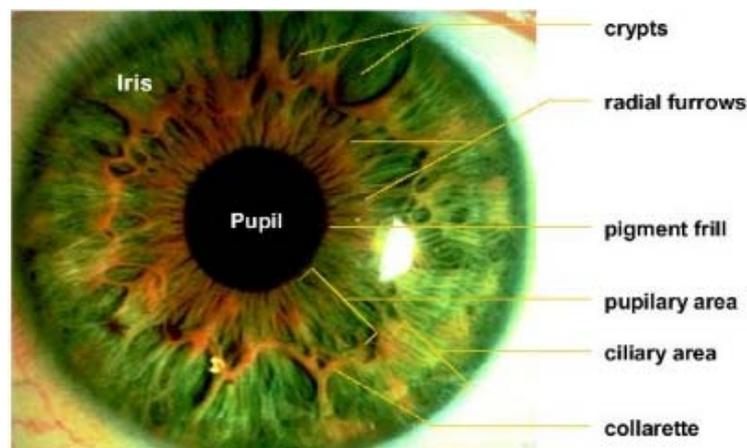


Figura 2-5: Imagem de uma íris e das principais características de relevo para um processo de autenticação/identificação.

Geometria da mão

A geometria da mão é outra característica fisiológica comumente usada em processos biométricos. Revela-se uma boa abordagem dada a sua simplicidade e rapidez, no entanto os níveis de segurança associados a esta técnica estão bastante longe dos desejados para ambientes de alta segurança [5].



Figura 2-6: Sistema de autenticação baseado na geometria da mão e imagem de um *scan* resultante de um destes sistemas.

Face

A face humana permite ao ser humano, o reconhecimento de pessoas no dia-a-dia, não sendo pois de estranhar que as características do rosto se revelem únicas e úteis para processos de autenticação. Estes baseiam-se na geometria da face mas classificações incorrectas são frequentes e motivadas por factores como sejam um corte de cabelo diferente, a presença de óculos ou cirurgias faciais.

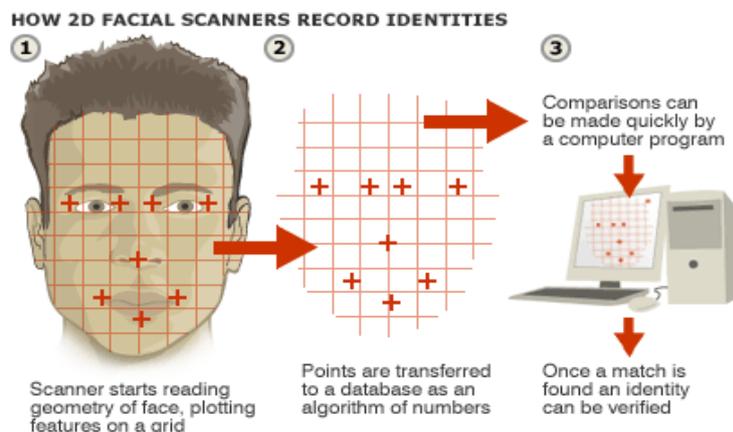


Figura 2-7: Exemplo de um processo de identificação 2D baseado na geometria facial.

ADN

O ADN (Ácido Dexoxirribonucleico) é uma molécula helicoidal presente em todas as células humanas e que contém toda a informação genética de uma pessoa. A extração de características baseia-se na análise da estrutura química desta molécula. A dificuldade na sua obtenção e a inexistência de processos automatizados que permitam a sua aquisição e imediata classificação do indivíduo leva a que este processo não seja ainda considerado um método viável para uso corrente, no entanto a quase inexistência de erros revela-se como o seu ponto mais forte.

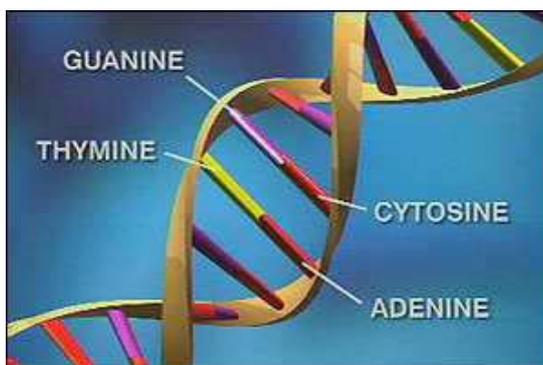


Figura 2-8: Exemplo de uma molécula de ADN e dos elementos químicos nela presentes

Assinatura

A caligrafia é usada há já bastante tempo e que está actualmente banalizada com método de autenticação. De um ponto de vista computacional são analisadas características como sejam a forma dos caracteres, velocidade e a pressão da escrita [5]. No entanto há factores que podem contribuir para desempenhos mais pobres deste tipo de sistemas como sejam a variância da escrita com o estado emocional da pessoa e também a evolução da mesma com o tempo.



Figura 2-9: Sistema de aquisição de assinaturas.

Voz

A voz possui características únicas devidas às formas únicas da boca, traqueia e cavidades nasais de cada pessoa. Assim, cada vez que uma pessoa pronuncia determinado som, o mesmo contém características que podem ser reconhecidas e usadas neste contexto. A sua maior vantagem reside no baixo preço do equipamento de aquisição, o que torna este tipo de tecnologia bastante acessível [5].

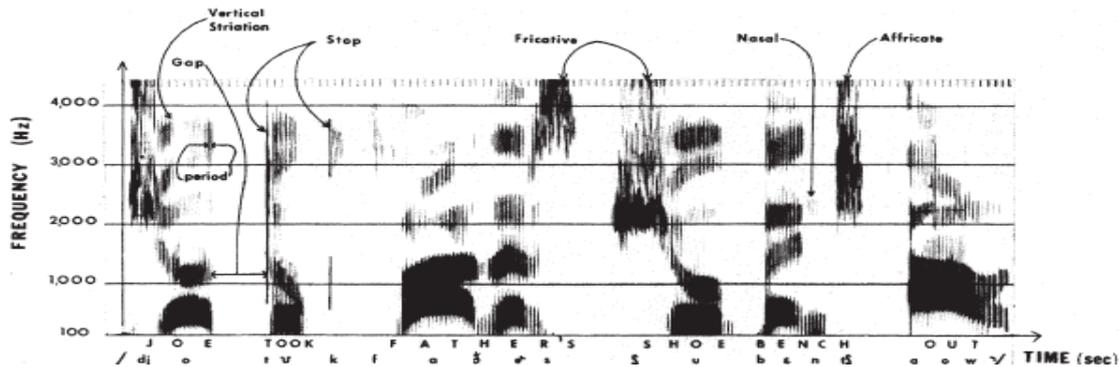


Figura 2-10: Exemplos de características da voz relevantes para um sistema de autenticação

2.2 Sistemas Baseados em Sinais de EEG

Ao longo dos últimos anos tem-se verificado um interesse crescente no potencial da actividade eléctrica do cérebro no contexto da autenticação/ biométrica [6, 7]. O ElectroEncefaloGramma, dada a sua natureza, apresenta alguns problemas nomeadamente, fracas colectabilidade e usabilidade, dado o complexo processo que esta associado à aquisição e processamento do mesmo. No entanto sabe-se que o sinal EEG é geneticamente condicionado o que revela o seu potencial para ser usado como uma fonte de sinal para autenticações de alta segurança.

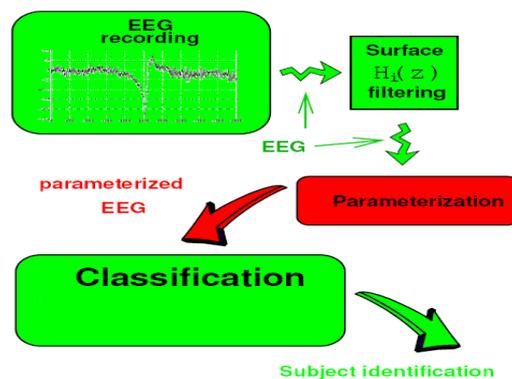


Figura 2-11: Exemplo de um processo de identificação baseado em EEG

Nesta linha de ideias, os sistemas biométricos baseados em sinais de EEG (ver Figura 2-11) surgem como um tópico de investigação emergente com potencial de aplicação em áreas tão diversas como os sistemas de controlo de acessos, as transacções autenticadas ou a vigilância vídeo.

Ao longo desta secção apresentam-se alguns aspectos relacionados com a actividade cerebral e os problemas associados aos sistemas baseados em sinais de EEG.

2.2.1 A anatomia do Cérebro

O cérebro é um sistema altamente complexo cuja unidade fundamental é o neurónio. Os neurónios têm várias formas e funções, tendo, em última instância a tarefa de controlar toda a actividade humana. Estima-se que um adulto tenha cerca de 10^{11} neurónios. De um modo simplificado, um neurónio funciona da seguinte maneira: recebe através das suas dendrites, sinais de activação (impulsos eléctricos) provenientes de outros neurónios. Estes impulsos são então “adicionados” no corpo celular onde todos os “sinais de entrada” se juntam contribuindo assim para o disparo ou não de um sinal eléctrico que se propagará aos restantes neurónios que lhe estão directamente associados, através de estruturas denominadas axónios.

Todo o desempenho funcional do cérebro é baseado na reestruturação das ligações entre neurónios, o que lhe confere toda a funcionalidade que apresenta (ver Figura 2-3). Impõe-se realçar que toda a actividade cerebral é baseada em sinais de natureza eléctrica. [8]

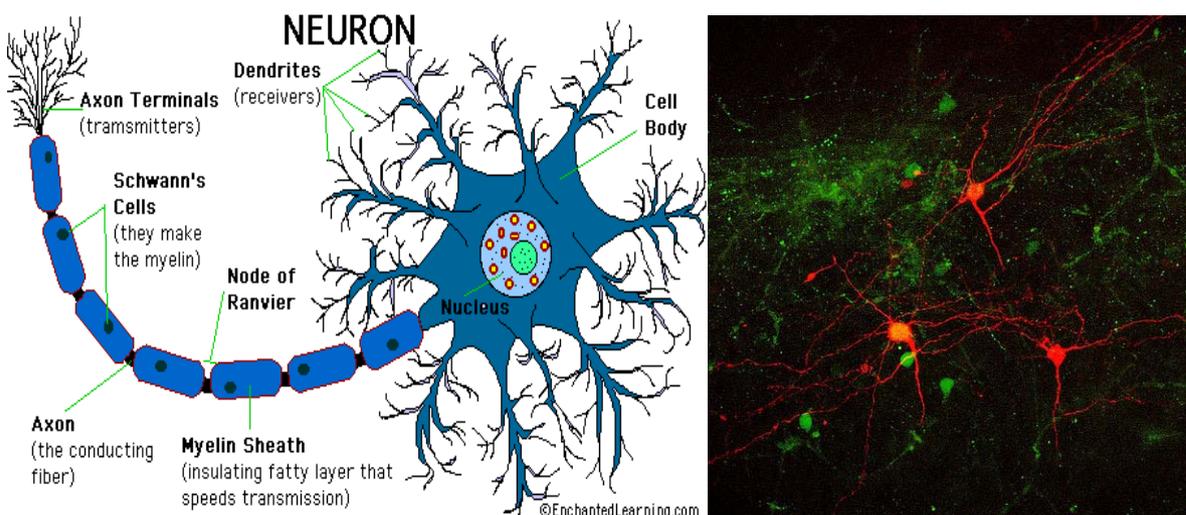


Figura 2-12: Estrutura de um neurónio (à esquerda) e exemplo de uma rede neuronal (à direita)

Dum ponto de vista mais geral, e focando-nos na morfologia do cérebro, pode afirmar-se que o córtex cerebral tem diversas áreas, às quais são imputadas funções distintas, resultando num mapeamento funcional bem definido (ver figura 2-4). Este mapeamento é de uma importância fundamental dado que, sabendo qual a área do cérebro que está associada a determinada tarefa, poderá ser estabelecida uma melhor relação entre a actividade eléctrica lida e a tarefa mental executada [9].

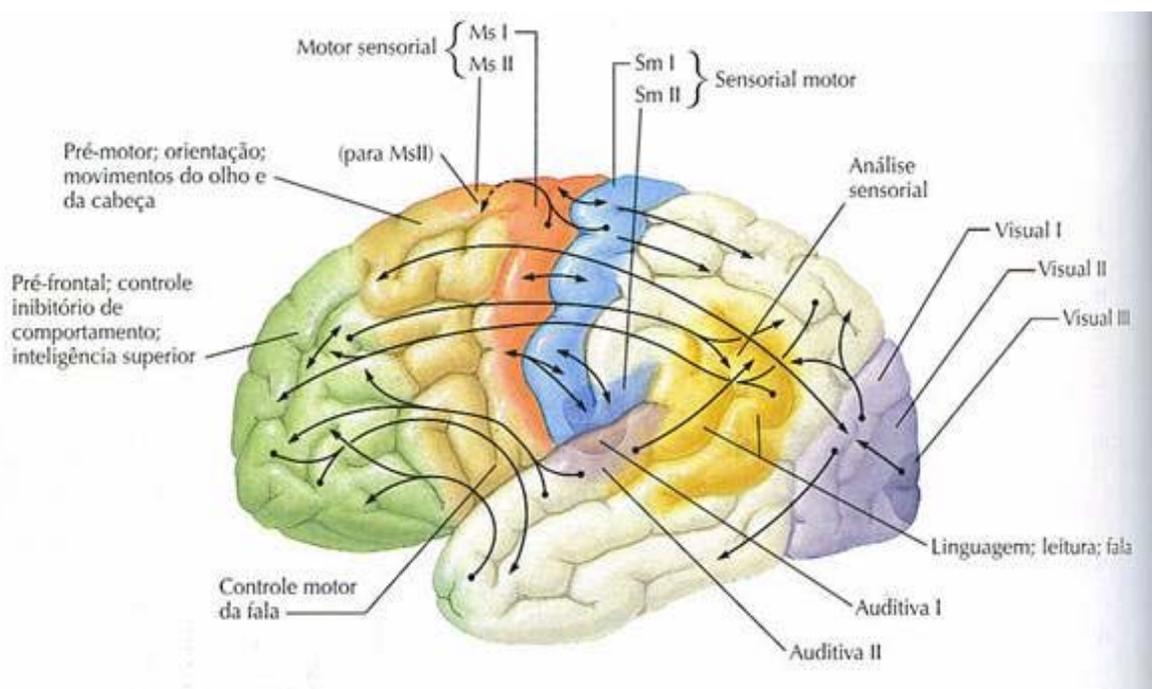


Figura 2-13: Mapeamento funcional do Córtex cerebral com representação das áreas visuais, auditiva e motora, entre outras.

2.2.2 O sinal de EEG

A electroencefalografia define-se como a medição da actividade eléctrica produzida pelo cérebro.

Como referido anteriormente, os neurónios geram potenciais de acção que têm um cariz eléctrico, e, por isso mesmo o conjunto da actividade das redes neuronais que constituem o cérebro gera uma panóplia de potenciais eléctricos que podem ser medidos à superfície do escalpe. A medição destes potenciais não se foca pois, na actividade de um simples neurónio, mas sim na actividade combinada de milhões de neurónios. Esta aquisição de sinal resulta no ElectroEncefaloGrama (EEG), que se veio revelando ao longo dos tempos como um sinal cada vez mais importante para a comunidade científica e médica dada toda a informação que dele pode ser retirada.

A primeira medição do sinal eléctrico proveniente da actividade neuronal (EEG) aconteceu em 1875. Este estudo baseou-se em aquisição de sinal através de um método invasivo, a partir do cérebro de animais. Vários problemas surgiram desta primeira abordagem [10], o que levou a uma consequente refinação dos métodos de aquisição. Em 1958 foi definido o sistema 10-20, por intermédio de Jasper, abrindo assim portas ao uso científico e médico sustentado deste sinal.

A aquisição do sinal EEG pode ser feita tendo como base métodos invasivos, ou não invasivos. No que aos métodos não invasivos diz respeito, são colocados eléctrodos no escalpe do indivíduo, recorrendo a um gel condutor para a aquisição do sinal e a procedimentos que permitam diminuir a impedância escalpe-eléctrodo, com vista à obtenção de um sinal mais fidedigno. O sinal captado no escalpe é maioritariamente resultante das células que estão orientadas perpendicularmente à superfície craniana e é conduzido até aos eléctrodos de aquisição através de três meninges que conferem ao cérebro humano um comportamento semelhante ao de um filtro passa baixo. O sinal EEG apresenta ainda uma pesada dispersão espacial dado que este é resultante de vários focos de excitação e não de um único foco como seria desejável. [11, 12].

Nos métodos invasivos a aquisição de sinal é feita através de eléctrodos que são implantados em contacto directo com a superfície do cérebro. Estes permitem uma aquisição de sinal mais focalizada, tendo, no entanto, a desvantagem da necessidade de recurso a métodos cirúrgicos e a indesejada invasão da cavidade cerebral a eles associada.

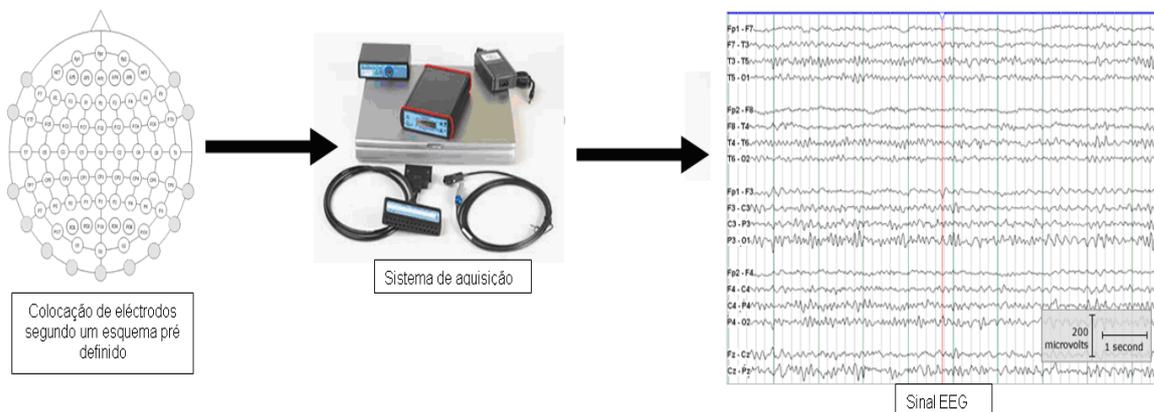


Figura 2-14: Descrição visual do funcionamento de um sistema de aquisição de EEG

2.2.3 Actividade rítmica cerebral

O sinal EEG é fisiológico e está condicionado pelas actividades mentais realizadas em determinado momento, apresentando assim uma dependência directa com as mesmas, e um comportamento influenciado pelo intervalo temporal em que o mesmo é adquirido. [1]

A actividade cerebral pode ser classificada segundo vários parâmetros como sejam a amplitude, forma e local de origem, sendo no entanto mais relevante a sua classificação em bandas de frequência [11]. A frequência da actividade rítmica cerebral depende, entre outros factores, do nível de consciência do sujeito (ver Figura 2-6), das acções do mesmo e dos seus pensamentos. Por exemplo a visualização de determinada imagem, ou o simples planeamento de uma actividade motora revelam alterações no sinal EEG [13].

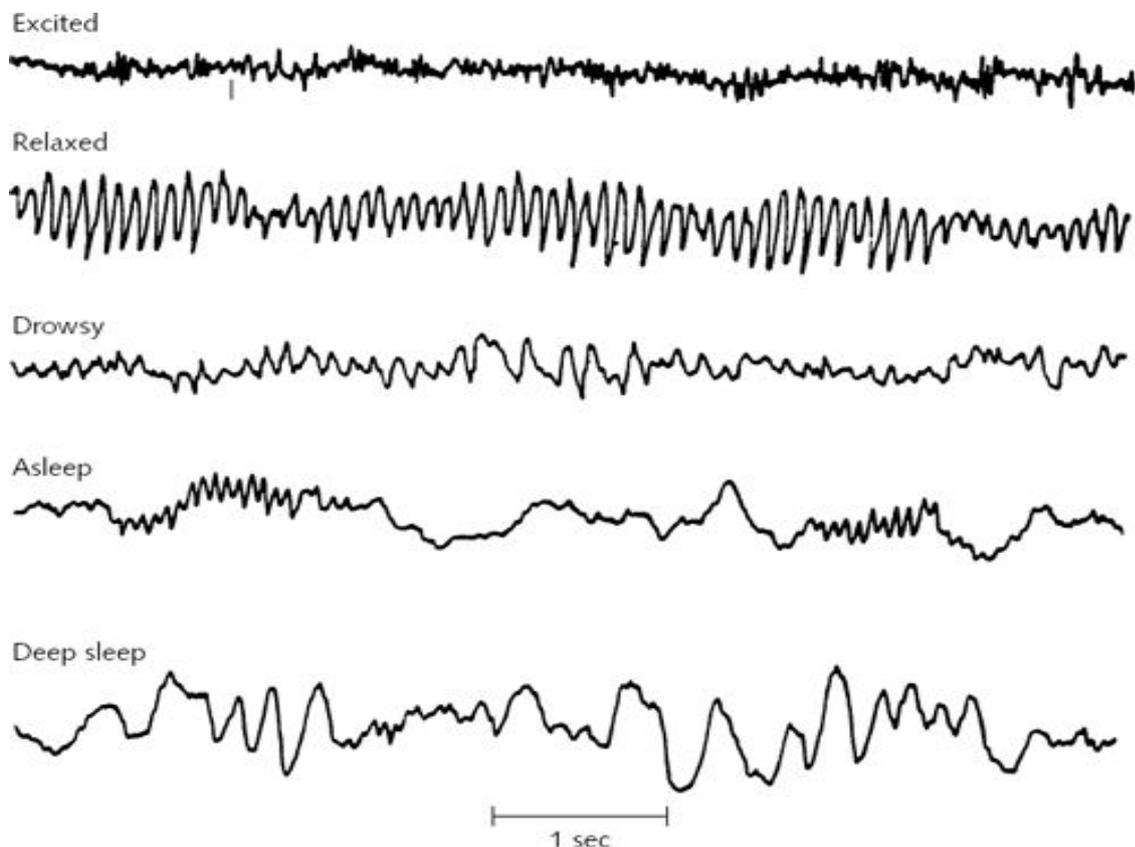


Figura 2-15: Exemplos das diferentes formas do sinal EEG em função dos diferentes níveis de consciência do sujeito, respectivamente: excitação, relaxamento, sonolência, sono e sono profundo.

O sinal EEG pode assim ser dividido em várias bandas de frequência que são denominadas por letras gregas sem nenhuma associação lógica e que podem ser compreendidas apenas sob um ponto de vista histórico. [14] Assim sendo, e

segundo [14] a actividade rítmica cerebral pode ser classificada nas seguintes categorias em função da sua frequência.

- **Ritmos *delta* (δ)**

Correspondem à actividade cerebral mais lenta (abaixo dos 4Hz) e revelam-se no sono profundo dos adultos (fases 3 e 4), em recém nascidos e são ainda uma patologia associada a algumas disfunções cerebrais. Para um sistema BCI (ver secção 2.4) as mesmas acabam por se revelar irrelevantes, dada a quase completa ausência de informação de interesse.

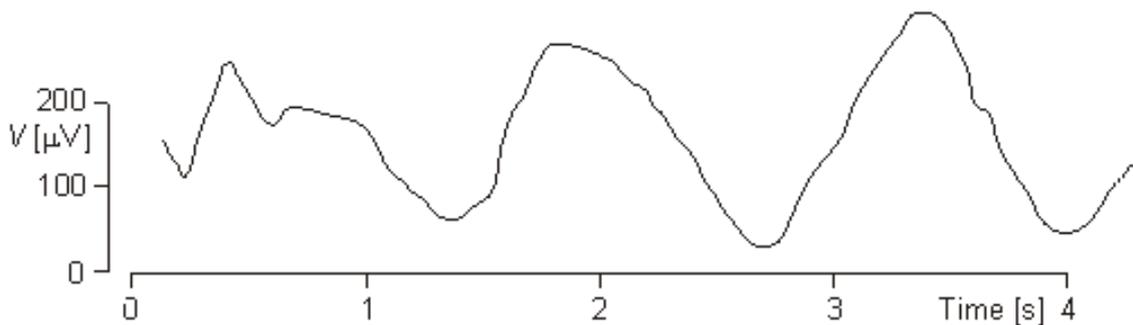


Figura 2-16: Ritmos *delta*

- **Ritmos *teta* (θ)**

Os ritmos *teta* ocorrem na banda de frequência compreendida entre os 4 e os 7 Hz. O seu nome decorre da sua localização (tálamo). Estes ritmos em adultos são sintomas de disfunções cerebrais e revelam-se também durante episódios de stress, sono leve, meditação ou hipnose sendo no entanto normais durante a infância.

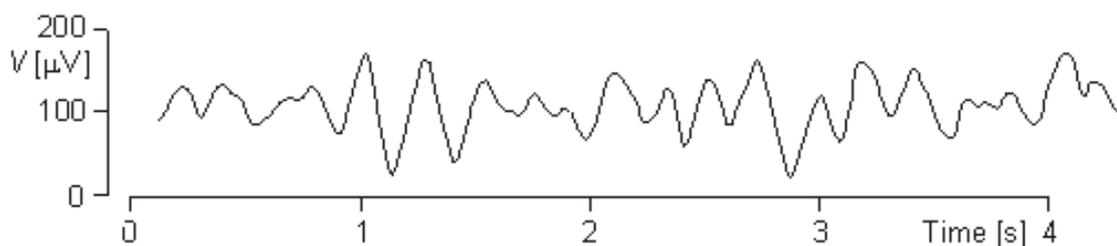


Figura 2-17: Ritmos *teta*

- **Ritmos *alfa* (α)**

Esta actividade corresponde à banda de frequências 8-13 Hz. Podem ser encontrados em grande parte dos adultos quando conscientes e em estado de relaxamento com os olhos fechados. Revelam-se sobretudo na zona occipital, podendo no entanto ser também observados na parte frontal do escalpe. Este tipo de ritmos não se revela em estados de sono profundo e são fortemente atenuados aquando de episódios de concentração mental para determinada actividade.

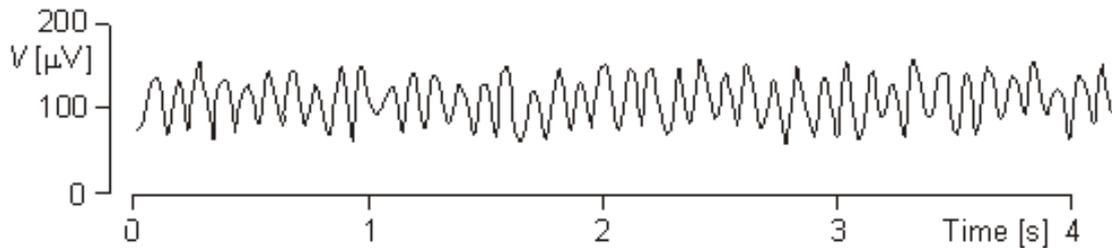


Figura 2-18: Ritmos *alfa*

- **Ritmos *Beta* (β)**

A gama de frequências associada a este tipo de ritmos é a banda compreendida entre os 13 e os 30 Hz, sendo subdividida em três sub-bandas, são elas a banda β_1 (13-18 Hz), β_2 (18-24Hz) e β_3 (24-30Hz). A necessidade de subdividir os ritmos β nestas 3 sub bandas advém das suas diferentes origens, no entanto, de um modo geral, pode afirmar-se que estes ritmos são responsáveis pelo processamento de informação proveniente do exterior, pela resolução de problemas e tomada de decisões, estando assim envolvidas nas operações mentais que exigem um maior grau de complexidade.

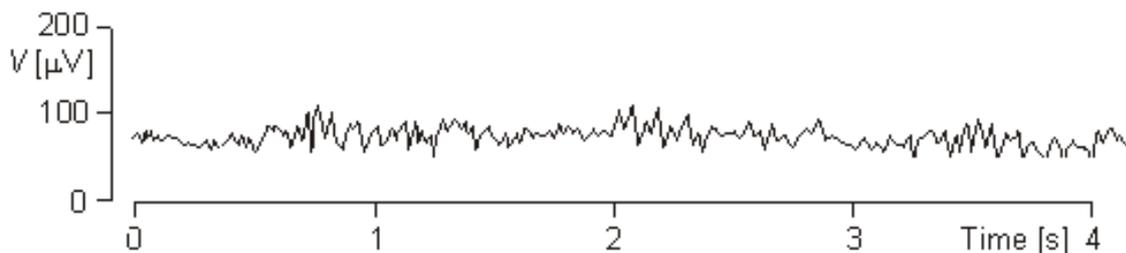


Figura 2-19: Ritmos *beta*

- **Ritmos *Gamma* (γ)**

Estes ritmos afirmam-se como os ritmos mais complexos adquiridos em EEG, estão associados às tarefas de percepção e consciência e ocorrem a partir dos 30Hz até ao limite da banda determinada aquando da aquisição do sinal EEG. Presume-se que sejam os ritmos cerebrais mais ricos em informação mas, de momento, ainda não foram desenvolvidos métodos que permitam uma boa interpretação dos mesmos.

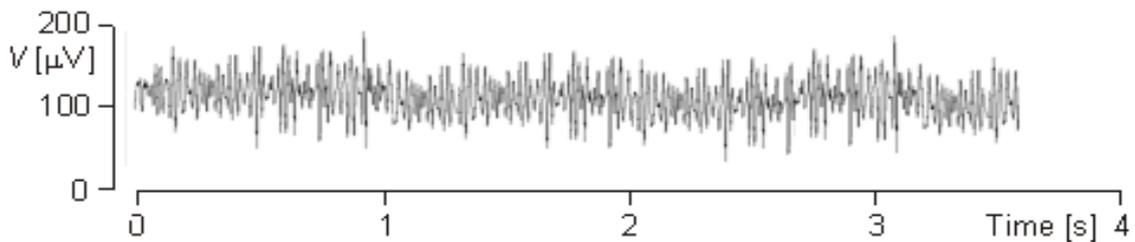


Figura 2-20: Ritmos *gamma*

- **Ritmos *mú* (μ)**

Dentro da banda Beta pode ainda ser considerada uma outra variante de frequências que correspondente aos ritmos mú (μ). Estes revelam, na sua base, o estado de repouso do cérebro, sofrendo supressões e ampliações que estão directamente relacionadas com eventos sensoriomotores sendo, por isso mesmo, mais facilmente detectáveis na zona do córtex motor (central parietal).

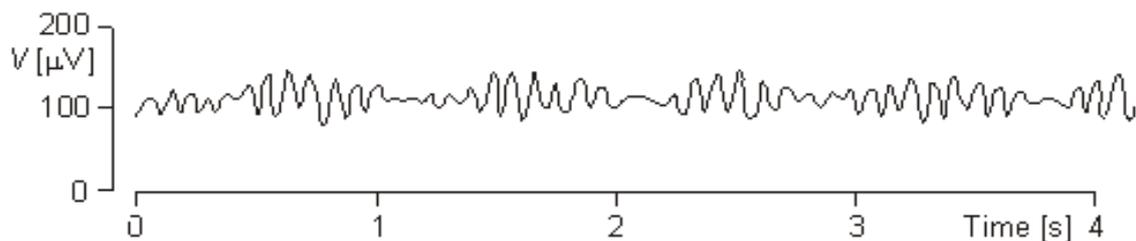


Figura 2-21: Ritmos *mú*

2.2.4 Colocação espacial dos eléctrodos

Uma parte fundamental da aquisição de sinal a partir do cérebro prende-se com a colocação espacial dos eléctrodos que permitem a sua aquisição. De notar que,

neste capítulo são deixados de parte os métodos invasivos dada a sua pequena relevância no contexto deste trabalho. São assim descritos de um modo mais detalhado os pormenores relacionados com eléctrodos colocados no escalpe.

No que à posição espacial dos eléctrodos diz respeito há vários sistemas tomados como standard. O primeiro a ser proposto foi sem dúvida o Sistema 10-20 avançado por Jasper em 1958 (Figura 2-13). Este sistema baseia-se na colocação de eléctrodos em posições definidas através de percentagens dos eixos latitudinal e longitudinal do crânio. O eixo latitudinal é medido entre os dois entalhes pré auriculares (esquerdo e direito), e o Eixo longitudinal é medido do nasion (depressão entre o nariz e a sobrancelha) até ao inion (protuberância que separa o crânio do pescoço). Os eléctrodos são então colocados a partir das extremidades destes dois eixos, em pontos definidos por percentagens do comprimento dos mesmos.

Este sistema é usado de modo bastante frequente, dada a sua boa relação entre a resolução espacial obtida e a simplicidade do mesmo, no entanto existem outros sistemas com mais eléctrodos e uma melhor resolução espacial (ex.: sistema 10-10) que apresentam, obviamente, um maior grau de complexidade.

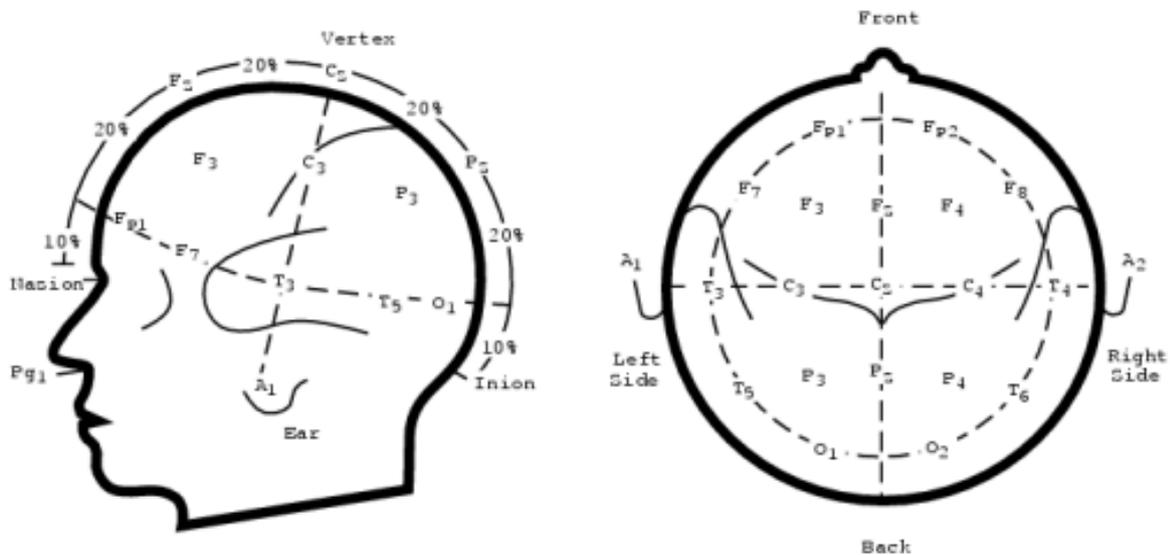


Figura 2-22: Sistema 10-20 [15].

Importa ainda referir algumas particularidades relativas à colocação dos eléctrodos, dado que um correcto procedimento neste campo é essencial para a obtenção de um sinal EEG de boa qualidade. A colocação de eléctrodos segundo métodos não invasivos recorre normalmente eléctrodos de AgCl (Cloreto de Prata), podendo, no entanto ser usados eléctrodos de outros tipos. A correcta transmissão do sinal entre o escalpe e o eléctrodo é assegurada por uma pasta

especial, condutora, que assegura simultaneamente a aderência dos eléctrodos ao escalpe e a propagação do sinal até aos mesmos. Um bom indicador da qualidade da colocação dos eléctrodos é a impedância medida entre o crânio e o eléctrodo em si, esta deverá ser mantida tão baixa quanto possível.

2.2.5 Artefactos

De um modo lato, os artefactos podem ser definidos como todos e quaisquer obstáculos à obtenção de um sinal “limpo” no contexto de um EEG. Estes perturbam o sinal proveniente do cérebro, reduzindo a sua fiabilidade e introduzindo-lhe perturbações indesejadas. Estas fontes externas de ruído podem ser divididas em duas classes: os artefactos técnicos e os fisiológicos [11].

Os artefactos fisiológicos, como o próprio nome indica, são artefactos provenientes da própria fonte do sinal EEG, o sujeito de quem se adquire o sinal. Alguns exemplos são:

- Suor (interfere na impedância dos eléctrodos)
- Artefactos EMG, provocados por tensões musculares na cara e no pescoço.
- Artefactos Oculares, provocados, por ex., pelo pestanejar.
- Movimentos do utilizador que podem provocar oscilações na correcta posição dos eléctrodos, alterar momentaneamente as impedâncias dos mesmos, ou excitar fontes neuronais que se desejariam em repouso.

A aquisição de sinal EEG está ainda dependente de outro tipo de artefactos, os técnicos, directamente associados ao equipamento de aquisição. Temos como fontes mais comuns de artefactos a este nível:

- Imposição de uma componente de 50Hz pelo material eléctrico envolvente
- Má colocação dos eléctrodos
- Mau estado dos eléctrodos.

Os artefactos são portanto uma fonte corruptora importante aquando da aquisição de sinal EEG, requerendo um esforço, por parte do utilizador e dos responsáveis pela aquisição, no sentido de serem minimizados, conduzindo à obtenção de um sinal com a melhor qualidade possível

2.3 Arquitectura dos sistemas de autenticação

Como referido anteriormente, uma das áreas de investigação que tem despertado grande interesse é o das interfaces homem-máquina baseadas no processamento de sinais biológicos. Neste âmbito, as interfaces cérebro-computador (*Brain Computer Interfaces*, BCIs) são vistas como um canal de comunicação e controlo usado para enviar mensagens e comandos do cérebro para o mundo exterior, permitindo aceder a novos serviços e oportunidades.

Um sistema BCI é, como o próprio nome indica, uma ponte entre o sinal proveniente do cérebro e um computador, ou sistema computacional, que não depende dos caminhos de saída comuns do cérebro para os nervos e músculos [16]. Assim sendo, um sistema BCI deverá agir como um interpretador de intenções do seu utilizador, permitindo-lhe a execução de tarefas, comandos e decisões sem recurso a qualquer tipo de expressão verbal ou física (Figura 2-23). Em geral, este tipo de sistemas baseiam-se em tarefas mentais que deverão permitir uma correcta interpretação por parte do sistema computacional da intenção do sujeito tendo em conta os seus ritmos cerebrais [17].

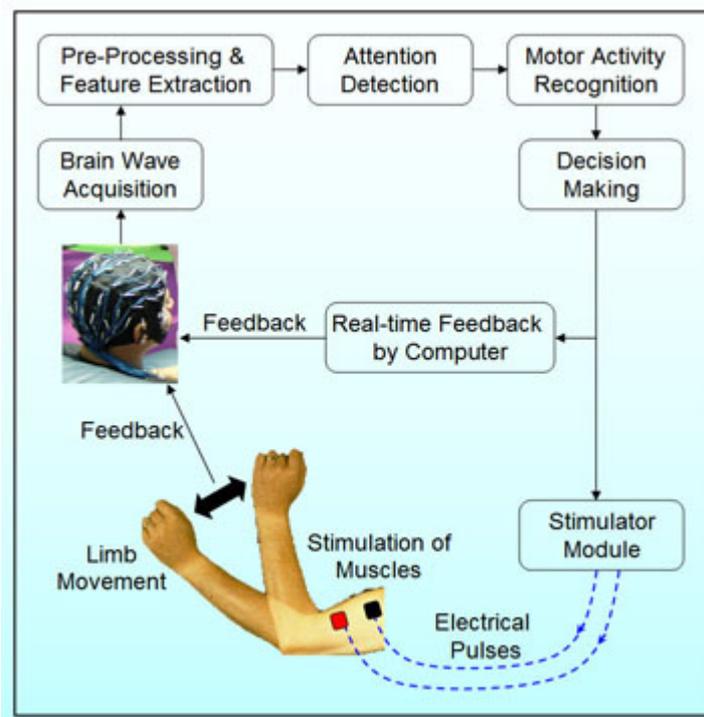


Figura 2-23: Exemplo de um sistema BCI

Paralelamente, os desenvolvimentos verificados nos últimos anos indicam a possibilidade de usar a actividade eléctrica do cérebro em sistemas de

autenticação/identificação. Apesar das suas características próprias, estes dois tipos de sistemas partilham muito das funções elementares e dos métodos de processamento sinal. Ao mesmo tempo, estes sistemas apresentam uma multidisciplinaridade inerente afecta às mais diversas áreas como sejam a medicina, a psicologia, a neurologia e em última instância os sistemas electrónicos e a computação.

2.3.1 Blocos funcionais do sistema

Tal como qualquer sistema de comunicação, o sistema de autenticação deverá possuir entradas, saídas e blocos de processamento que, quando combinados, lhe conferem a funcionalidade desejada. Os principais blocos que constituem o sistema são: a aquisição, a extracção de características, a classificação e os dispositivos de saída.

Aquisição

O ponto de partida deste tipo de sistemas, é a aquisição de sinal, neste caso, de sinal EEG. Esta deverá ser feita através de um método que permita a captação do sinal biológico, e na maior parte dos casos, a sua amplificação e digitalização, possibilitando análises à posteriori.

As condições de aquisição são deveras importantes dado que as mesmas condicionarão todas as fases seguintes do sistema. Por ex., o comportamento de um sistema que se propõe a autenticar um indivíduo terá características muito distintas de um que se proponha a comandar um robô mentalmente.

Extracção de características

Após a aquisição, impõe-se o processamento da informação adquirida. Este inclui pré-processamentos de vários tipos, de que são exemplo a remoção de artefactos e a aplicação de filtros com vista a “limpar” o sinal e a conferir-lhe uma maior robustez. Após este tratamento entra em cena a extracção das características que permitam mais tarde tomar decisões relativas ao comportamento do sistema.

O sinal EEG digital pode ser analisado sob vários prismas. No entanto, a abordagem mais frequente no contexto BCI é a análise no domínio da frequência envolvendo a avaliação da energia em certas bandas e/ou a relação de energia entre bandas. Neste contexto, a densidade espectral de potência (PSD) traduz a distribuição (num espectro de frequências) da quantidade de energia contida num

sinal. Para aplicar métodos de estimativa da Densidade Espectral de Potência, o sinal a analisar terá que ter duas características: tem que ser simultaneamente ergódico e estacionário [18].

No que ao cálculo de PSDs diz respeito, há vários métodos: os paramétricos, não paramétricos e de divisão em sub-espacos. Tendo todos eles, como se afigura óbvio, as suas vantagens e desvantagens [18].

Os métodos não paramétricos estimam a PSD directamente da informação contida no sinal. Dentro deste conjunto podemos encontrar os métodos do Periodograma, do Periodograma modificado e o método de Welch. Este último é uma versão melhorada do segundo, que tem a vantagem de diminuir a variância da estimativa obtida.

Por outro lado, nos métodos paramétricos a PSD é estimada a partir de um sinal assumido como saída de um sistema linear corrompido por ruído branco. Têm a vantagem de levar a maiores resoluções que os métodos não paramétricos quando a dimensão dos dados é relativamente pequena [17]. Um exemplo deste tipo de métodos é o Método Auto regressivo de Yule-Walker.

Os métodos de sub-espacos obtêm as estimativas das componentes em frequência através de um método mais complicado baseado em valores próprios da matriz de correlação do sinal. Adequam-se melhor portanto a análises de ondas sinusoidais o que lhes confere uma importância reduzida no contexto deste trabalho.

Classificação

Extraídas as características desejadas do sinal, tornam-se fulcrais as tomadas de decisão que serão depois reflectidas no comportamento do sistema. Estas são baseadas nas características recolhidas e permitem, em última instância, a transposição da vontade do sujeito para o exterior.

O sinal EEG, na sua essência apresenta-se como um sinal bastante complexo, no entanto, tendo sido dele extraídas as características desejadas, podem posteriormente ser aplicados alguns dos métodos mais comumente usados no domínio do reconhecimento de padrões. De seguida serão explicitados de um modo mais concreto alguns deles tendo como propósito uma melhor compreensão dos mesmos, dada a sua posterior integração neste trabalho.

A maior parte dos classificadores partem inicialmente de um conjunto denominado *conjunto de treino* que tem por objectivo estabelecer padrões para os seguintes elementos a classificar (*conjunto de teste*), os elementos deste segundo conjunto

são pois classificados de acordo com as suas características e incluídos nas várias classes definidas aquando do processo de treino. Existem no entanto alguns tipos de classificadores que não requerem um treino prévio estabelecendo a divisão em classes somente a partir das características apresentadas pelos elementos a classificar.

Os sistemas BCI recorrem a uma panóplia de classificadores diferentes tendo em conta o seu propósito e as características extraídas previamente. Os classificadores mais simples baseiam-se no simples estabelecimento de thresholds, mas são também comumente usados classificadores denominados LDC (*Linear Discriminat Classifiers*) [19].

As redes neuronais são um método de classificação inspirado no comportamento do cérebro (daí o seu nome) e apresentam uma elevada capacidade na resolução de problemas de inteligência artificial e a sua capacidade de “aprendizagem” através de treino leva a que as mesmas sejam comumente usadas no contexto do sinal EEG.

As SVMs (Support Vector Machines) baseiam-se na construção de um hiper plano num espaço de ordem n que se propõe estabelecer uma distinção entre duas classes diferentes. O método kNN (k Nearest Neighbours) baseia-se num processo de treino em que os elementos cuja classificação se conhece à partida são dispostos num espaço com uma dimensão definida e a partir daí os elementos a testar são dispostos nesse mesmo espaço consoante as suas características. A tomada de decisão acerca de qual a classificação de um novo elemento de teste será a que foi predominantemente atribuída aos seus k vizinhos mais próximos.

Dispositivos de Saída

Os dispositivos de saída são aqueles que reflectem a decisão tomada pelo sistema. Exemplos destes dispositivos são um ecrã que indique ao utilizador qual a interpretação que o sistema está a fazer da sua vontade, uma acção específica desencadeada pelo sistema (e.g., movimento de um robô) ou uma simples informação acerca da confirmação ou não da identidade de um sujeito.

A funcionalidade do dispositivo de saída está fortemente dependente das classes extraídas no processo precedente. Como é fácil de compreender, quanto maior o número de classes extraídas, maior a funcionalidade do sistema.

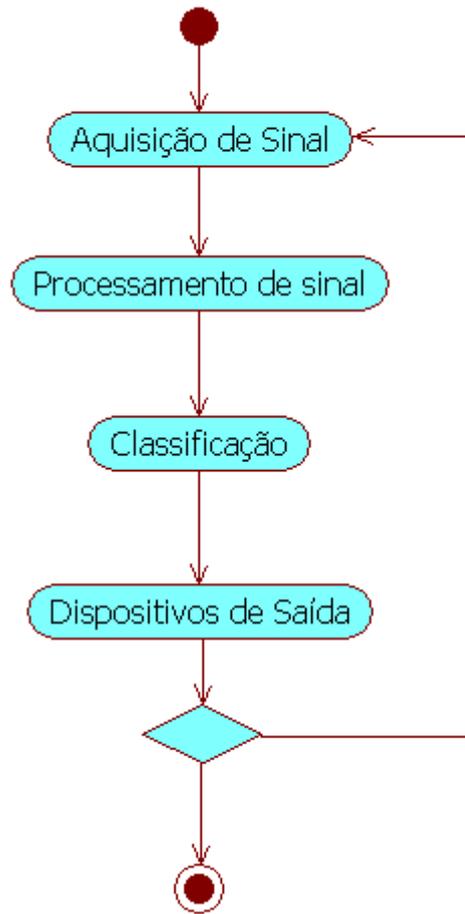


Figura 2-24: Diagrama de actividade típico de um sistema BCI

2.3.2 Diferentes abordagens e paradigmas de controlo

Não tendo ainda sido desenvolvido qualquer sistema que permita a interpretação directa e linear da vontade do sujeito, impõem-se abordagens mais gerais. Pode afirmar-se que existem dois tipos: uma abordagem centrada no reconhecimento de padrões decorrentes de tarefas mentais cognitivas e outra mais focalizada no sujeito, denominada abordagem condicionada pelo utilizador que tem como base a tentativa de definição da resposta EEG por parte do indivíduo fonte de sinal [13].

A primeira abordagem baseia-se no princípio de que, diferentes tarefas mentais, produzem sinais de saída distintos [20], exemplos dessas tarefas mentais são, por exemplo a imaginação motora, tarefas de baseline e os potenciais evocados. O recurso a tarefas deste tipo impõe um conhecimento das áreas corticais e das suas funções, de modo a otimizar a colocação de eléctrodos, e as tarefas a realizar deverão também ser ajustadas tendo em conta os objectivos do sistema.

É importante referir ainda que estas tarefas devem ser adequadas ao próprio sujeito favorecendo assim a obtenção de resultados mais coerentes.

A segunda abordagem centra-se na capacidade do sujeito de se adequar a um sistema existente [21], desenvolvendo ele próprio os mecanismos que lhe permitam obter o retorno desejado. De referir que não há qualquer percepção de quais os ritmos cerebrais que estão a ser produzidos, impondo-se assim a necessidade de um qualquer tipo de realimentação que permita ao utilizador saber se realmente está a realizar as tarefas desejadas até que este sinta que realmente controla o sistema. Aqui o papel do treino revela-se de extrema importância.

No âmbito dos sistemas de autenticação, as abordagens mais comuns são baseadas nos potenciais evocados[22] vistos como respostas impostas por estímulos externos. Por outras palavras, uma mudança num estímulo sensorial leva a uma resposta transitória denominada potencial evocado. Os potenciais evocados podem ser divididos em duas categorias. Os *short latency visual evoked potentials* são potenciais que respondem a estímulos de curta duração, seguidos de um período de tempo sem estimulação que permite o retorno do sujeito à situação inicial de repouso [1] e os *steady state evoked potentials* que são potenciais evocados em que a estimulação é feita de maneira periódica, impedindo o sujeito de regressar ao estado de repouso [23].

No que ao tempo de resposta diz respeito, os potenciais evocados podem ser classificados como exógenos ou endógenos. Os primeiros ocorrem até cerca de 100ms após a apresentação do estímulo e os segundos após esse período limiar [11].

Os potenciais evocados podem ter várias origens no que ao tipo de estimulação diz respeito. Assim sendo temos, a título exemplificativo, os potenciais evocados visuais (decorrentes da apresentação de estímulos visuais) [24], os auditivos (decorrentes da apresentação ao sujeito de estímulos sonoros) [23] e os potenciais evocados somatosensitivos que se baseiam em estimulações ao nível dos membros e são usados, por exemplo, no diagnóstico de lesões ao nível das raízes nervosas e outras.

Os potenciais evocados apresentam uma vantagem fundamental relativamente aos potenciais espontâneos (actividade rítmica em repouso correspondente à vontade do sujeito) que é a de proporcionar ao sistema BCI um controlo suplementar da qualidade e quantidade da resposta do sujeito, o que não acontece com os potenciais espontâneos, onde o sistema BCI não tem qualquer influência nas características do sinal adquirido.

2.3.3 Exemplos de sistemas de autenticação baseados em EEG

No que diz respeito a sistemas BCI cujo propósito é a autenticação, verifica-se que os mesmos ainda não estão, de todo, generalizados. Existem já, no entanto, alguns sistemas implementados e com resultados interessantes. Uma breve descrição daqueles considerados como mais relevantes será feita de seguida.

Jakub Štastný, Pavel Vrchota e Pavel Sovka desenvolveram um sistema de autenticação baseado em EEG descrito no seu artigo [6] em que foi usada uma montagem com 41 eléctrodos de Cloreto de Prata focados na área sensoriomotora. Escolheram analisar os ritmos miú, dado que as suas propriedades são geneticamente condicionadas. O sinal foi adquirido segundo um paradigma de baseline, ou seja, com os sujeitos em repouso. No que ao processamento do sinal diz respeito a parametrização do mesmo foi feita recorrendo a transformadas de Fourier e a classificação recorreu a uma rede neuronal do tipo LQV. Os resultados obtidos foram depois divididos aleatoriamente em dois conjuntos, um de treino e outro de teste. Ao nível dos resultados verificou-se, através de alguns indivíduos que uma autenticação seguindo este método é possível, no entanto, outros apresentaram resultados muito pouco satisfatórios no que à percentagem de classificações correctas diz respeito.

Ramaswamy Palaniappan propôs um sistema BCI [7] em que a aquisição do sinal EEG foi feita a partir de apenas 6 eléctrodos (C3, C4, P3, P4, O1 e O2) e em que se recorreu a 5 tarefas mentais diferentes para extrair várias características do sinal obtido (Baseline, Rotação geométrica, Teste matemático, composição mental de uma carta e Contagem visual). A extracção dessas mesmas características é feita através da computação dos coeficientes de Auto Regressão segundo o método de Burg de ordem 6, obtendo assim 6 características para cada canal. Ao nível do Classificador, R Paliappan recorreu a discriminantes lineares e conseguiu obter erros de classificação bastante pequenos.

Sébastien Marcel and José del R. Millán propuseram também um sistema de autenticação biométrico [2] em que adquirem sinal de 32 eléctrodos posicionados de acordo com o sistema 10-20, com uma frequência de amostragem de 512 Hz sem recorrer a remoções de artefactos. Utilizaram tarefas baseadas na imaginação motora (imaginação de movimentos com a mão esquerda e direita)

bem como uma outra que consistia na geração de palavras começadas por uma mesma letra. As sessões de aquisição tinham a duração de 4 minutos, constituídas por tarefas aleatórias do conjunto das 3 referidas anteriormente com duração de, aproximadamente, 15 segundos cada. Entre aquisições consecutivas foram impostos intervalos de 10 minutos. Recorreram à filtragem espacial e pré processaram o sinal de modo a aumentar a relação sinal ruído (SNR). O sinal foi interpolado usando *splines esféricas de ordem 2* e foi depois usada a segunda derivada espacial que é sensível a fontes localizadas da actividade eléctrica. A extracção de características baseou-se em cálculos de PSDs na banda 8-30Hz com recurso à transformada de Fourier. Os resultados obtidos apresentam-se interessantes, concluindo os autores que uma melhor adequação das tarefas a utilizar e o teste num conjunto mais alargado de indivíduos se impunha.

R. Palaniappan propõe ainda um outro método de autenticação baseado em redes neuronais [25]. Este método recorre a potenciais evocados do tipo visual e efectua uma análise sinal EEG na banda *Gamma*. A aquisição é feita com 64 eléctrodos a 256Hz e a extracção de características baseia-se na relação entre a energia na banda gamma e a energia total do EEG original para cada um dos canais de aquisição. Recorre à banda *Gamma* dado que esta é comumente relacionada com funções cerebrais mais complexas tais como a percepção e a memória que se revelam relevantes para um processo de autenticação. A análise estatística assenta nos métodos ANOVA e t-test [26]. Os resultados demonstram que o paradigma adoptado se revela adequado dado que se verifica uma coerência bastante grande ao nível da qualidade das classificações. A classificação recorreu a um rede neuronal treinada com o algoritmo de *backpropagation* e produziu percentagens correctas de identificação acima dos 90% num universo de 20 indivíduos.

3 PARADIGMAS DE AUTENTICAÇÃO BASEADOS EM SINAL EEG

3.1 Introdução

No contexto deste trabalho foram abordados alguns paradigmas de autenticação baseados no sinal EEG, mais concretamente paradigmas baseados na análise da *Baseline* e resposta a potenciais evocados simples, nomeadamente flashes brancos a frequências definidas. Foi ainda explorado o paradigma P300 que, apesar de ser normalmente analisado no domínio do tempo, é neste trabalho explorado no domínio da frequência.

O estudo destes paradigmas revela-se de valor no contexto deste trabalho porque permite tecer considerações acerca das suas potencialidades, bem como acerca das características procedentes dos mesmos que poderão ser usadas para autenticação.

3.2 Setup experimental

Nesta secção é descrito o setup experimental do sistema, nomeadamente o hardware e software envolvidos na estimulação e aquisição de sinal, bem como o ambiente de análise de dados usado.

3.2.1 Hardware de estimulação

O hardware de estimulação é composto por um monitor ASUS VW202S panorâmico de 20 polegadas cujas características são as seguintes:

- 16,7 Milhões de cores
- Tamanho do píxel de 0,258 mm.
- Resolução de 1680 x 1050.
- Luminosidade de 300 cd/m²
- Contraste de 2000:1.
- Ângulo de visualização de 60° (Horizontal) e 160° (Vertical).
- Tempo de resposta de 5ms.

- Entradas de vídeo do tipo D-sub de 15 pinos.
- Taxas de refrescamento: 31,3~80,2 KHz (Horizontal) e 56~75 Hz (Vertical).
- Altifalantes áudio integrados: 2 x 1 Watt (RMS).
- Dimensões de 47,3 x 39,2 x 21 cm



Figura 3-1: Monitor ASUS VW202s.

3.2.2 Hardware/Software de aquisição

O hardware de aquisição utilizado para registar a actividade rítmica cerebral foi o sistema desenvolvido pela LifeLines Ltd (Hants, UK). Este dispositivo de nome Trackit foi implementado com o objectivo do registo ambulatório do EEG, armazenando os sinais adquiridos num disco flash. No entanto, permite também uma ligação série com o PC e aquisição em tempo real, sendo este o modo em que será utilizado. O sistema TrackIt possui assim as seguintes características:

- Nonin XPOD Pulse Oximeter com SaO2 e Pulse Wave.
- Software de Setup, aquisição e monitorização para o PC (Windows NT) através da porta série (RS232).
- Voltagem máxima permitida: 10mv p-p.

- Voltagem DC máxima para operação (tensão nos eléctrodos): 250mV.
- Largura de Banda: 0.16 – 70 Hz.
- Frequência de Amostragem: 1-256 Hz (independente para cada canal).
- Conversor A/D com S/H em cada canal.
- Baterias de lítio PP3 que permitem 96 horas de gravação contínuas para 21 canais.
- Backup interno de bateria de 5 minutos, permite continuar a adquirir sinal enquanto se trocam as baterias ou se liga o dispositivo à corrente de alimentação.
- Gravação em Compact Flash (aceita dispositivos desde 32 Mb a 12 GB).
- Buffer de dados suporta até 3 minutos de sinal, enquanto decorre a troca do cartão de cartão de memória.
- Capacidade para 8 eléctrodos de sinal de dimensão 1.5 mm.
- Gravação dos dados no formato nativo: European Data Format (EDF)
- Dispositivo completo com peso de 500g.



Figura 3-2: Hardware de Aquisição (eléctrodo e material necessário à sua colocação, conector de eléctrodos, dispositivo principal e sistema de comunicação série)

O software de aquisição foi também desenvolvido pela Lifelines para este mesmo dispositivo, permitindo a aquisição de sinal de acordo com as potencialidades descritas anteriormente. Para além disso, permite a correcta calibração de todo o sistema de aquisição bem como a medida das impedâncias dos vários eléctrodos colocados no escalpe do utilizador. A interface do software de aquisição encontra-se representada na Figura 3-3.

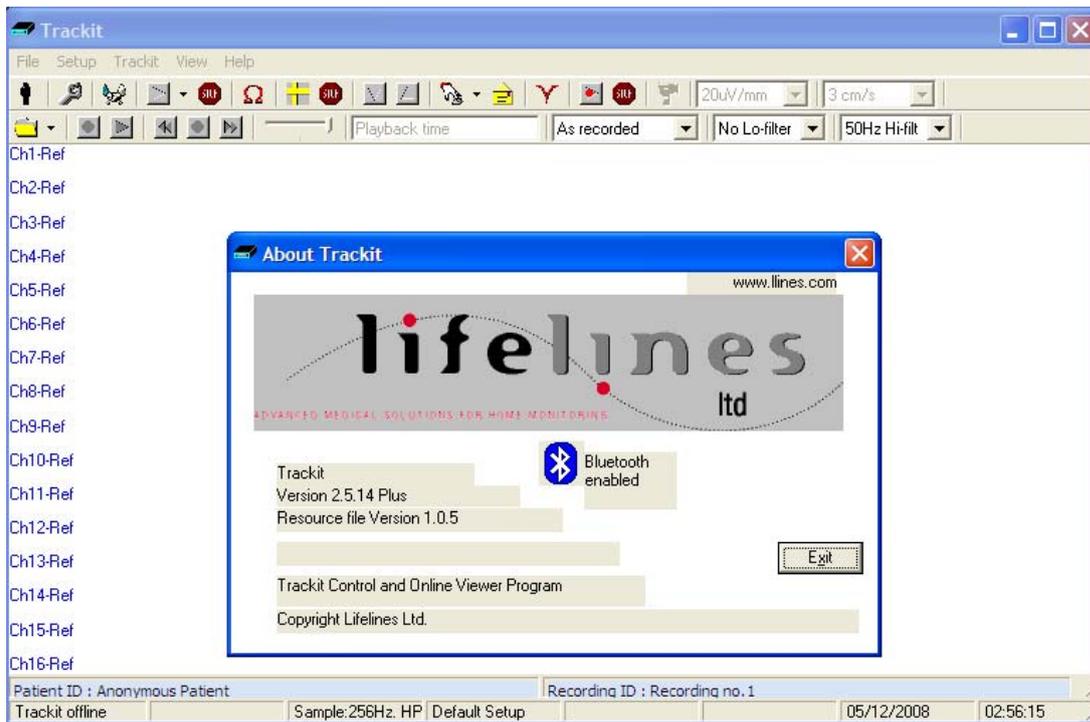


Figura 3-3: Software de aquisição de sinal a partir do Hardware de aquisição descrito desenvolvido pela Lifelines Ltd.

3.2.3 Ambiente para análise dos dados

Tendo em conta que os dados decorrentes dos vários processos de estimulação abordados neste capítulo foram recolhidos com recurso ao software da Lifelines, e encontrando-se esses mesmos dados guardados no formato EDF (European Data Format), foi tomada a decisão de recorrer á plataforma Matlab para análise dos mesmos. Na secção 3.6, apesar dos dados terem sido obtidos de um equipamento diferente (NeuroScan), o facto de os mesmos terem sido recolhidos no formato CNT possibilitou a sua procedente análise nesta mesma plataforma.

A plataforma Matlab apresenta várias características que levaram à sua eleição no contexto deste trabalho: a versatilidade ao nível do sistema operativo (é suportada em Windows e Linux), a modularidade inquestionável e a existência de várias ferramentas de classificação, no que ao reconhecimento de padrões diz

respeito (ferramenta SPRTTool), que podem ser acedidas de um modo simples e ao mesmo tempo eficaz.

Acresce ainda a facilidade presente ao nível do processamento de sinal que é potenciada pelo *add-ons* que esta ferramenta permite, nomeadamente a *Signal Processing Toolbox*. Esta ferramenta apresenta um valor inexpugnável para o processamento de todo o tipo de sinais digitais e analógicos e as suas principais vantagens no contexto deste trabalho prendem-se com as facilidades ao nível da filtragem do sinal EEG, segmentação do mesmo e cálculo de densidades espectrais de potência. Com recurso a uma linguagem de alto nível, é feita uma análise coerente do sinal EEG.

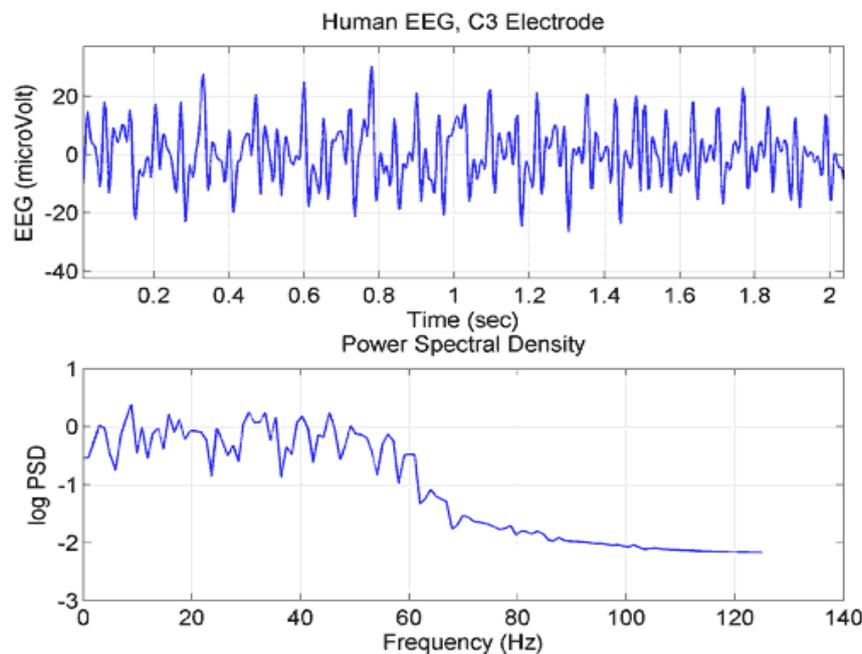


Figura 3-4: Exemplo de uma porção de sinal EEG e a respectiva Densidade Espectral de Potência obtida com recurso à *Signal Processing Toolbox*.

3.3 Pressupostos iniciais do trabalho

3.3.1 As áreas Visual e Auditiva

As áreas visual e auditiva são de extrema importância para este trabalho dado o recurso aos potenciais evocados. A área visual é, como o próprio nome indica, a parte do cérebro responsável pelo processamento de estímulos visuais. Esta situa-se no lobo occipital e tem 4 subáreas distintas [8, 9]:

- Área visual primária (V1) que contém subáreas responsáveis pelo processamento de dados relativos às percepções de cor, movimento, distância, profundidade, etc.
- Área Visual Secundária (V2) ou área visual de associação, onde são feitas associações com a informação recolhida anteriormente, permitindo assim o reconhecimento de objectos.
- Áreas visuais V3 e V4

Por outro lado, a área auditiva primária situa-se no lobo temporal, imediatamente acima dos ouvidos, mas há mais áreas do córtex cerebral, nomeadamente nos lobos frontal e parietal onde também ocorrem processos relacionados com a percepção do sinal auditivo. O córtex auditivo está dividido em três partes, nomeadamente as áreas auditivas primária, secundária e terciária. Estas estruturas são concêntricas uma com as outras com estando, dum ponto de vista espacial, a primária no centro e a terciária, na parte mais exterior (Figura 2-13).

Certas células desta zona particular do cérebro são sensíveis a frequências específicas, daí poder afirmar-se que a resposta desta zona é baseada na frequência do som. Foi demonstrado por Kneif *et al.*, em 2000, que há uma activação na banda *Gamma* (20Hz - ∞), aquando de uma percepção sensorial auditiva [10, 11].

3.3.2 Configuração dos eléctrodos

Dado que o hardware de aquisição usado no contexto deste trabalho dispõe de apenas oito eléctrodos para aquisição de sinal, revelou-se de extrema importância uma tomada de decisão no que à colocação espacial de eléctrodos diz respeito. Uma vez que este trabalho está centrado na resposta a estímulos visuais, fará sentido uma colocação de eléctrodos adequada a um protocolo experimental desta natureza.

O posicionamento dos eléctrodos parte de um compromisso entre a resolução espacial da colocação destes e a abrangência dessa mesma colocação. Se os eléctrodos forem colocados próximos uns dos outros numa área reduzida, obtém-se uma melhor resolução nessa mesma área, mas põe-se de lado uma cobertura dum maior área do cérebro que é também desejada. Assim sendo, optou-se por uma colocação espacial de eléctrodos que permitisse uma correcta cobertura da área visual, não descurando uma resolução espacial que permita uma abrangência do escalpe no seu todo. Esta segundo pressuposto revela-se importante dado que a resposta a estímulos visuais é um processo complexo que,

embora seja centrado na zona visual do córtex cerebral, envolve outras áreas do cérebro.

Importa referir que as posições dos eléctrodos foram baseadas no sistema 10-20 já referido, para que a reprodução das posições dos mesmos fosse possível sem grandes problemas em experiências posteriores, mantendo assim a coerência desejada a este mesmo nível.

Sabendo que o córtex visual está localizado no lobo occipital, torna-se óbvia a colocação de eléctrodos nessa mesma zona, daí a opção tomada do uso dos dois eléctrodos occipitais O1 e O2 que estão posicionados no local onde a resposta a estímulos visuais se manifesta de um modo mais evidente [22].

Apesar de estar centrada no lobo occipital, a resposta a um estímulo visual desencadeia actividades cerebrais que se reflectem por todo o cérebro. A necessidade de registar este tipo de resposta determinou a colocação dos restantes eléctrodos. Assim sendo, os restantes 4 eléctrodos foram dispostos no escalpe de modo a que o sinal EEG obtido reflectisse a resposta global do cérebro a estes mesmos potenciais e não só da área visual. Em conjugação com o facto de se requerer uma configuração de eléctrodos que fosse também adequada na sua resolução espacial a vários paradigmas de estimulação, optou-se pelo registo dos canais C3, C4, P3 e P4, e esta foi também a configuração base usada para as seguintes fases do trabalho permitindo assim uma comparação dos vários dados obtidos para os paradigmas abordados e a consequente crítica sustentada dos mesmos.

No que à referência e terra diz respeito optou-se por utilizar a configuração mais comumente usada, que consiste na colocação desses mesmos eléctrodos nos lóbulos das orelhas, pontos designados no sistema 10-20 como A1 e A2. Assim obtém-se a configuração final visível na Figura 3-5.

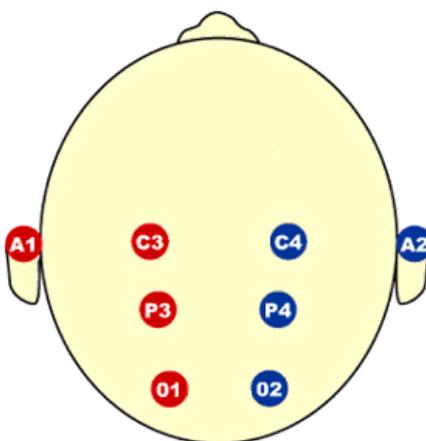


Figura 3-5: Colocação espacial de eléctrodos

3.3.3 Análise dos sinais no domínio da frequência

Dado que o sinal EEG é bastante complexo e que a maior parte das abordagens para sistemas BCI e sistemas de autenticação baseados em EEG recorrem a análises em potência, foi esse o método de análise privilegiado neste trabalho.

Sabendo que o sinal EEG no tempo comporta elevada quantidade de informação, mas de difícil extracção, as análises feitas basearam-se na análise das Densidades Espectrais de Potência dos sinais adquiridos, e também nos níveis de energia presentes nas várias bandas características do sinal EEG.

O pressuposto aqui enunciado serve também para o Capítulo 4 onde todas as análises efectuadas são baseadas no domínio da frequência.

3.4 Análise da *Baseline*

A *Baseline* é definida como o sinal adquirido do sujeito quando o mesmo está em repouso. Ou seja, é pedido ao indivíduo que se tente abstrair de qualquer pensamento, sendo o sinal recolhido nestas condições. Neste caso foi adquirida a *Baseline* de dois indivíduos diferentes durante 60 segundos nas seguintes condições: olhos fechados para supressão de qualquer tipo de associação visual, ambiente sem ruído e abstracção de qualquer pensamento concreto.

Perante este paradigma, o sinal foi recolhido com a configuração de eléctrodos descrita na subsecção 3.3.2 e para uma maior comodidade e uma menor densidade de dados foi apenas analisado o sinal proveniente dos dois canais occipitais: O1 e O2 no domínio da frequência e do tempo.

O sinal foi previamente filtrado com recurso a um filtro passa banda no intervalo [2 - 47] Hz do tipo Butterworth de ordem 10 e, seguidamente, foi calculada a densidade espectral de potência sobre um segmento de 2 segundos de sinal com recurso ao método Yule Walker com ordem 32. Os segmentos de sinal analisados, bem como as relativas DEPs para os dois sujeitos estão presentes nas Figuras 3-6 e 3-7.

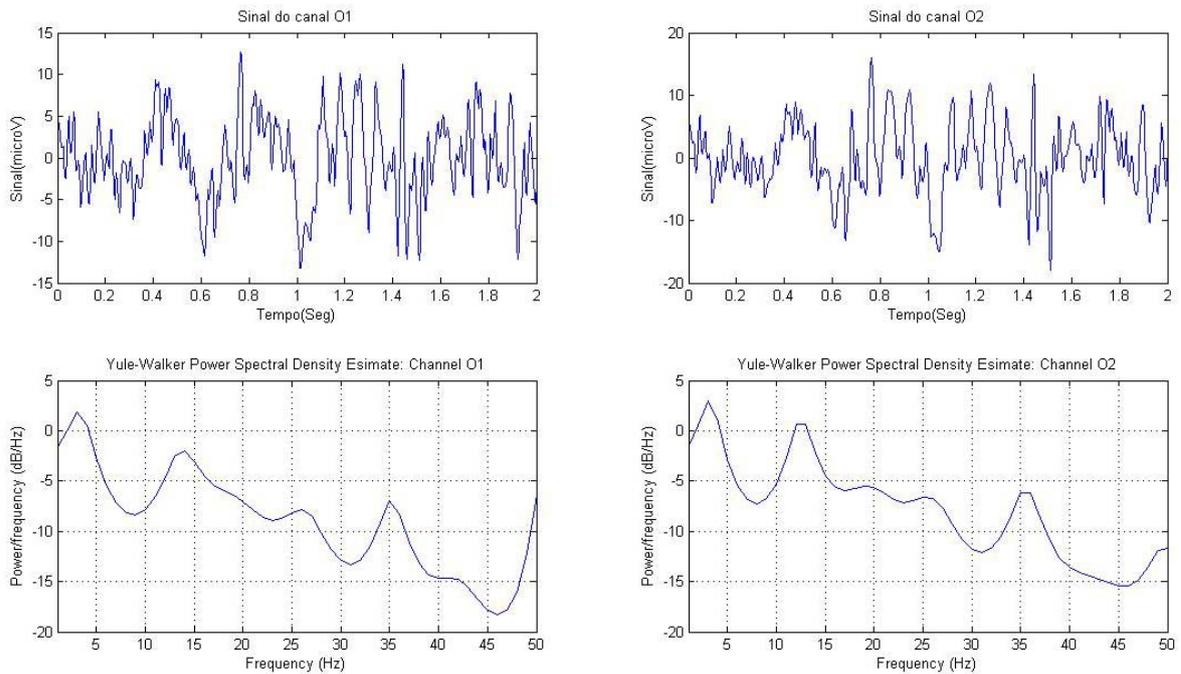


Figura 3-6: DEP obtida de 2 segundos de Baseline relativa ao sujeito 1

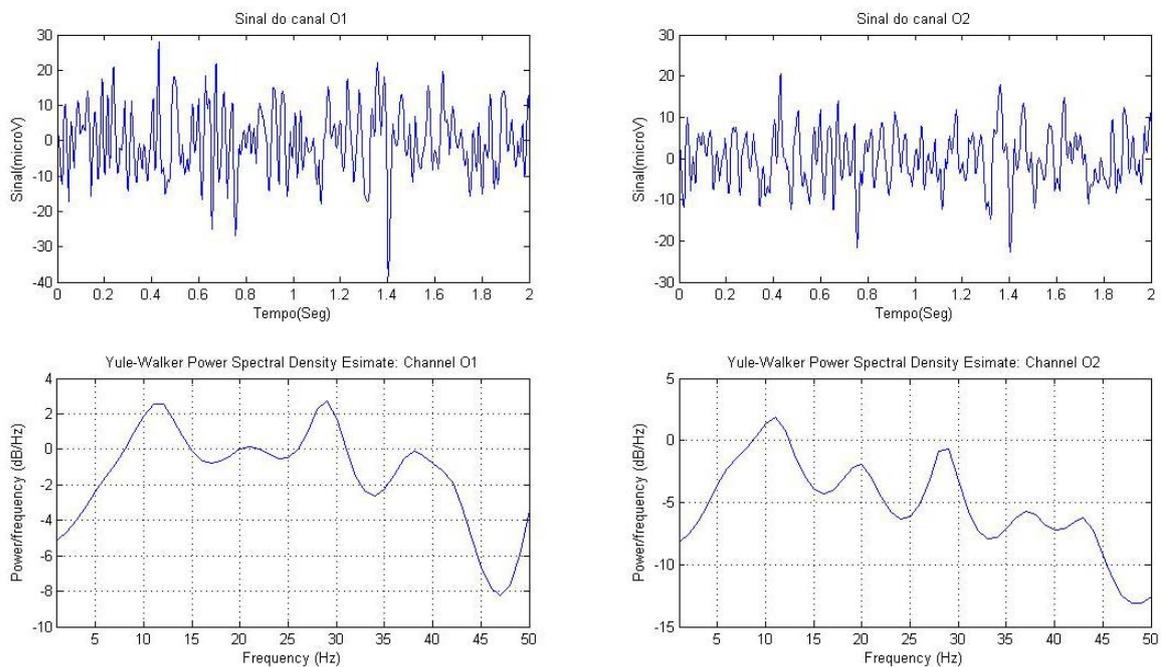


Figura 3-7: DEP obtida de 2 segundos de Baseline relativa ao sujeito 2

Ao analisar estes dados visualmente podemos constatar dois factos. Primeiramente, verifica-se que os sinais procedentes dos canais O1 e O2 são bastante similares em ambos os sujeitos tanto no domínio do tempo como na

análise em frequência. Verifica-se ainda que as duas Baselines recolhidas se revelam bastante diferentes o que poderá ser um bom indício para que o sinal decorrente das mesmas seja usado num processo de autenticação.

Esta abordagem simplista poderá ser viável, mas tendo em conta a elevada volatilidade de um sinal desta natureza (a baseline é fortemente influenciada pelo estado mental do sujeito bem como todos os seus pensamentos) conjugada com a total ausência de controlo da resposta do sujeito e das suas actividades mentais numa abordagem deste género acabam por ser fortes impedimentos ao uso de um sinal deste tipo para efeitos de autenticação.

3.5 Estimulação visual com “flashes”

No contexto deste trabalho decidiu-se explanar uma abordagem que corresponde a uma estimulação visual sem qualquer tipo de informação a uma frequência definida. Esta estimulação consiste dum período inicial em que o ecrã se apresenta preto, evoluindo depois para uma sequência de ecrãs brancos e negros alternados a uma frequência definida durante 10 segundos. Por uma questão de coerência e de crítica recorreu-se a dois indivíduos para a realização destas tarefas.

O sinal foi recolhido de maneira semelhante à da secção 3.4, tendo sido a estimulação apresentada numa sala isenta de luz, com recurso ao monitor descrito e recorrendo à mesma disposição de eléctrodos usada anteriormente. O sinal obtido foi filtrado na mesma banda e a análise em potência baseou-se no método Yule-Walker. O algoritmo de análise do sinal procedente dos dois sujeitos pode ser mais facilmente compreendido pela análise da Figura 3-8.

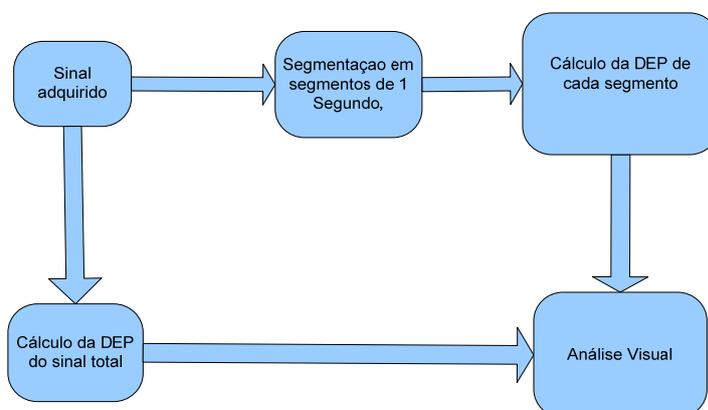


Figura 3-8: Algoritmo de análise de dados procedentes da estimulação visual com “flashes”.

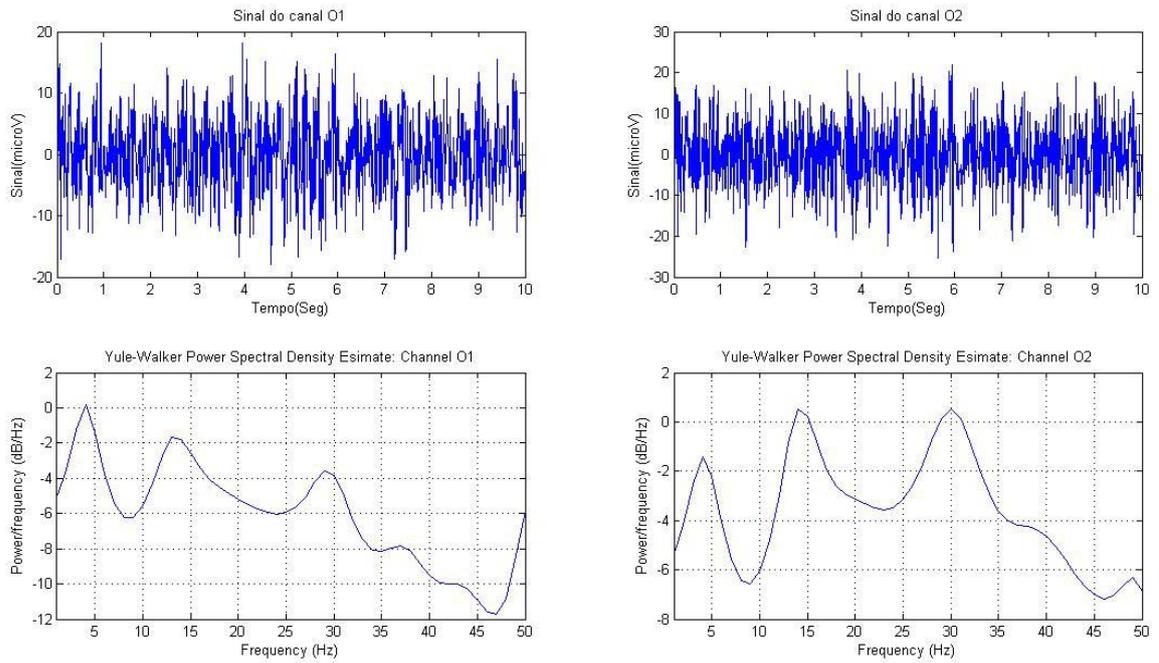


Figura 3-9: Sinal obtido para o sujeito 1 aquando da estimulação visual a 2 Hz durante dez segundos e a respectiva densidade espectral de potencia.

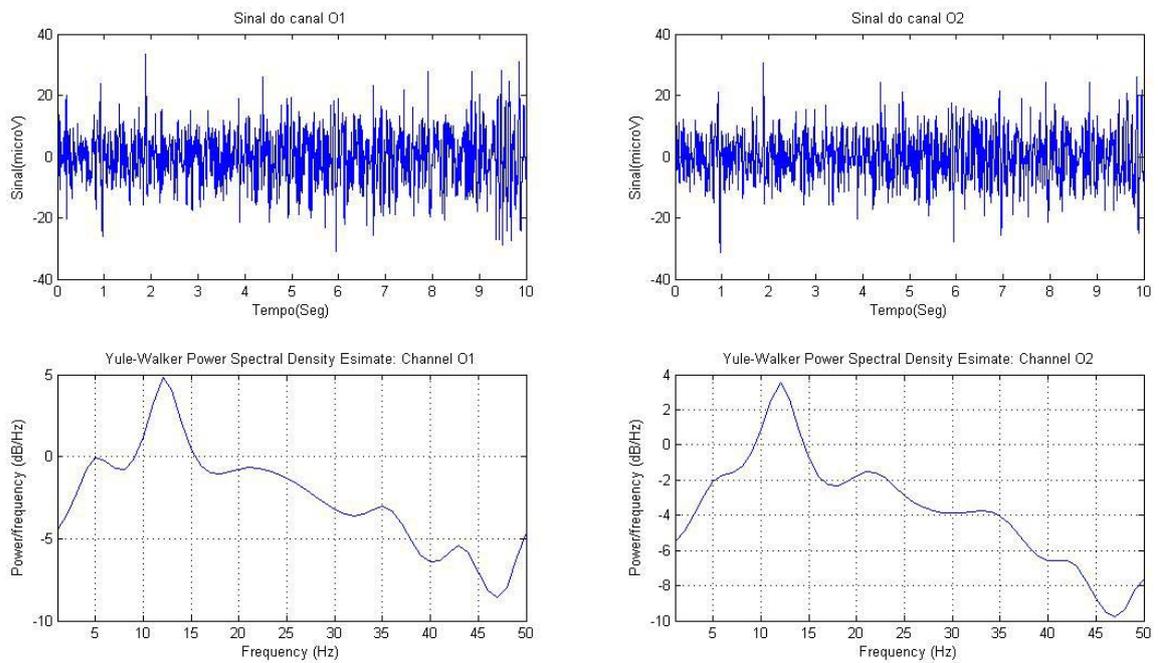


Figura 3-10: Sinal obtido para o sujeito 2 aquando da estimulação visual a 2 hz durante dez segundos e a respectiva densidade espectral de potencia.

Os dados obtidos estão presentes nas Figuras 3-9, 3-10 e 3-11. Contrapondo estas DEPs com as relativas à aquisição de sinal segundo o paradigma de Baseline, podemos verificar que, como seria de esperar uma alteração da tarefa mental a ser realizada leva a grandes alterações na informação contida nas DEPs obtidas. Mais uma vez pode verificar-se que as DEPs relativas aos dois canais occipitais apresentam grandes semelhanças e que uma distinção entre os dois sujeitos é aparente, o que revela potencialidades de um método deste tipo para fins de autenticação.

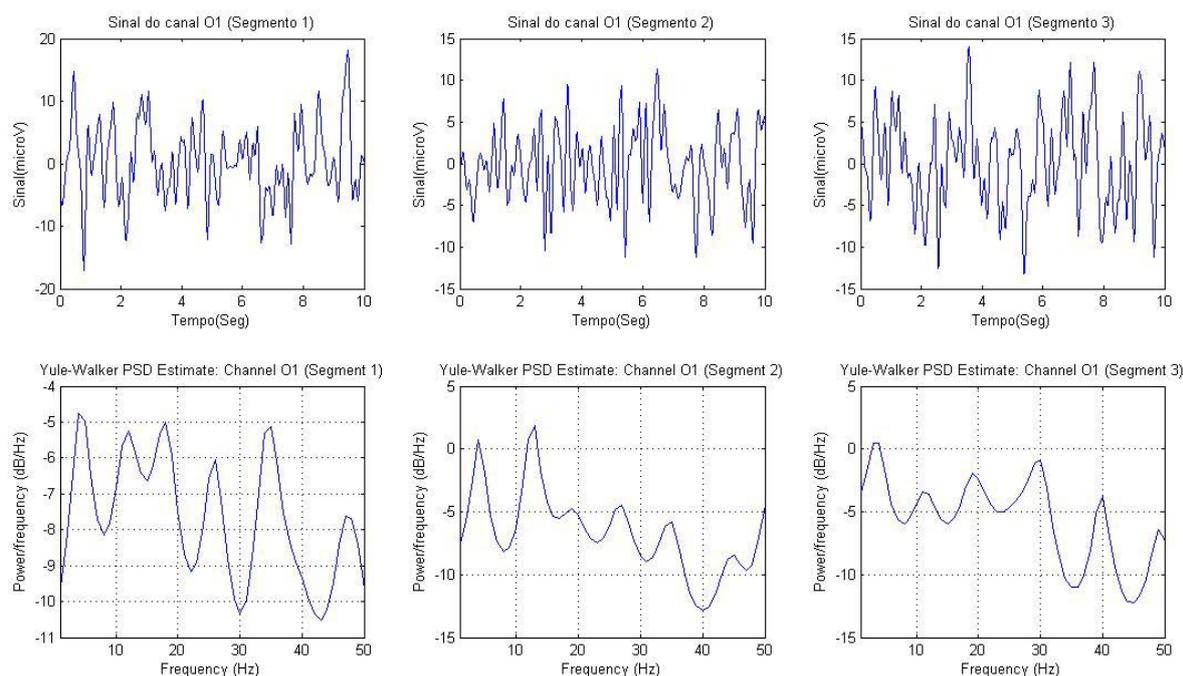


Figura 3-11: Três segmentos contíguos de um segundo do sinal total obtido quando de um estimulação visual a 2 Hz do sujeito 1 e respectivas DEPs.

Analisando os vários segmentos de 1 segundo e as respectivas DEPs verificou-se que, para ambos os sujeitos, as mesmas apresentam oscilações consideráveis em amplitude e forma, o que induz dúvidas relativamente ao conteúdo a nível de informação das mesmas. Há, no entanto, alguns padrões que se repetem esporadicamente. Isto poderá ser indício da existência de algumas características únicas e constantes, estando porém afastada a hipótese do uso deste tipo de estímulos num contexto de autenticação dada a elevada variação verificada ao nível das DEPs dos vários segmentos. Os resultados aqui apresentados prendem-se apenas com estimulação à frequência de 2Hz, mas ilações semelhantes podem ser retiradas de estímulos noutras frequências, nomeadamente, para 7,5 e 15Hz. Como seria de esperar as DEPs obtidas para

estas frequências diferem em muito daquelas obtidas para uma estimulação à frequência de 2Hz.

3.6 Paradigma P300

Uma abordagem que também foi considerada no contexto deste trabalho foi a análise de sinal EEG recolhido aquando de estimulação visual e auditiva segundo o paradigma P300. Por norma, o complexo P300 corresponde a uma deflexão no sinal EEG no tempo, mais evidente nos canais da região centro-parietal. Este fenómeno tem o seu pico de amplitude por volta dos 300ms após o estímulo, apresentando uma deflexão na ordem dos 10 micro volts induzida através da apresentação ao sujeito de dois tipos de estímulos de dois conjuntos disjuntos.

A estimulação recorre a estímulos classificados em duas categorias: os estímulos Standard e os estímulos Target. Os estímulos Standard são estímulos apresentados de modo mais frequente, normalmente em 80% dos eventos de estimulação, enquanto os estímulos Target têm uma natureza diferente e serão apresentados apenas nos restantes 20% dos eventos. Os estímulos pertencentes aos dois conjuntos, sejam auditivos ou visuais, deverão apresentar complexidades semelhantes. Podem ainda ser introduzidos intervalos entre os mesmos, por exemplo, ecrãs negros aquando de uma estimulação visual ou silêncios aquando de uma estimulação auditiva. De um modo sucinto, a estimulação P300 baseia-se na apresentação de estímulos dos dois conjuntos, de modo aleatório e com as probabilidades definidas á priori para cada um dos dois tipos de estímulo.

Sendo os estímulos Target apresentados com menor frequência, aliando o facto de o sujeito desconhecer o tipo de estímulo que se segue, leva a que seja esperada uma resposta única daí a justificação para a exploração deste paradigma. No contexto deste trabalho, optou-se por fazer o estudo dos resultados provenientes deste paradigma quando o sujeito é estimulado áudio e visualmente.

Para a estimulação auditiva foi usada uma sequência de 50 eventos em que 85% continham estímulos Standard e 15% estímulos Target. Os estímulos Standard consistiram num sinal sinusoidal à frequência de 500Hz e os estímulos Target num sinal também sinusoidal, mas com a frequência de 1kHz. Este procedimento foi repetido três vezes, ou seja foram apresentados 150 eventos de estimulação ao sujeito. Para a estimulação visual usou-se uma sequência com 100 eventos e foi adoptada uma estratégia semelhante, mas desta vez com as proporções 80/20%. Os estímulos Standard consistiram em imagens do conjunto Snodgrass

and Vanderwart [30], e o estímulo Target foi uma imagem fornecida pelo sujeito de modo a suscitar reacções únicas. Este procedimento foi também repetido três vezes. Os eventos de estimulação visual e auditiva que compõem as duas sequências de estimulação podem ser observados nas Figuras 3-12 e 3-13.

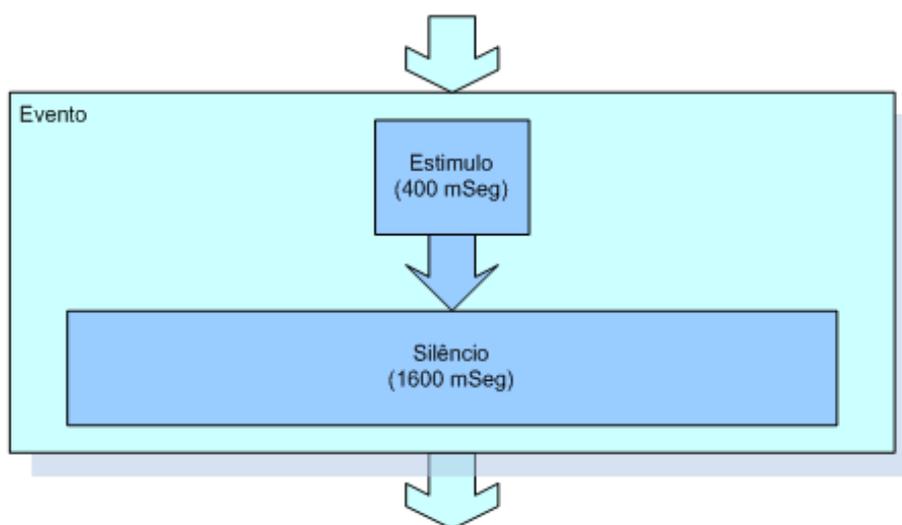


Figura 3-12: Evento de estimulação auditiva

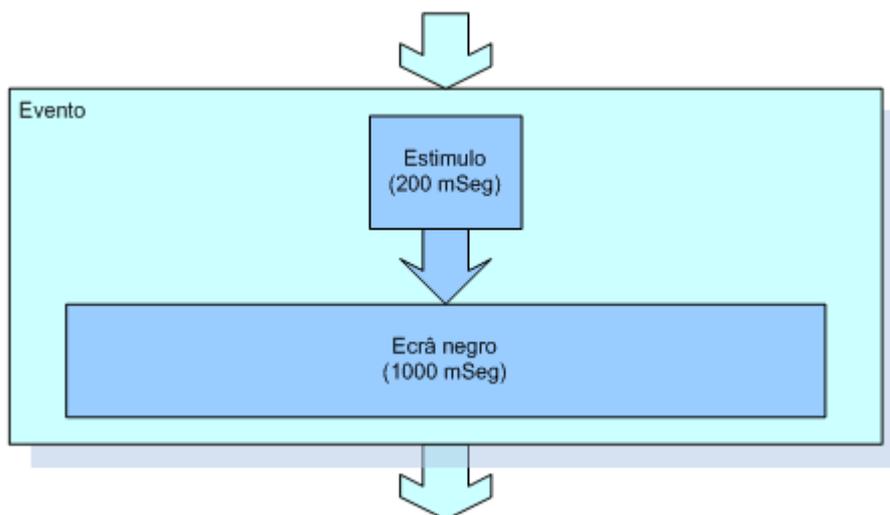


Figura 3-13: Evento de estimulação visual

A aquisição de sinal baseou-se na colocação de eléctrodos segundo o sistema 10-10, ou seja, com 64 eléctrodos (Figura 3-14). O sistema de aquisição usado (NeuroScan) permitia a remoção automática de artefactos aquando da captação de sinal, funcionalidade essa que foi usada tendo em vista remover o maior número possível de variáveis corruptoras logo aquando da aquisição. As estimulações visual e auditiva não recorreram ao hardware descrito na subsecção

3.2.1 dado que o sistema usado para aquisição dispunha de um módulo integrado de estimulação áudio e visual que foi usado nesta parte do trabalho.

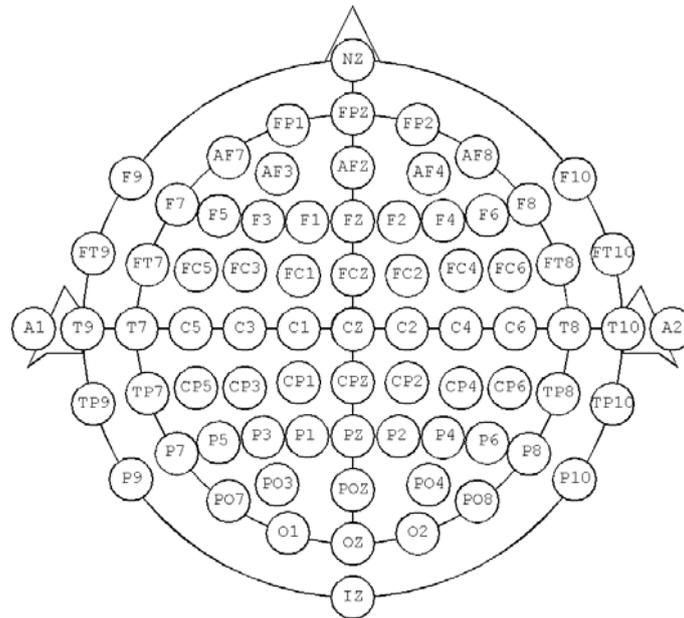


Figura 3-14: Sistema 10-10 de colocação de electrodos para aquisição de sinal EEG.

Dada a elevada dimensão dos sinais recolhidos, a análise dos mesmos foi feita de um modo diferente dos casos anteriores, tal como descrito pelo diagrama da Figura 3-15. O procedimento foi semelhante para as sessões baseadas em estímulos visuais e auditivos.

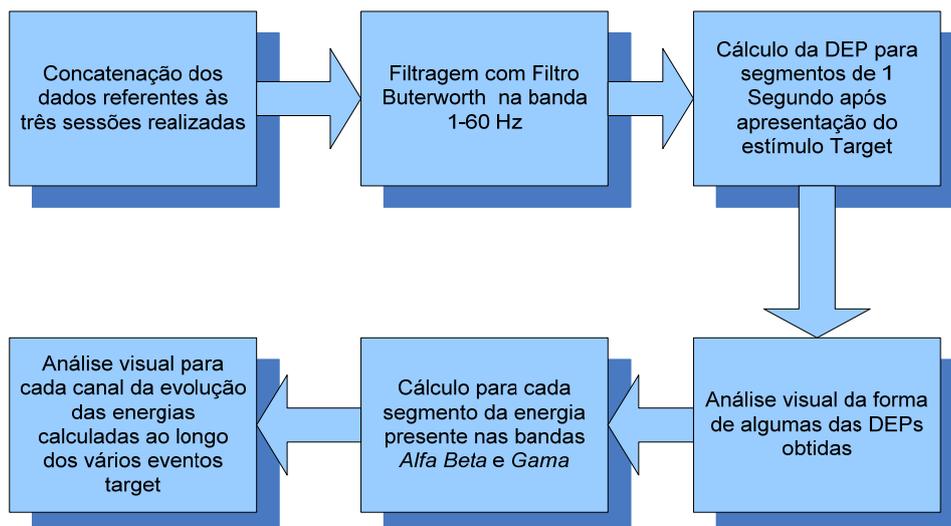


Figura 3-15: Diagrama relativa à metodologia de análise de dados relativa ao paradigma P300

Usando este algoritmo, retiraram-se algumas conclusões acerca da viabilidade da utilização de um paradigma deste tipo para autenticação de indivíduos. Verificou-se primeiramente que as DEPs dos diversos segmentos para o mesmo canal (a análise foi feita para vários) não apresentam um padrão constante em termos de forma, apesar da imagem/som Target ser o mesmo. Isto poderá indiciar que a complexidade acrescida deste protocolo de estimulação poderá não ser adequada a processos de autenticação. As oscilações na resposta em termos de DEP do sujeito poderão ser devidas à apresentação de variadas imagens/sons com curtos intervalos de tempo entre as mesmas. O mesmo pode ser constatado pela análise das Figuras 3-16 e 3-17.

Apesar de aqui não serem apresentados dados relativos ao Paradigma P300 obtido após estimulações auditivas, as conclusões aqui apuradas em relação à estimulação visual são semelhantes.

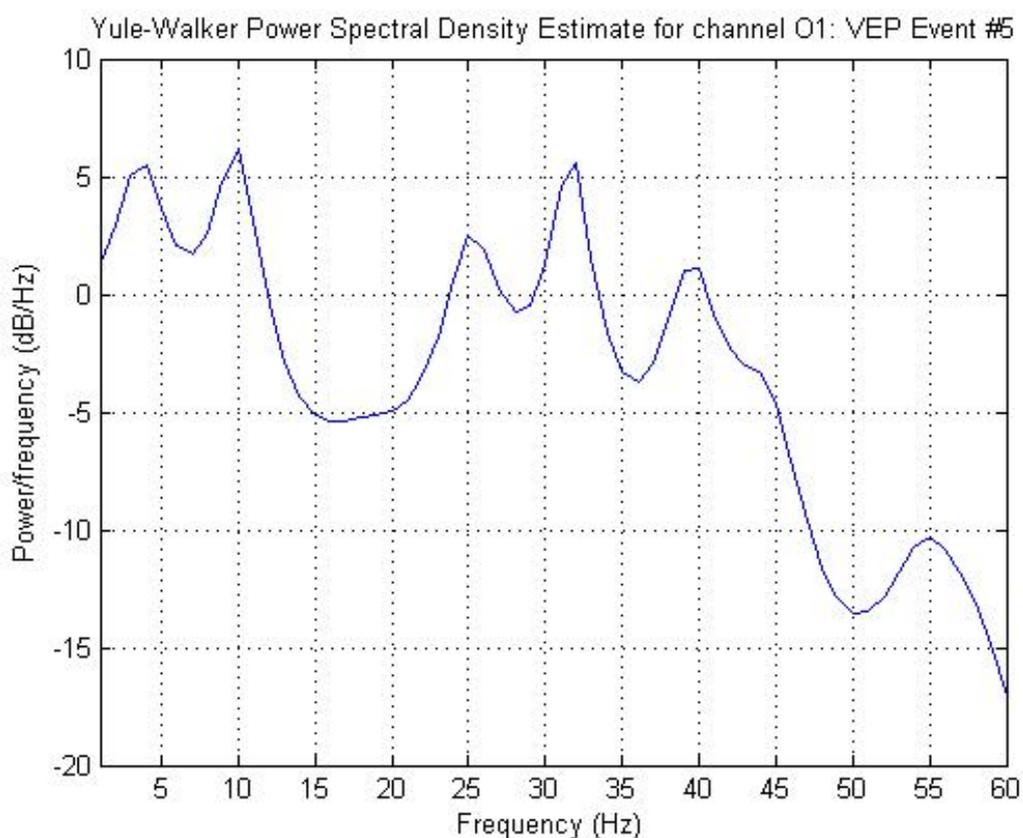


Figura 3-16: DEP relativa ao canal O1 para um segmento de 1 Segundo relativa ao evento de estimulação Target Visual nº 5.

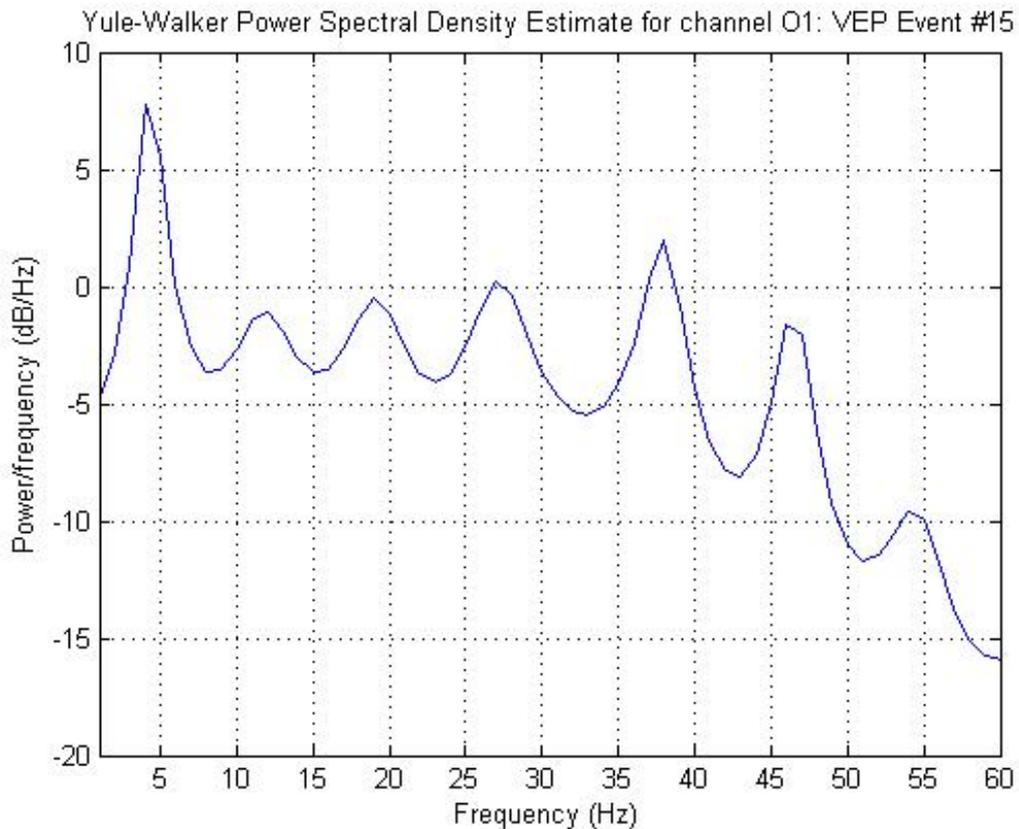


Figura 3-17: DEP relativa ao canal O1 para um segmento de 1 Segundo relativa ao evento de estimulação Target Visual nº 15.

Realizou-se ainda uma outra análise que compreende o cálculo das energias totais nas sub-bandas EEG aquando de uma estimulação áudio/visual para os eventos Target incluídos nas sessões de estimulação. A energia foi calculada nas bandas *Alfa* [8-13]Hz, *Beta* [13-30]Hz e *Gamma* [30-47]Hz. O cálculo da energia nestas bandas foi feito recorrendo a filtragens com filtros Butterworth de ordem otimizada tendo em conta a banda passante e posterior soma dos valores quadrados relativos a cada amostra para o segmento de 1 segundo em análise.

Após nova análise visual, não se verifica uma constância ao nível das energias nestas bandas, variando as mesmas bastante com os vários estímulos Target. Isto indicia que os estímulos Standard apresentados antes de cada estímulo Target poderão provocar um “efeito de memória” na resposta do sujeito, conduzindo assim às variações verificadas.

Na figura 3-17, a título exemplificativo, são apresentados os resultados relativos aos cálculos das energias totais para os vários canais na banda *Gamma*. Representa-se aqui, por uma questão de comodidade o comportamento apenas

nesta banda de frequências, para o paradigma P300 visual, mas o comportamento é semelhante para as outras bandas do sinal EEG (*Alfa* e *Beta*).

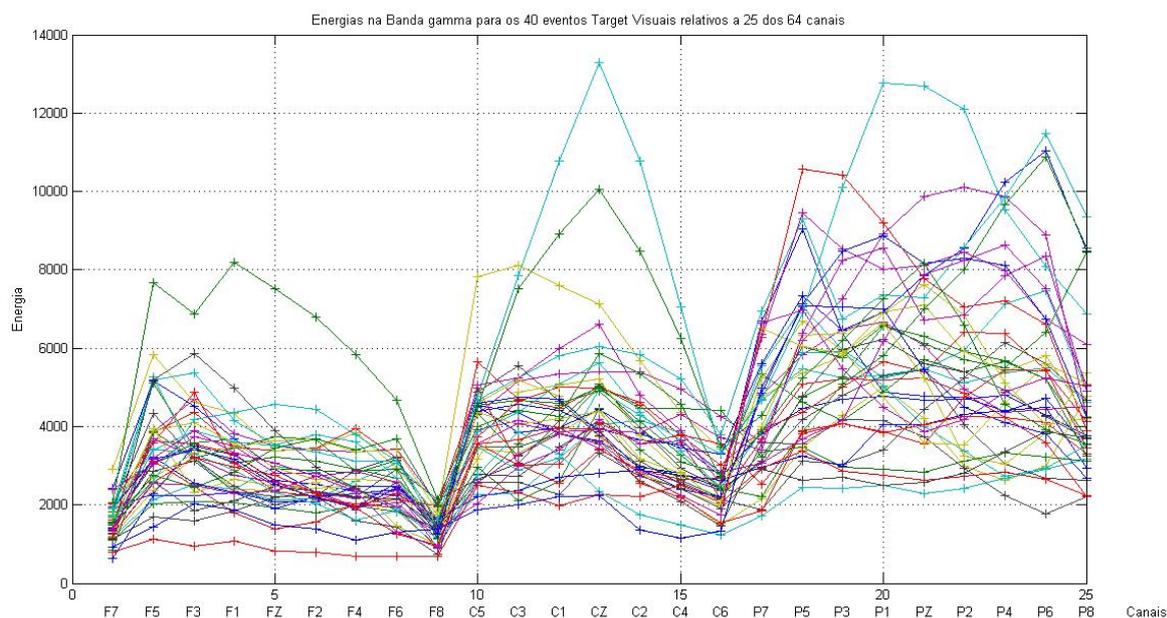


Figura 3-18: Energias na banda *Gamma* para vários canais e relativas aos 40 eventos Target Visuais apresentados à cobaia.

Verifica-se que as energias calculadas para a banda *Gamma*, ao longo dos vários estímulos Target visuais, variam bastante para cada um dos canais de um modo aparentemente aleatório, não denotando uma informação concreta e consistente passível de ser incluída num sistema de autenticação.

De um modo geral pode considerar-se que este paradigma, apesar de mais elaborado ao nível da estimulação, após a análise realizada, a mesma não revela características passíveis de serem usadas no campo da autenticação. Este facto não invalida, porém, que este paradigma possua outras potencialidades que possam ser evidenciadas com recurso a outros métodos de análise.

3.7 Conclusões

O estudo que foi feito ao longo deste capítulo dos vários paradigmas nele presentes permitiu ter uma ideia mais definida relativamente ao comportamento da energia do sinal EEG em resposta a potenciais evocados segundo vários

paradigmas, servindo como um ponto de partida para os desenvolvimentos apresentados no Capítulo 4.

A análise da *Baseline* revelou, como seria de esperar, diferenças entre os dois indivíduos o que seria um bom indício não fosse a elevada volatilidade a que a mesma está sujeita tendo em conta a ausência total de controlo sobre as tarefas mentais do sujeito.

No que à estimulação com “flashes” diz respeito pode afirmar-se que, sendo a mesma bastante simplista também não se revêem vantagens do seu uso. Para uma mesma sessão de aquisição e no decorrer de uma tarefa contínua, a análise de segmentos isolados desse mesmo sinal revelou diferenças ao nível das DEPs obtidas dos mesmos o que inviabiliza o seu uso dado que, se ao longo de uma mesma sessão experimental não se verifica uma constância ao nível das energias do sinal, dificilmente uma tarefa deste tipo poderá ser usada num processo de autenticação.

Relativamente ao paradigma P300 verificou-se que a sua elevada complexidade será, à partida responsável pela elevada volatilidade dos segmentos analisados aquando de resposta a um mesmo estímulo. Não se verifica também uma constância relativamente aos níveis de energia nas bandas características do EEG.

Tendo em conta a crítica feita ao longo deste capítulo pode afirmar-se que, analisando apenas o comportamento em potência do sinal EEG não se afigura viável usar qualquer um dos três métodos para um sistema de autenticação. No entanto, não ficou posta de parte a hipótese dos mesmos serem usados segundo outros pressupostos de análise.

4 DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA COM AQUISIÇÃO E ESTIMULAÇÃO SINCRONIZADAS

4.1 Introdução

Após a análise crítica das potencialidades dos vários paradigmas de estimulação abordados no capítulo anterior, optou-se pelo desenvolvimento de um sistema que permitisse a aquisição de sinal EEG sincronamente com a apresentação de potenciais evocados.

De um modo bastante sucinto, optou-se pelo uso de potenciais evocados para estímulo dos sujeitos e a aquisição de sinal recorreu ao hardware da Lifelines presente no Instituto de Engenharia Electrónica e Telemática de Aveiro (IEETA) e já anteriormente descrito. O hardware de estimulação foi também o já referido na subsecção 3.2.1 tendo ainda sido usado outro sistema semelhante a um monitor, mas que permite a apresentação das imagens num espaço confinado com base num *Head Mounted Display* (HMD).

O desenvolvimento do sistema foi baseado na ferramenta Simulink® [13] e a análise dos dados procedentes das várias sessões de aquisição foi mais uma vez realizada em Matlab por todas as razões anteriormente enunciadas.

A colocação espacial de eléctrodos foi mais uma vez a descrita na subsecção 3.3.2 deste documento, permitindo uma análise coerente dos dados neste novo contexto e uma crítica sustentada deste novo método por contraposição com os paradigmas abordados anteriormente.

4.2 Ambiente de desenvolvimento

No seguimento do trabalho já realizado nesta área no IEETA [13, 19], optou-se por desenvolver todo o sistema usando a plataforma Matlab e a sua ferramenta Simulink®. Ainda foi ponderado, numa fase inicial o uso da plataforma BCI2000, mas dado que já tinham sido feitos os esforços necessários para a integração da aquisição de dados para sistemas BCI em Matlab, a escolha recaiu sobre o mesmo para o desenvolvimento do sistema.

O BCI2000 é um projecto iniciado pelo Wadsworth Center, New York State Dpt of Health, Albany, NY. O sistema BCI2000 foi estruturado em quatro módulos: Operator, Source, Signal Processing e Application com comunicação por TCP/IP. Apesar da sua modularidade, este sistema não se revelou o mais adequado para a criação de um sistema BCI, daí que, tendo já sido desenvolvido um módulo de

aquisição para o hardware descrito na subsecção 3.2.2 baseado na plataforma Matlab, mais concretamente na sua ferramenta Simulink [13], o mesmo tenha sido reutilizado no contexto deste trabalho.

O Matlab e a sua ferramenta Simulink apresentam-se como uma alternativa óbvia neste contexto dadas todas as vantagens que uma linguagem funcional de alto nível proporciona. A aquisição e tratamento de dados podem ser efectuados na mesma plataforma eliminando assim dificuldades ao nível da transferência de dados em formatos proprietários e exportação dos mesmos para outras plataformas que não a usada para a aquisição.

A ferramenta Simulink é o meio privilegiado para todo o tipo de simulações temporais (Figura 4-1) permitindo, neste contexto, um fácil prototipamento, optimização constante e desenvolvimento modular de todo o sistema dispondo adicionalmente de potencialidades gráficas inquestionáveis e um nível de abstracção bastante elevado que não está presente em ferramentas mais específicas. A implementação pode assim focalizar-se no projecto em si e suas soluções abdicando da optimização dos recursos computacionais presentes, mas obtendo, em contrapartida, uma enorme versatilidade.

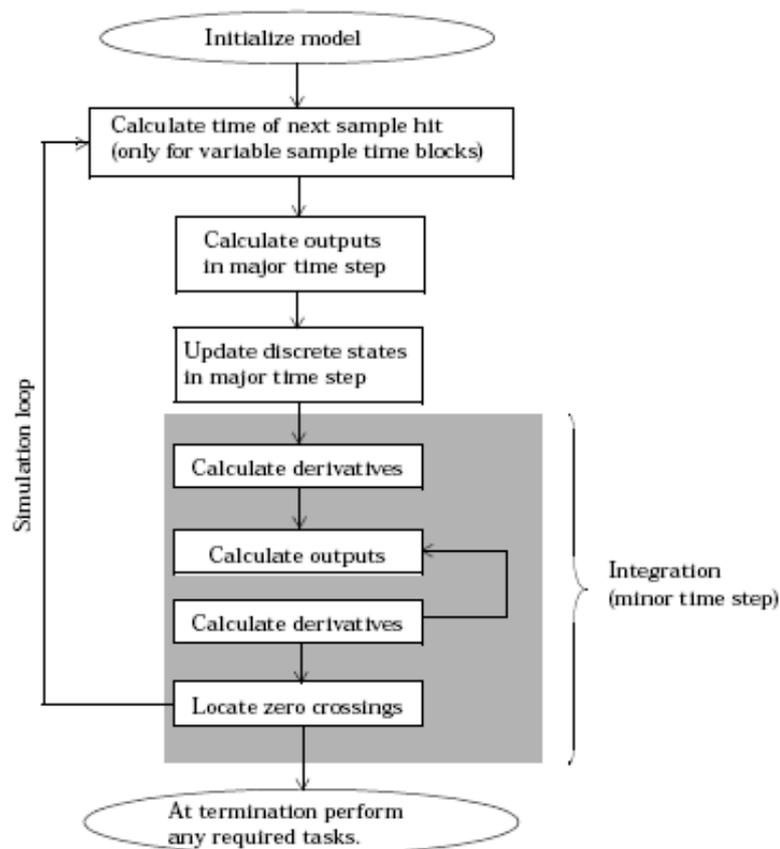


Figura 4-1: Passos envolvidos numa simulação dinâmica efectuada em Simulink [31]

Acresce a todas as potencialidades presentes nos blocos pré-definidos nesta ferramenta a possibilidade de implementação de blocos específicos (*S-Functions*) que consistem na descrição do seu comportamento pretendido com recurso a linguagens comuns de programação (C, C++, ADA e Fortran), bem como à própria linguagem de programação nativa do Matlab (Figura 4-2). Exemplos de implementações deste tipo de funções são a descrição de sistemas como equações matemáticas e o uso de animações gráficas na simulação.

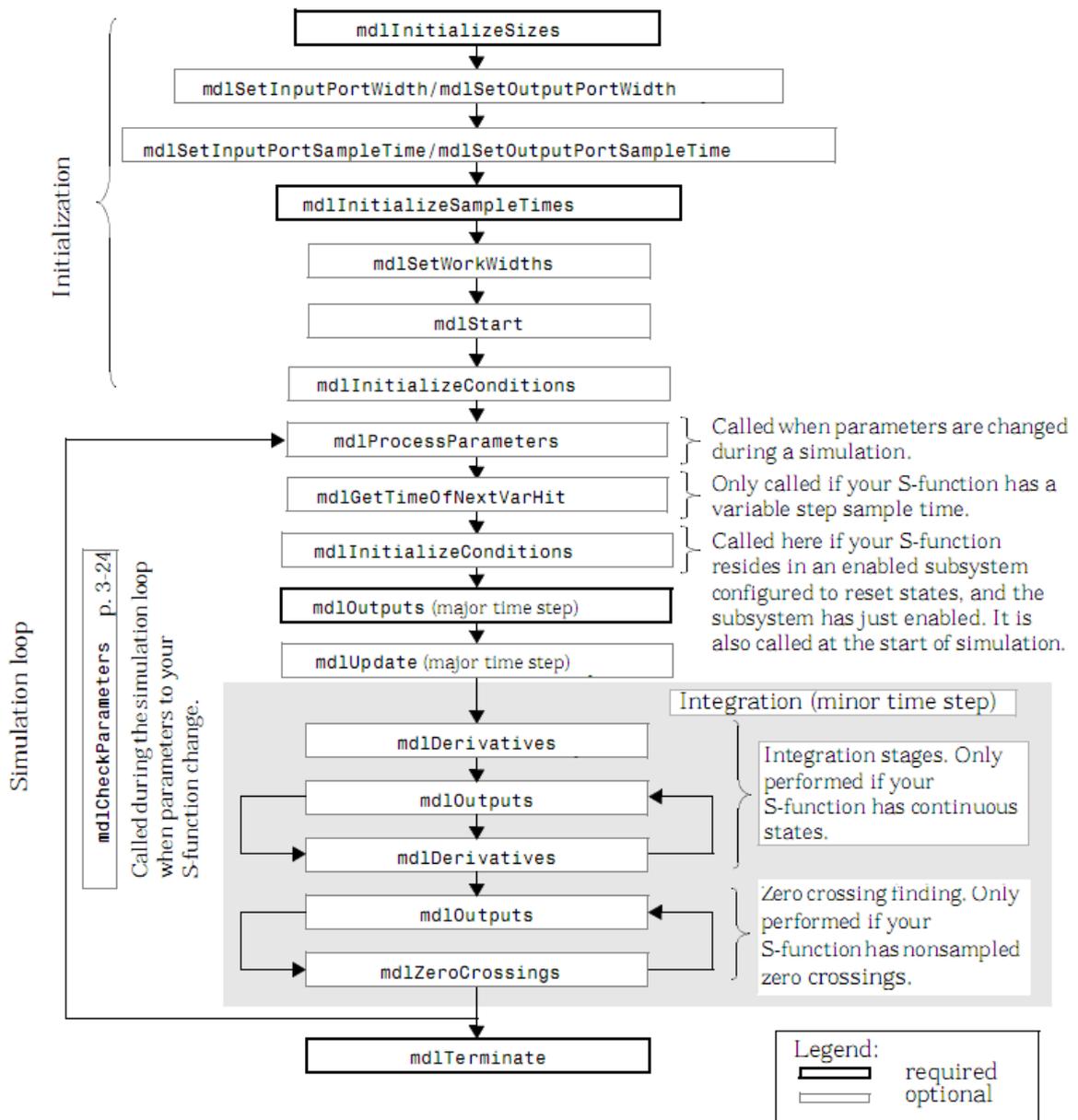


Figura 4-2: Execução sequencial das rotinas de uma S-function. [31]

4.3 Paradigma de Estimulação

O paradigma de estimulação foi inteiramente baseado em potenciais evocados do tipo visual, com o objectivo de evidenciar características particulares de um sujeito, permitindo avaliar as possibilidades de utilização num sistema de autenticação com recurso ao sinal EEG captado.

Para uma obtenção de dados coerente, optou-se por recorrer a dois sujeitos. Cada um deles forneceu uma imagem particular que afirmaram “dizer-lhe algo”, ou seja, que lhes provocasse emoções e respostas únicas funcionando como uma “chave” para o seu comportamento cerebral, sendo este, tanto quanto possível irreproduzível por terceiros.

Assim sendo, o evento base da estimulação consiste nas seguintes etapas que são apresentadas sequencial e ininterruptamente:

- Apresentação de uma imagem de foco, que consiste num simples X a branco sob um fundo negro. Esta imagem tem como objectivo informar o sujeito que a estimulação está prestes a acontecer e monopolizar a sua atenção;
- Apresentação da imagem de estímulo durante um intervalo definido de tempo;
- Retorno ao ecrã negro de modo a proporcionar o repouso antes de um novo estímulo caso seja esse o caso, ou encerrar a sessão de estimulação caso o sujeito seja apresentado com um estímulo único.

Para uma melhor compreensão deste evento o mesmo está representado na Figura 4-3, com ilustrações das imagens apresentadas ao sujeito. A imagem estímulo não é aqui apresentada na sua “essência” mas encontra-se representada por um ecrã branco com o texto “Imagem Estímulo”. De referir que os elementos entre parênteses são os tempos correspondentes a cada fase, ou seja os tempos em que cada imagem será visível.

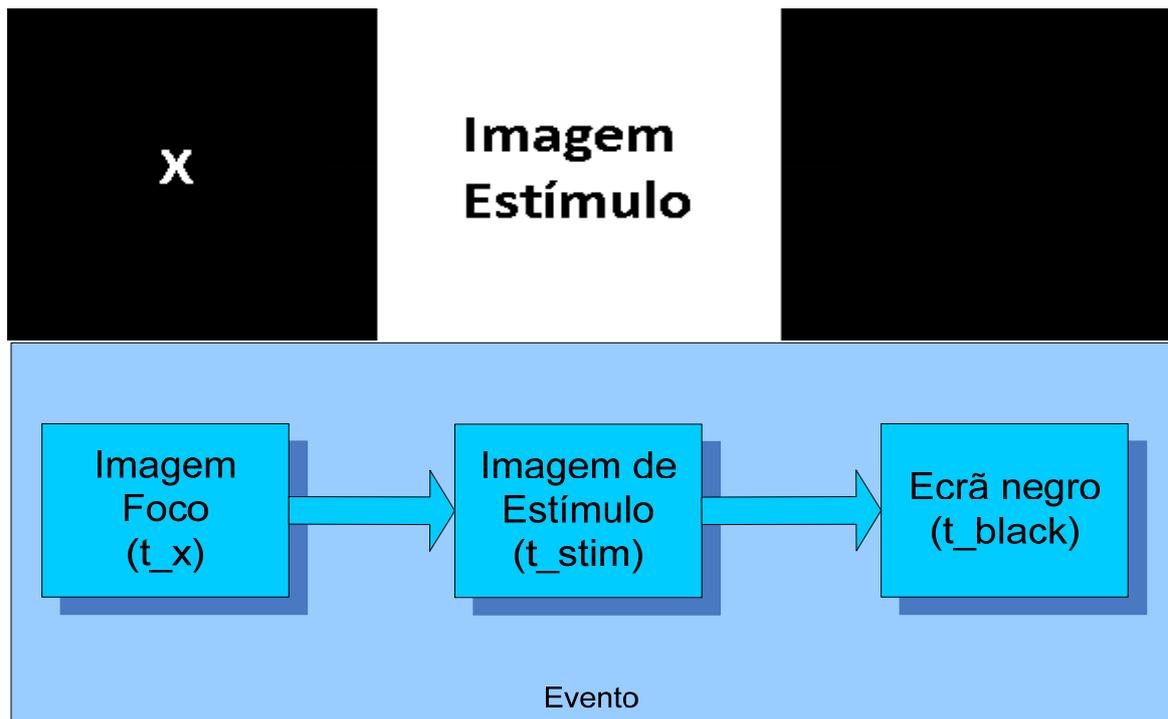


Figura 4-3: Evento de estimulação e respectivas imagens associadas

Tendo definido o evento base para o paradigma de estimulação, cada tarefa consistirá na apresentação de um ou mais eventos ao indivíduo a autenticar. Nesses eventos, a imagem de estímulo poderá ou não corresponder à imagem efectivamente fornecida pelo sujeito, introduzindo assim um factor de aleatoriedade para criar uma resposta genuína do mesmo ao estímulo.

A informação presente nesta subsecção visou assim explicitar, de um modo mais pormenorizado, pressupostos iniciais do protocolo de estimulação adoptado para o processo experimental que será definido mais à frente neste documento

4.4 Modelo de estimulação com aquisição sincronizada

Para a apresentação de estímulos e aquisição simultânea de sinal a partir do hardware de aquisição disponível, foi desenvolvido um modelo em Simulink cujos componentes permitem de um modo automático e sincronizado a apresentação de estímulos, enquanto o sinal EEG é adquirido.

4.4.1 Aquisição de sinal usando o Trackit

A primeira parte constituinte deste modelo é o módulo de aquisição que permite adquirir sinal em tempo real a partir do sistema Trackit. Este módulo já tinha sido previamente desenvolvido no âmbito de outras actividades [13] e foi reutilizado no contexto deste trabalho. Este *driver* é obtido de outro previamente desenvolvido na plataforma BCI 2000 que foi posteriormente adaptado para a plataforma Matlab através de S-Functions. Esta adaptação resultou no bloco snack presente na Figura 3-8. Mais documentação acerca deste *driver* poderá ser obtida em [19]. Os dados provenientes do bloco snack têm depois que passar por um módulo de *Sampling* que os converte para o formato de precisão dupla denominado de double.

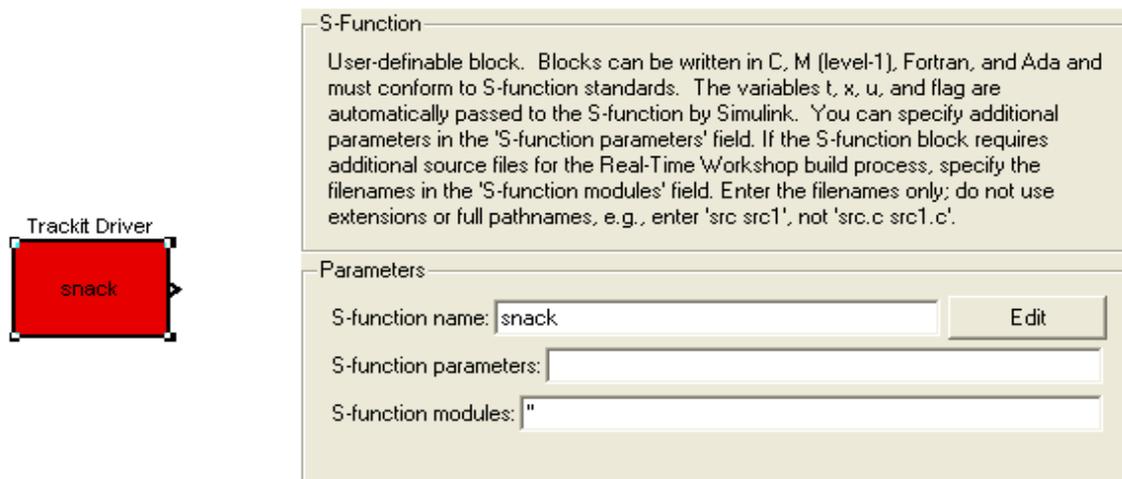


Figura 4-4: Módulo de aquisição

4.4.2 Estímulos e rotulamento sincronizado.

Apesar da possibilitada de aquisição de sinal através dos dois blocos descritos, o mesmo não se revelou suficiente para este trabalho dado que, sendo os potenciais evocados parte integrante do mesmo, a presença da informação acerca do momento em que os mesmos ocorrem é fundamental para uma correcta interpretação da informação recolhida. Para colmatar este aspecto desenvolveu-se um outro módulo para integrar no modelo Simulink que proporciona a apresentação de estímulos e, sincronamente, exporta uma variável que permite saber qual a imagem que foi apresentada ao sujeito em todos os momentos em que o sinal é adquirido. Este bloco foi denominado por Estímulo.

O comportamento deste bloco é relativamente intuitivo. De um modo sucinto, os dados provenientes do *sampler* (e do Trackit em última instância) passam pelo

mesmo, saindo do lado oposto inalterados. Paralelamente a esta transferência de sinal vão sendo apresentados os estímulos ao sujeito, e é ainda criada, com o decorrer da simulação, uma variável denominada de Label que transpõe a informação de qual o estímulo que está a ser apresentado ao sujeito para cada amostra recolhida.

A apresentação de estímulos recorre a uma função existente na central de troca de ficheiros do Matlab. Esta usa a máquina virtual de Java, permitindo apresentar estímulos ou simples imagens em *fullscreen* e encaminhar as mesmas para o monitor desejado. O nome desta função é `fullscreen.m`¹.

A transposição da informação acerca de qual é o estímulo que está a ser apresentado é feita de maneira bastante simples. Para cada amostra de sinal que acontece de 1/256 em 1/256 segundos (1/frequência de amostragem) a variável Labels terá o valor 2 se a imagem presente aquando da recolha dessa mesma amostra for a imagem foco, o valor 3 se for a imagem estímulo e o valor 1 para o caso da amostra ter sido adquirida quando o ecrã está negro.

Este módulo foi implementado com recurso às S-Funtions do tipo 2 que são uma evolução das S-Functions comuns e que permitem uma maior e melhor funcionalidade.

Os parâmetros de entrada deste bloco são variáveis a criar previamente no ambiente de trabalho do Matlab e vão desde as matrizes correspondentes às imagens de foco, estímulo e negro, passando pelos tempos que cada uma deverá permanecer no ecrã. Permite ainda a definição do número de eventos a apresentar ao sujeito, sendo também adequável a diferentes frequências de amostragem. Estas variáveis são criadas previamente através de uma função própria que possibilita a inicialização de todos os valores requeridos para o correcto funcionamento do sistema.

No que a este bloco diz respeito há ainda a dizer que o mesmo impõe um período de espera inicial (antes de começar a apresentação de estímulos) de 10 segundos com o intuito de garantir a eliminação e distorções em segmentos iniciais do sinal proveniente do hardware de aquisição.

Na Figura 4-5 pode ser observado o Bloco Estimulo com as suas entradas e saídas bem como os seus parâmetros.

Mais informação acerca desta função pode ser obtida de:
<http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/111121>.¹

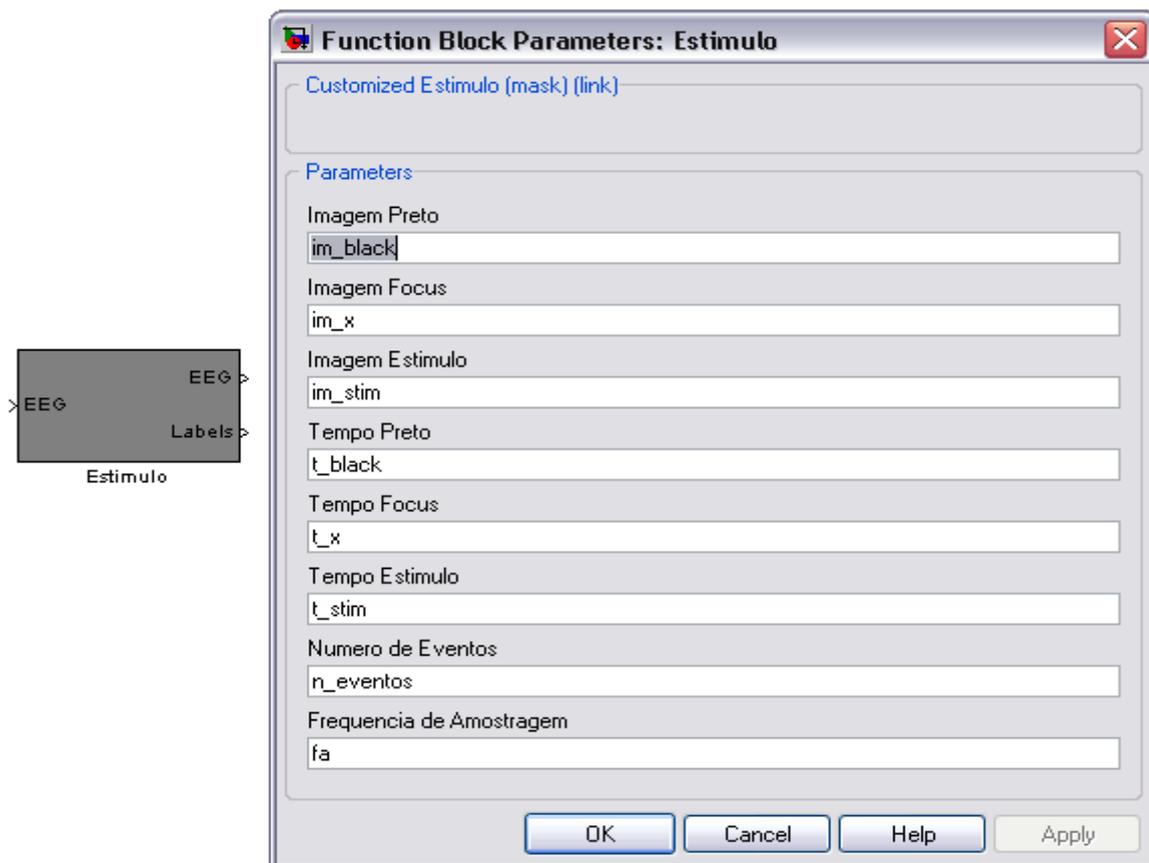


Figura 4-5: Bloco Estimulo com os seus respectivos parâmetros

4.4.3 Transposição de variáveis para o ambiente de trabalho do Matlab

Após o rotulamento do sinal adquirido impõe-se ainda a extrapolação dos dados em aquisição para o ambiente de trabalho do Matlab de modo a permitir o armazenamento dos mesmos e a sua posterior análise. Esta extrapolação consiste, numa primeira instância, na transcrição dos dados criado pela saída Label para o workspace do Matlab e ainda, na transcrição do sinal EEG para esse mesmo workspace. Esta tarefa é realizada recorrendo a blocos “To Workspace”. Estes foram apelidados de SinalTotal e Label e permitem a exportação de dados para o workspace do Matlab para que possam ser posteriormente analisados.

Estes blocos estão representados, conjuntamente com os já referidos anteriormente, na Figura 4-6 que ilustra o modelo final de estimulação com aquisição sincronizada.

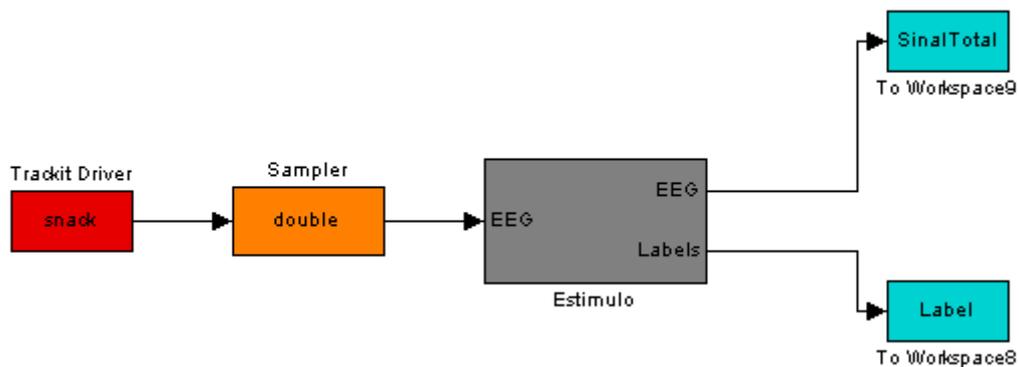


Figura 4-6: Modelo final de estimulação com aquisição sincronizada.

4.5 Protocolo Experimental

O protocolo experimental foi baseado no paradigma descrito na secção 4.3. Foram testados dois sujeitos com o intuito de estabelecer diferenças ao nível da sua actividade cerebral específica e assim analisar quais as características a extrair que melhor se poderão adequar a um sistema de autenticação. Apesar de o protocolo não ter sido reproduzido na íntegra em todas as sessões de aquisição, essas diferenças serão descritas mais á frente no trabalho. De seguida descreve-se uma versão com todas as tarefas passíveis de realização aquando de uma sessão de aquisição de dados.

1. Colocação dos eléctrodos
 - Calibração do sinal
 - Verificação dos ritmos cerebrais e correcta colocação dos eléctrodos ao nível das impedâncias para proporcionar uma aquisição do sinal coerente através do software disponibilizado pela Lifelines Ltd – Trackit
2. Relaxamento
3. Aquisição de sinal EEG aquando de estimulação com um único Evento semelhante ao descrito na Figura 4-4.
 - Tempo da imagem foco: 2 segundos
 - Tempo do estímulo: 300 ms

- Tempo com ecrã negro: 5 segundos
4. Aquisição de sinal EEG aquando da estimulação com uma sequência de 5 eventos
 - Tempo da imagem foco: 2 segundos
 - Tempo do estímulo: 300 ms
 - Tempo com ecrã negro: 3 segundos
 5. Aquisição de sinal EEG aquando da estimulação com uma sequência de 10 eventos
 - Tempo da imagem foco: 1 segundos
 - Tempo do estímulo: 300 ms
 - Tempo com ecrã negro: 2 segundos
 6. Considerações adicionais
 - Recorreu-se a duas cobaias diferentes
 - Os pontos 3,4 e 5 foram repetidos várias vezes de modo a obter uma densidade de dados mais abrangente.
 - Cada evento de estimulação foi precedido por um período de relaxamento

Tendo sido o protocolo experimental definido, foram realizadas três sessões experimentais para o conjunto de dois indivíduos teste. O planeamento destas teve como objectivo possibilitar uma análise bastante abrangente ao nível das características presentes no sinal aquando de estimulação com uma simples imagem ou estimulação com uma sequência de várias imagens.

O sujeito A funciona como elemento de teste do sistema e o B como elemento de validação. Assim sendo, para o sujeito A foram realizadas mais tarefas servindo o sujeito B como contraponto, tendo as tarefas do mesmo a função de evidenciar as diferenças entre as características dos dois sujeitos.

Na sessão 1 o sujeito A foi estimulado com 14 sequências de eventos únicos. Em 10 dessas sequências a imagem estímulo do evento único consistiu na imagem escolhida pelo mesmo e nas restantes 4 consistiu na imagem escolhida pelo sujeito 2. As sequências foram apresentadas de um modo aleatório, não sabendo

o sujeito qual a imagem presente na sequência seguinte. Nesta mesma sessão experimental foi ainda estimulado com sequências de 5 e 10 eventos, sendo a imagem estímulo aquela que o mesmo escolheu.

Com o intuito de verificar possíveis vantagens da realização da estimulação num ambiente confinado, na primeira sessão do sujeito A o hardware de estimulação original (monitor) foi substituído pelos óculos I-Glasses e foi realizada aquisição de sinal aquando de estimulação com recurso a esse hardware. O procedimento para o sujeito B foi sensivelmente o mesmo variando apenas o número de tarefas realizadas pelo mesmo.

Para o sujeito A foi ainda realizada uma segunda sessão de aquisição, num diferente espaço temporal (as duas sessões foram espaçadas de uma semana) com o intuito de verificar a constância dos sinais recolhidos ao longo do tempo. A Tabela 4-1 apresenta uma síntese dos procedimentos adoptados para as três sessões realizadas e para os dois sujeitos em questão.

Tarefas Realizadas		
Sujeito	Sessão 1	Sessão 2
A	Dez estímulos com evento único e imagem estímulo do sujeito A* (Doravante designado como Estímulo Target do sujeito A)	Três estímulos com evento único e imagem estímulo do sujeito A
	Quatro estímulos com evento único e imagem estímulo do sujeito B* (Doravante designado como Estímulo Standard do sujeito B)	
	Quatro estímulos de 5 Eventos com imagem estímulo do sujeito A	
	Quatro estímulos de 10 eventos com imagem estímulo do sujeito A	
	Quatro estímulos com evento único e imagem estímulo do sujeito A em ambiente confinado	
B	Quatro estímulos com evento único e imagem estímulo do sujeito A* (Doravante designado como Estímulo Standard do sujeito B)	
	Quatro estímulos com evento único e imagem estímulo do sujeito B* (Doravante designado como Estímulo Target do sujeito B)	
	Quatro estímulos de 5 Eventos com imagem estímulo do sujeito B	
	Quatro estímulos de 10 eventos com imagem estímulo do sujeito B	
* Os estímulos relativos aos sujeitos A e B foram intercalados de modo aleatório		

Tabela 4-1: Tabela de síntese das tarefas realizadas pelos dois sujeitos nas várias sessões

4.6 Processamento de sinal

Nesta secção serão descritos de um modo mais detalhado os processamentos efectuados sobre o sinal EEG, após aquisição com o sistema de aquisição com rotulamento sincronizado. A análise destes dados é feita posteriormente segundo várias considerações tendo em conta uma correcta análise dos mesmos após o seu processamento

4.6.1 Ajuste da média dos canais a zero

Após as várias sessões de aquisição em que são recolhidos os sinais EEG de 6 canais, foi feito um ajuste da média do sinal de cada canal para que a mesma ficasse centrada no valor zero. Isto permite, de um modo simplista, eliminar as componentes de muito baixa frequência e, ainda, proceder a uma normalização dos sinais decorrentes das aquisições.

4.6.2 Subtracção dos sinais dos canais dois a dois

Tendo apenas disponível para análise seis canais com sinal efectivo, tomou-se a decisão de relacionar os sinais de todos os canais dois a dois com o intuito de obter uma densidade de dados maior.

A abordagem consistiu na subtracção de um sinal ao outro, dado que a subtracção de sinais com a mesma frequência e amplitude produz um sinal não nulo que conterà outro tipo de informação que não a contida nos canais iniciais. Assim sendo, obteve-se um conjunto de dados mais alargado permitindo assim uma análise mais crítica dos mesmos. O novo conjunto de dados consiste no sinal EEG proveniente dos seis canais originais mais o sinal obtido de todas as combinações possíveis destes mesmos canais 2 a 2 ($C_{6,2}$) através da subtracção dos mesmos.

Na figura 4-7 pode ser observado um exemplo de um segmento de 1 segundo relativo aos canais O1 e O2 e o sinal combinado obtido a partir da subtracção dos mesmos.

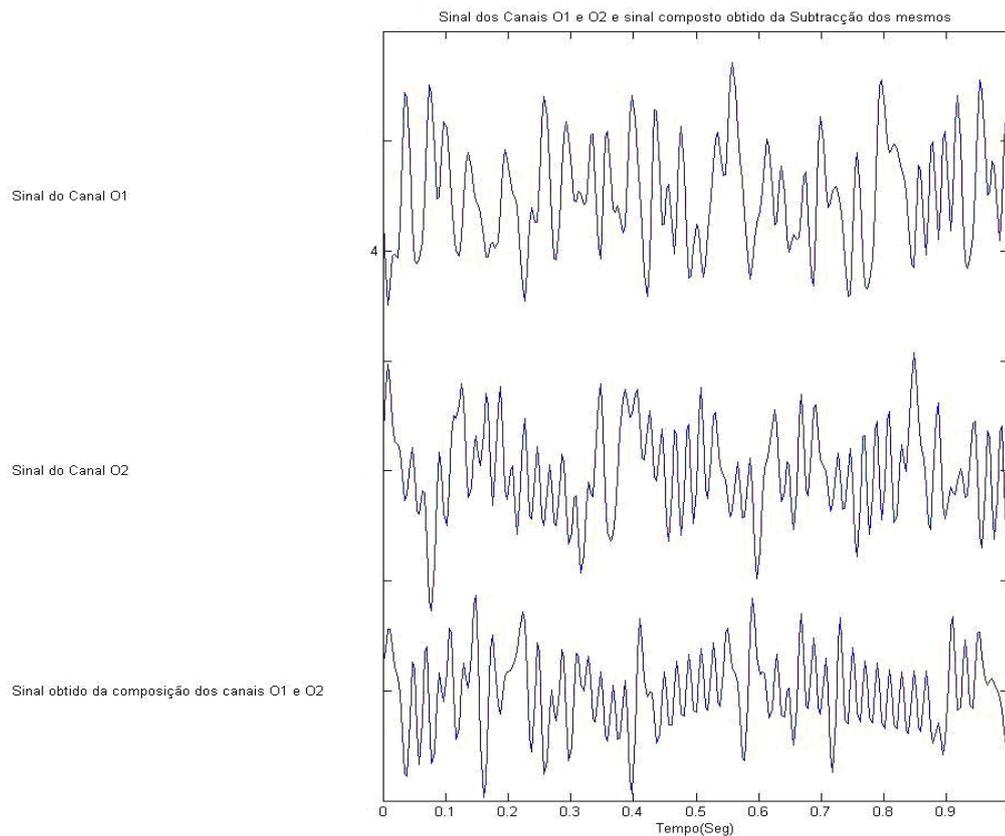


Figura 4-7: Segmento de um Segundo relativo aos canais O1 e O2 e respectivo sinal combinado

4.6.3 Filtragem do sinal adquirido

Os sinais obtidos após a etapa de processamento anterior foram filtrados primeiramente na banda total pretendida para a análise [2 47] Hz e ainda nas várias sub-bandas características do sinal EEG (*Alfa*, *Beta* e *Gamma*)

A filtragem baseou-se em filtros do tipo Butterworth. Neste sentido, foram desenhados quatro filtros diferentes com o intuito referido anteriormente. As bandas passantes de cada um foram as seguintes:

- Filtro Geral: 2 a 47 Hz
- Filtro para a banda *Alfa*: 8 a 13 Hz
- Filtro para a banda *Beta*: 13 a 30 Hz
- Filtro para a banda *Gamma*: 31 a 47 Hz

O Filtro Geral foi desenhado de modo a possuir uma ordem 10 e as frequências da banda passante referidas anteriormente. Os restantes filtros foram desenhados sem restrição de ordem, tendo os mesmos sido otimizados para uma resposta óptima na banda passante definida para os mesmos e presente acima. Todos os filtros apresentam uma variação de fase ideal, ou seja distorção de fase nula.

Dada a inexistência de restrições relativas á sua ordem, estes filtros levam a que os segmentos iniciais do sinal analisados não sejam viáveis para análise. No entanto, devido á imposição por parte do sistema de estimulação, da aquisição de um segmento de sinal durante dez segundos antes da captação dos segmentos de sinal EEG em resposta efectiva ao estímulo, este factor não se revela impeditivo de uma análise coerente do sinal. A perturbação do sinal adquirido por parte dos filtros decorre apenas em parte desse segmento inicial, garantindo assim a validade dos dados sobre os quais a análise é efectivamente feita. As respostas em frequência e em fase dos vários filtros podem ser depreendidas das Figuras 4-8, 4-9, 4-10 e 4-11.

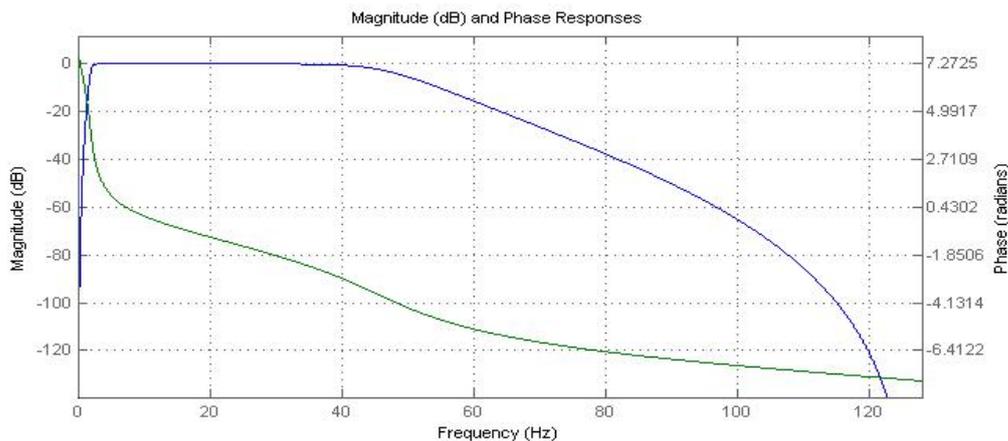


Figura 4-8: Resposta em frequência e em fase do filtro Geral

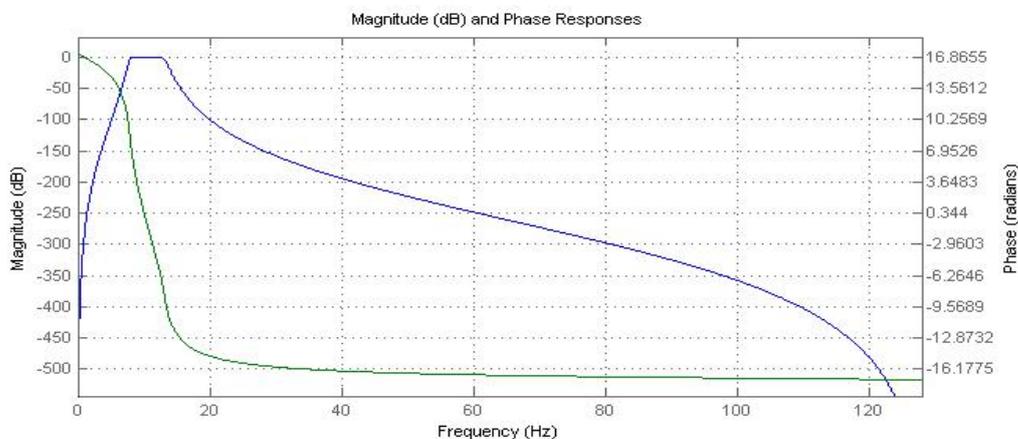


Figura 4-9: Resposta em frequência e em fase do filtro para a Banda Alfa

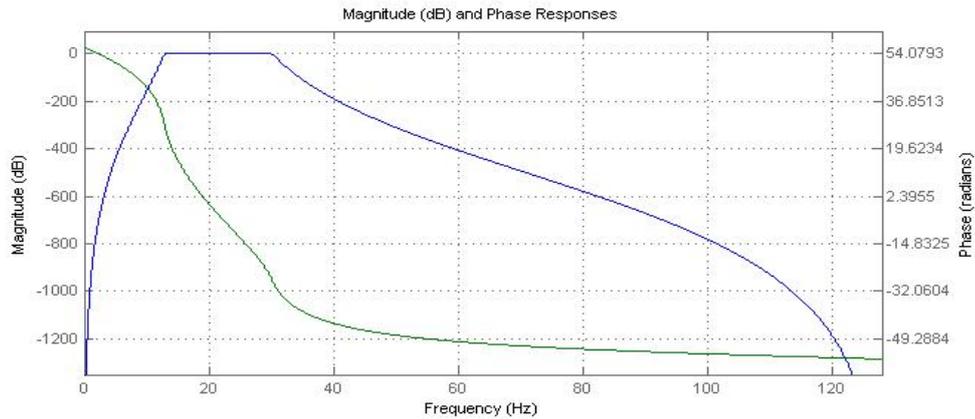


Figura 4-10: Resposta em frequência e em fase do filtro para a Banda *Beta*

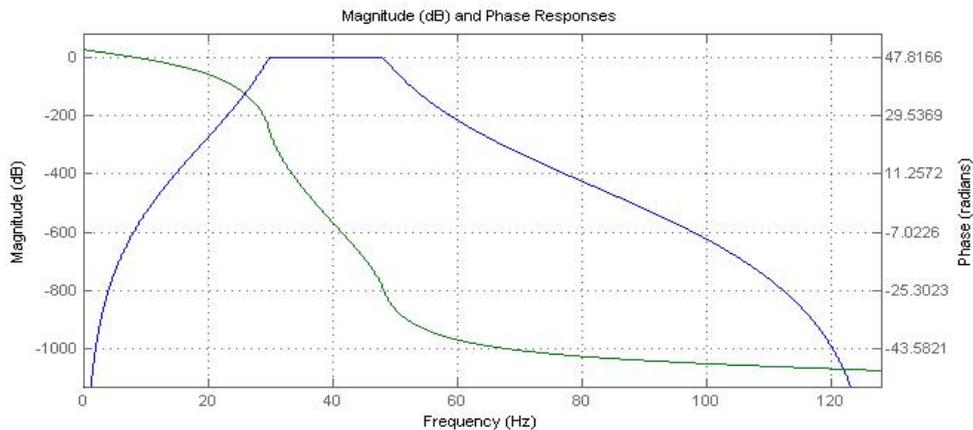


Figura 4-11: Resposta em frequência e em fase do filtro para a banda *Gamma*

4.6.4 Segmentação do sinal para análise

Tendo o sinal EEG em si e a informação - através da variável Label - de quais os instantes em que efectivamente o sujeito foi estimulado com a imagem foco, imagem estímulo e ecrã negro, esta mesma variável permitiu a segmentação do sinal total, incidindo as análises posteriores sobre os segmentos aqui descritos.

A segmentação consistiu, para cada um dos eventos referidos na secção 4.2, na selecção de dois segmentos de 1 segundo. O primeiro segmento corresponde a um segundo de sinal imediatamente após o evento de estímulo e o segundo a um segundo de sinal imediatamente antes do fim do ecrã negro. A segmentação foi feita desta forma de modo a que pudesse posteriormente ser feita uma análise dos reais efeitos da estimulação visual com a imagem estímulo, por oposição a

um segmento de sinal em que o efeito do potencial evocado já se terá desvanecido (instantes finais do ecrã negro).

A segmentação realizada pode ser observada, de um modo mais esquemático, na Figura 4-12. Nesta, os segmentos seleccionados estão representados simplesmente pelos números 1 e 2, correspondendo o segmento 1 ao recolhido imediatamente após estímulo e o segmento 2 ao recolhido imediatamente antes do fim ecrã negro. Apesar de não haver qualquer escala temporal na imagem, os dois segmentos apresentam uma duração de 1 segundo.

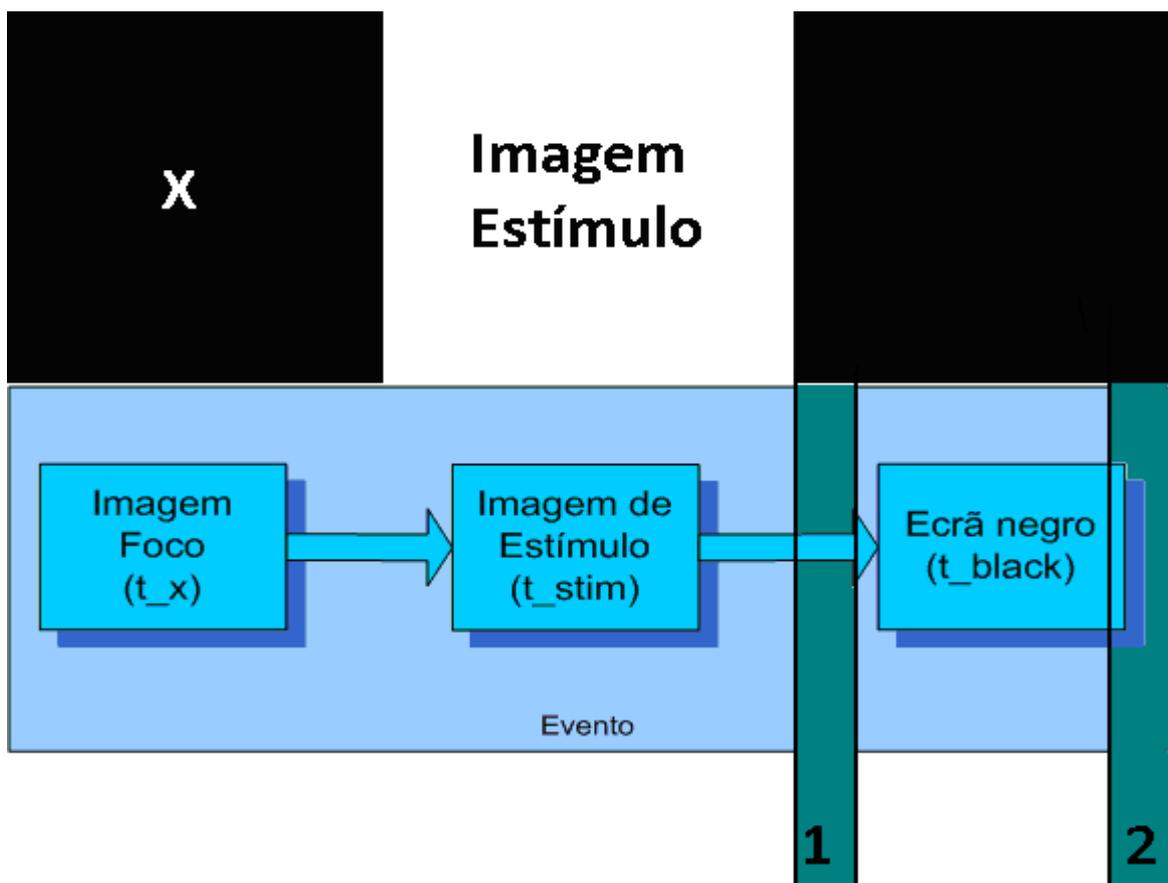


Figura 4-12: Segmentação do sinal efectuada

4.6.5 Cálculo da energia de cada segmento nas sub-bandas

Tendo sido definidos os segmentos a analisar, e tendo disponíveis os sinais filtrados (para cada canal mais os canais combinados), foi calculada a energia nas três bandas características, bem como na banda definida pelo Filtro Geral.

O cálculo de energia recorreu ao teorema tempo-frequência de Parseval:

$$E(s) = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N s_n^2$$

Esta computação, para cada um dos canais (filtrados nas várias bandas) baseou-se na soma de todas as amostras do mesmo, quando previamente elevadas ao quadrado, para os vários segmentos a analisar. Dado que o intuito final deste cálculo é a comparação entre os vários segmentos, cuja duração é sempre constante (um segundo correspondente a 256 amostras de sinal) não foi efectuada a divisão pelo número de amostras N, patente na fórmula. Esta seria apenas útil caso se pretendesse uma comparação de energias para segmentos de sinal de comprimento variável, o que não acontece neste caso, tornando esta operação desnecessária.

4.7 Resultados experimentais

Nesta secção são apresentados os resultados decorrentes das várias análises realizadas para a diversidade de sinais adquiridos nas diferentes sessões para os dois sujeitos. Esta análise é sistematizada tendo em vista uma crítica coerente dos dados obtidos e a correcta ponderação dos efeitos da estimulação visual apresentada ao sujeito, bem como das suas potencialidades para um processo de autenticação

4.7.1 Um só estímulo

Nesta subsecção são feitas comparações relativas aos dados recolhidos nas várias sessões nas quais a estimulação dos dois sujeitos se baseou na apresentação de um evento único.

Comparação entre as energias do Segmento 1 e do Segmento 2

Para os segmentos de sinal recolhidos aquando de uma estimulação com a imagem que lhes correspondia (estímulo Target), fez-se a análise da variação nas energias para os seis canais originais de sinal. Esta análise teve por objectivo evidenciar as diferenças entre as energias presentes nos dois segmentos atrás definidos para ambos os sujeitos.

Os dados presentes nas seguintes figuras foram obtidos da seguinte forma:

- Foram calculadas as energias totais para os segmentos 1 e 2 para todos os eventos com estímulos Target dos dois sujeitos (10 para o sujeito A e 4 para o sujeito B).
- Foi calculada a média das energias dos vários eventos

Os resultados decorrentes desta análise indiciam um comportamento interessante. Pode afirmar-se que, enquanto o sujeito A apresenta uma energia maior para o segmento 2, ou seja, a sua actividade cerebral denota uma maior energia quando o mesmo está perante um ecrã negro do que no segmento 1, imediatamente após apresentação da imagem estímulo.

Já para o sujeito B acontece exactamente o contrário, esta análise, por si só indicia uma diferença a nível da actividade cerebral dos dois indivíduos mas revela-se insuficiente para ser tomada como base para um processo de autenticação.

Apesar das energias calculadas apresentarem um comportamento discreto, para melhorar a interpretação das mesmas estas são apresentadas como sendo contínuas, este procedimento será repetido em posteriores análises

Acresce ainda afirmar que, apesar dos gráficos apenas ilustrarem o comportamento da energia total [2-47] Hz, ilações semelhantes decorreram das análises às energias nas bandas características do sinal EEG. As mesmas não foram representadas simplesmente por uma questão de simplificação

Nas duas Figuras 4-13 e 4-14 estão descritos estes mesmos resultados. Embora não estejam ilustrados nos gráficos os canais explicitamente, o eixo dos “Canais” revela os índices correspondentes aos canais em análise e a interpretação que deve ser feita desses mesmos valores é apresentada na Tabela 4-2

Valor no eixo “Canais”	Canal respectivo	Valor no eixo “Canais”	Canal respectivo
1	O1	4	P4
2	O2	5	C3
3	P3	6	C4

Tabela 4-2: Índices dos canais de sinal e respectiva interpretação

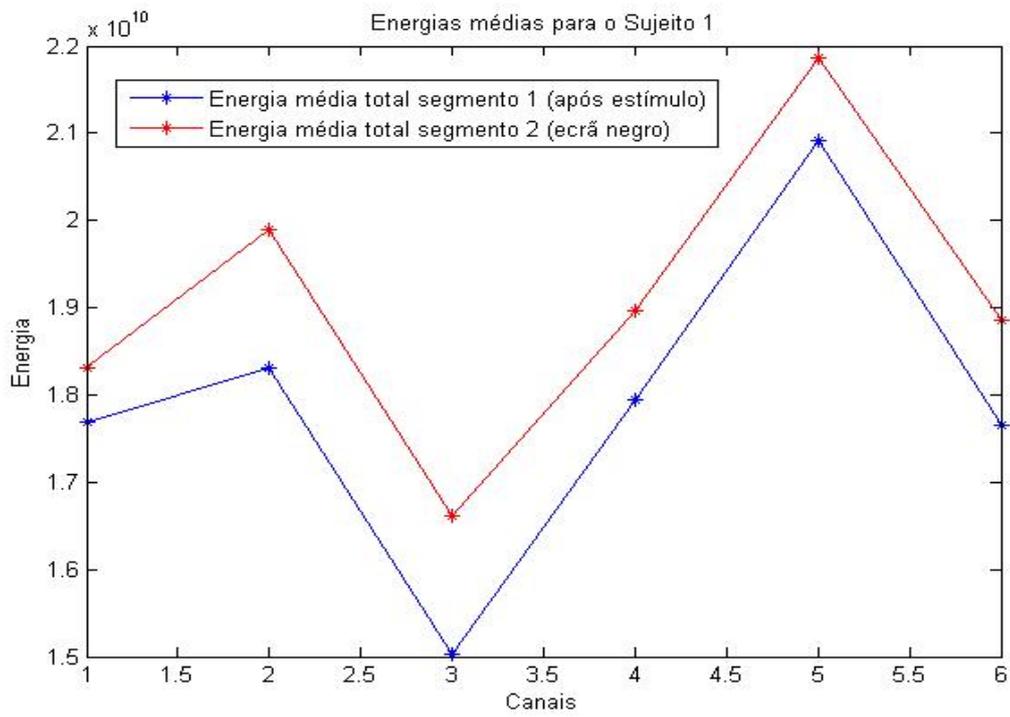


Figura 4-13: Energias médias para os dois segmentos do Sujeito A

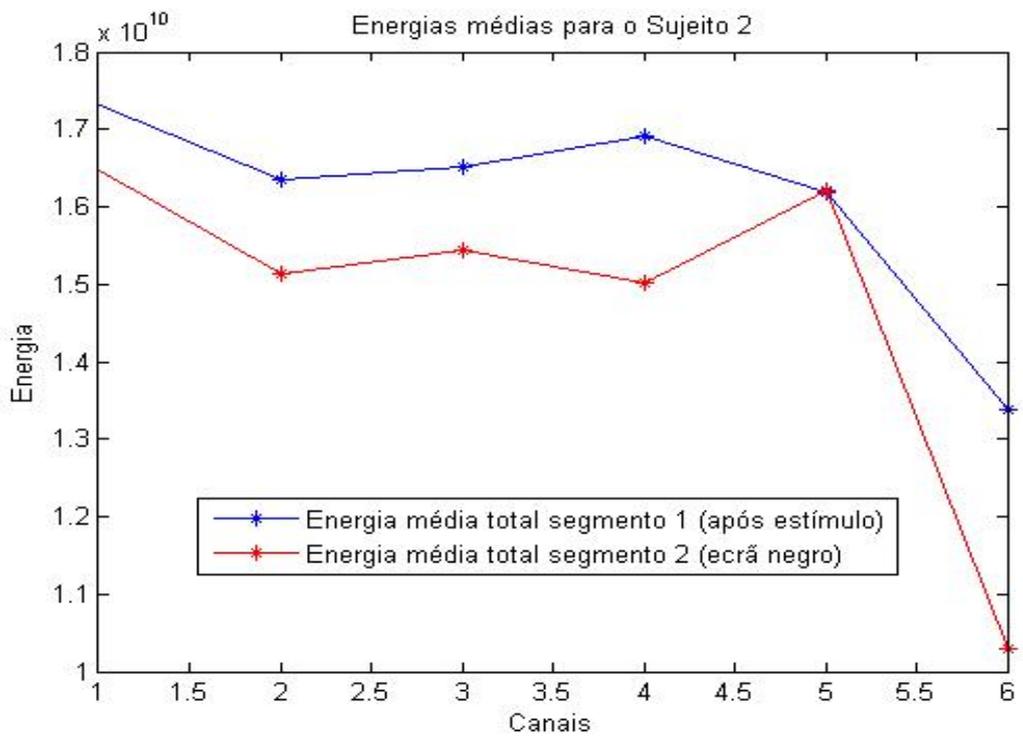


Figura 4-14 Energias médias para os dois segmentos do Sujeito B

Comportamento das energias em resposta a estímulos Standard versus estímulos Target

Esta análise foi feita unicamente para o sujeito A, da seguinte forma:

- Foram calculadas as energias totais para os seis canais de sinal originais para o segmento 1 (imediatamente após estímulo) em resposta a estímulos Standard
- Foram calculadas as energias totais para os seis canais de sinal originais para o segmento 1 (imediatamente após estímulo) em resposta a estímulos Target

Os resultados obtidos encontram-se na Figura 4-15 e indicam que a resposta perante os estímulos Target é bastante semelhante à resposta aos estímulos Standard. As diferenças no conteúdo das imagens deveriam, à partida, revelar diferenças mais acentuadas, o que no entanto não se verifica. Este será pois um indício de que o simples cálculo das energias segundo o método usado não consegue recolher informação acerca da real actividade mental implícita na distinção entre estímulos.

O facto de as duas respostas serem bastante semelhantes poderá, por outro lado, ser um indício de que as energias calculadas revelam um processo fisiológico de resposta a estas imagens que poderá ser geneticamente condicionado. A invariabilidade de resposta perante os dois tipos de estímulos compromete, no entanto, o pressuposto de que se poderá estabelecer uma “chave mental” para autenticação através deste método de cálculo.

Apesar da Figura 4-15 ilustrar apenas a resposta global na banda de frequências imposta pelo Filtro geral, ilações semelhantes decorreram da análise das três bandas características em separado.

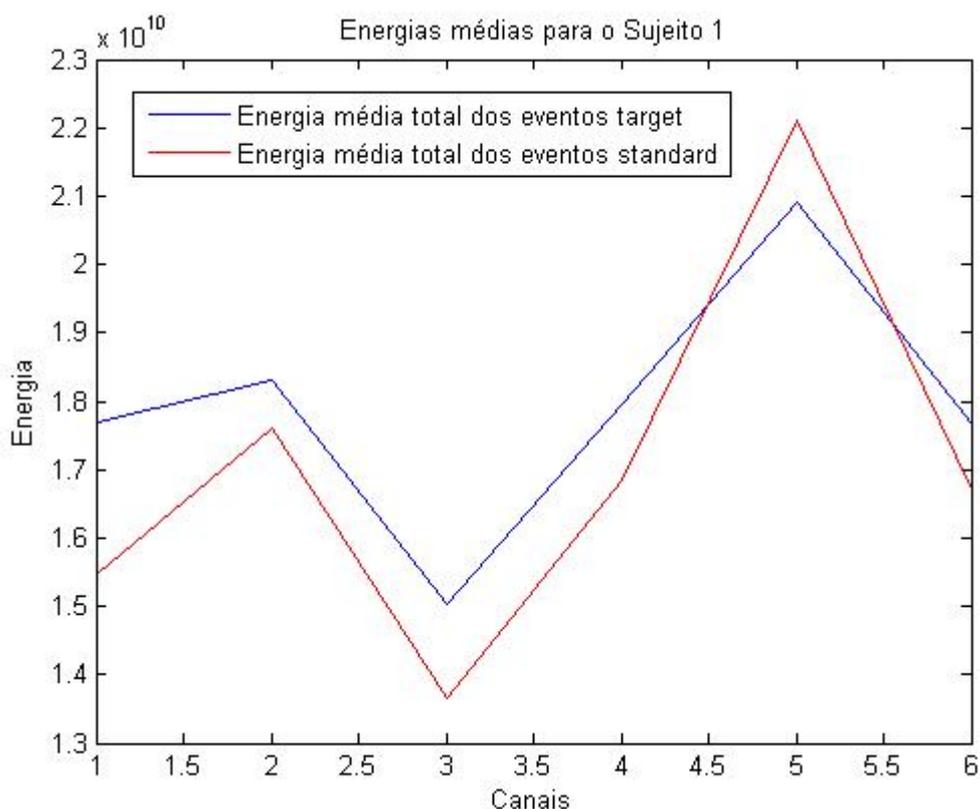


Figura 4-15: Energias médias para os eventos Standard e Target do Sujeito A

Combinação dos canais como fonte de características

Até este ponto, as análises têm sido centradas apenas nos canais originais e em médias das energias relativas aos vários eventos. No entanto, a análise dos canais combinados, bem como dos vários evento separadamente, vêm trazer algo de novo a este trabalho. A análise foi consequentemente feita sobre estes novos dados importando referir que a mesma se refere apenas ao sujeito A.

Pode observar-se que, enquanto os canais de sinal originais apresentam grandes variações ao nível da energia para os vários eventos, o mesmo não acontece com os canais combinados. Este facto vem confirmar que os segundos são efectivamente uma fonte de informação mais concreta e menos passível de flutuações quando comparados com os canais originais. Após uma primeira análise, a energia calculada para os canais combinados revela potencialidades para ser posteriormente incluída num processo de autenticação, a comprovar-se a sua unicidade e constância com o tempo.

A Tabela 4-3 reflecte a interpretação que deve ser feita dos valores do eixo “Canais” e os canais a que os mesmos dizem respeito. Na Figura 4-16 são apresentados os valores da energia total [2-47] Hz calculados para os 6 canais de sinal mais os 15 canais combinados (total de 21).

Valor no eixo “Canais”	Canal respectivo	Valor no eixo “Canais”	Canal respectivo
1	O1	12	O2-C3
2	O2	13	O2-C4
3	P3	14	O2-P3
4	P4	15	O2-P4
5	C3	16	C3-C4
6	C4	17	C3-P3
7	O1-O2	18	C3-P4
8	O1-C3	19	C4-P3
9	O1-C4	20	C4-P4
10	O1-P3	21	P3-P4
11	O1-P4		

Tabela 4-3: Valor presente no eixo “Canais” e respectiva interpretação

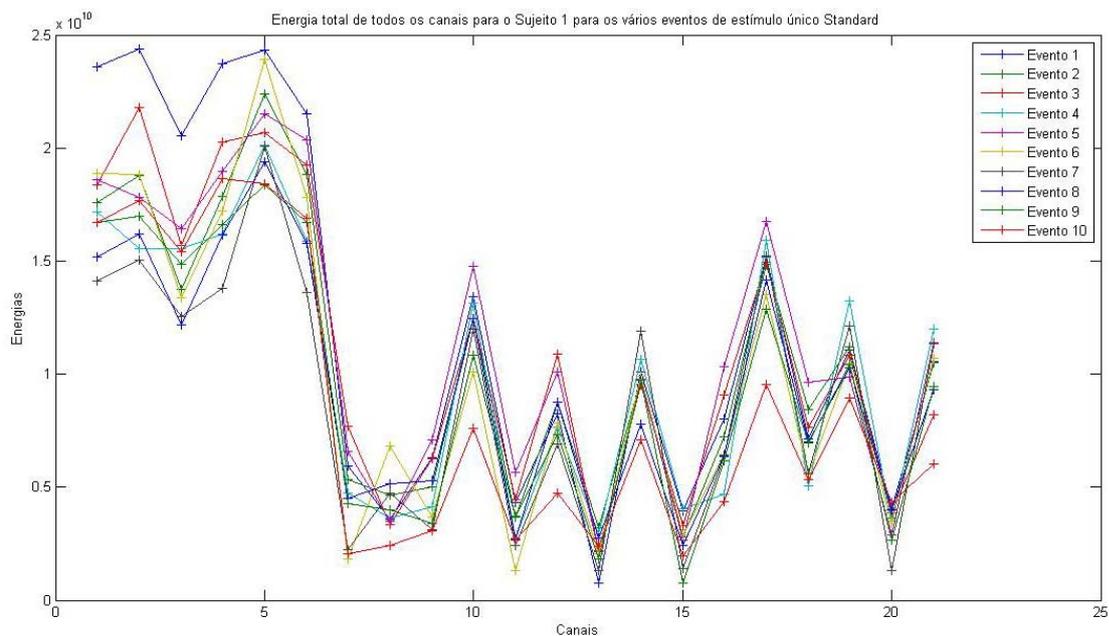


Figura 4-16: Energia total para todos os canais e para os vários eventos

Comparação entre as várias bandas de energia

Tendo como pressuposto que os canais combinados indiciam a presença de uma maior quantidade de informação e ainda que os mesmos apresentam menos flutuações ao nível dos valores de energia, importa saber se a análise das energias nas várias bandas traz algo de novo a este pressuposto. É também de valor verificar se a separação por bandas leva à obtenção de dados mais coerentes por comparação com o simples cálculo da energia total para os vários canais.

Assim sendo, nas Figuras 4-17 a 4-19 são representadas as energias calculadas nas 3 bandas (*Alfa Beta e Gamma*) para que o comportamento das suas energias possa ser comparado com o da energia total previamente ilustrado. Dado que, se verificou que a informação presente nos canais de sinal é pouco relevante para esta análise, os mesmos são omitidos nos gráficos, representando-se apenas os canais combinados.

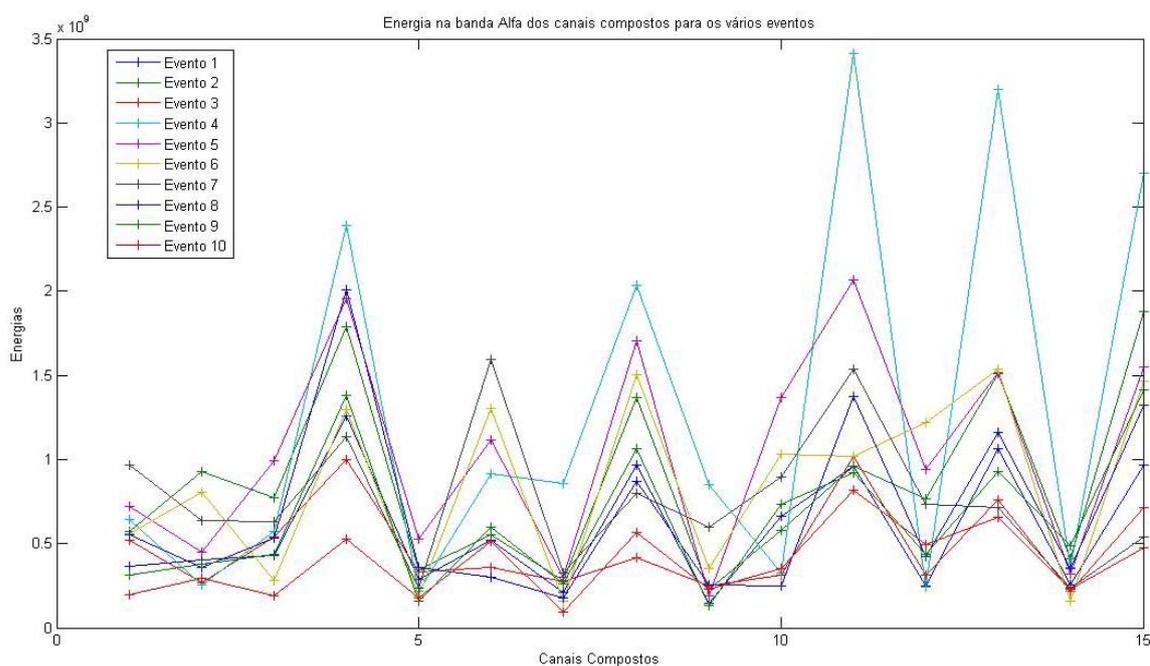


Figura 4-17: Energia na Banda Alfa para os canais combinados

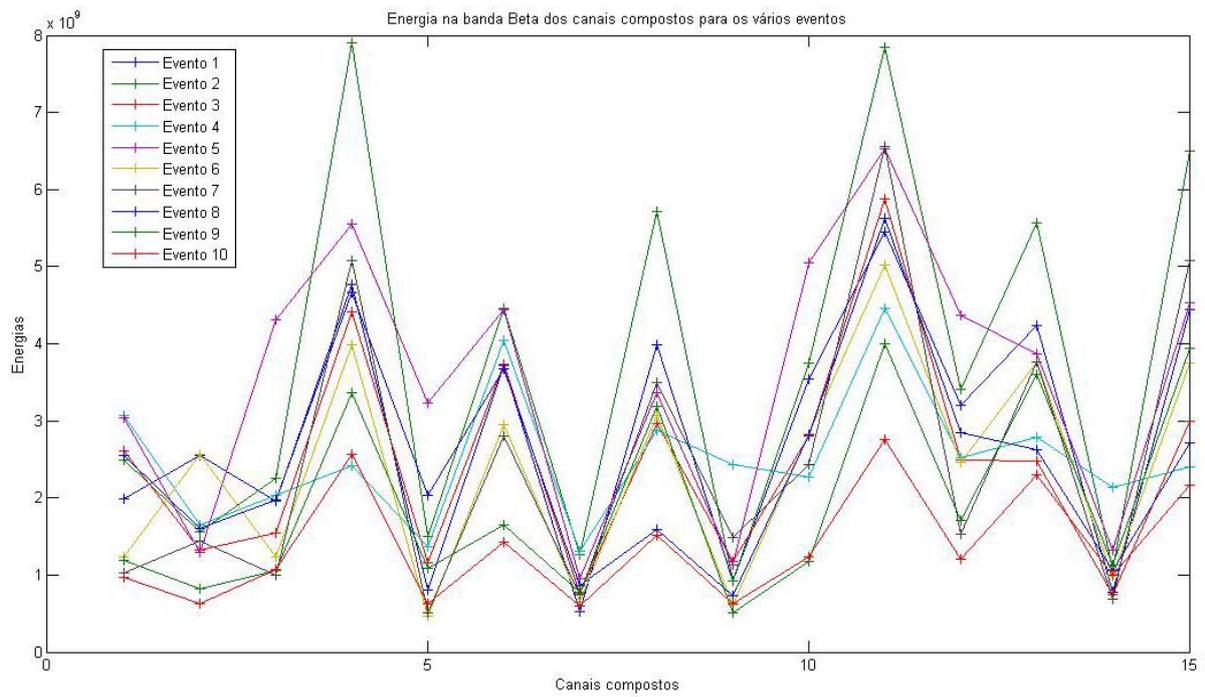


Figura 4-18: Energia na Banda Beta para os canais combinados

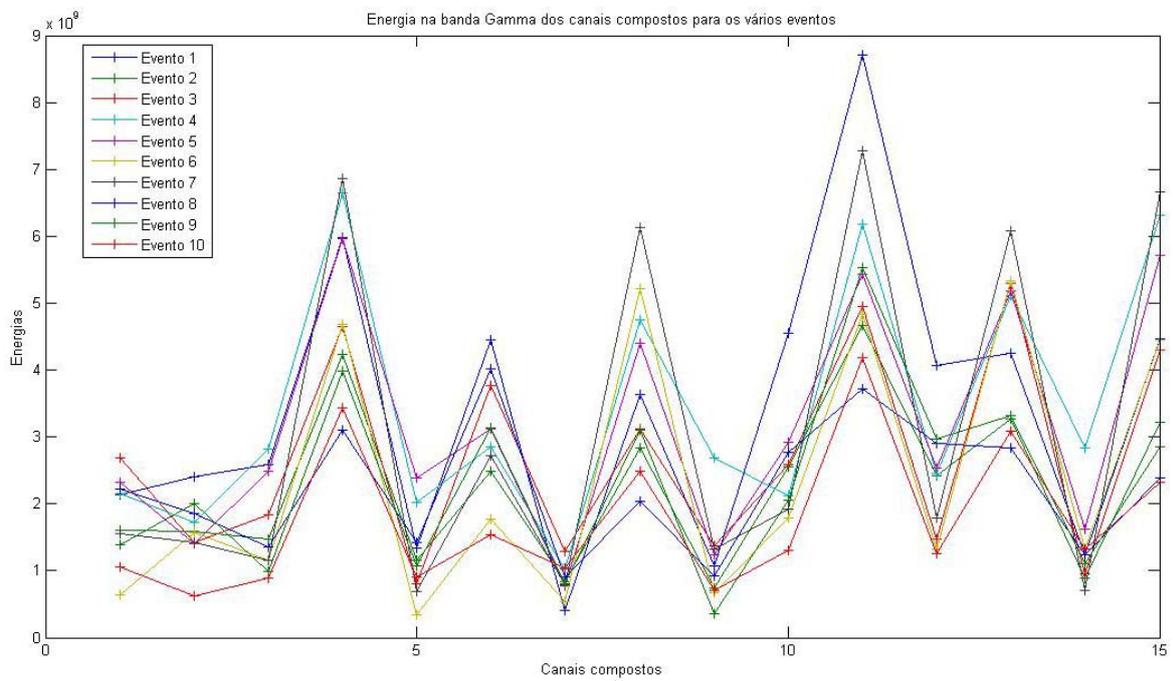


Figura 4-19: Energia na Banda Gamma para os canais combinados

Procedendo a uma simples análise visual pode verificar-se que os valores para os vários canais das três energias apresentam diferenças significativas ao nível da amplitude. No que diz respeito à forma, pode verificar-se que o comportamento das mesmas é bastante semelhante e acompanha ainda o comportamento relativo à energia total que foi ilustrado na Figura 4-16.

Pode ainda afirmar-se que a variação das energias ao longo dos vários eventos é distinta. Após uma análise visual mais cuidada verifica-se que a Banda *Gamma* é aquela em que as energias calculadas em função dos canais variam menos em função dos vários eventos. Este facto permite afirmar que, segundo este pressuposto de análise e num contexto de autenticação, as energias para cada um dos sinais combinados na Banda *Gamma* serão, provavelmente, os melhores candidatos a características a incluir num futuro classificador.

Comparação entre os Sujeitos A e B

Tendo definido que as energias na Banda *Gamma* para os vários canais combinados se afirmavam como as melhores características para a implementação de um futuro sistema de autenticação, importa confirmar a unicidade das mesmas, ou seja, verificar que estas podem ser assumidas como válidas. Esta verificação foi feita com recurso ao sujeito B para efectivamente verificar que ambos possuem características distintas.

Para este efeito, e tendo em conta que as energias na banda *Gamma* respectivas aos vários canais combinados apresentam uma convergência elevada para os vários eventos, procedeu-se ao cálculo da média das energias na banda *Gamma* para os vários eventos dos dois sujeitos e os resultados são apresentados na Figura 4-20.

Da análise deste gráfico pode efectivamente verificar-se que as energias médias na Banda *Gamma* para os dois indivíduos diferem bastante. Se considerarmos somente os valores das mesmas poderá até dizer-se que não apresentam uma diferença assim tão aparente, mas se for ainda considerada a evolução (crescimento ou decrescimento) das energias de uns canais para os outros podemos afirmar que estamos perante diferenças bastante significativas.

De um modo simplista e, apesar de não ter sido feito um estudo mais exaustivo com um grupo mais alargado de indivíduos que proporcionasse uma certeza absoluta que os valores das energias para os vários canais são efectivamente únicos, pode afirmar-se que as características enunciadas anteriormente se afiguram como passíveis de vir a ser incluídas num sistema de autenticação.

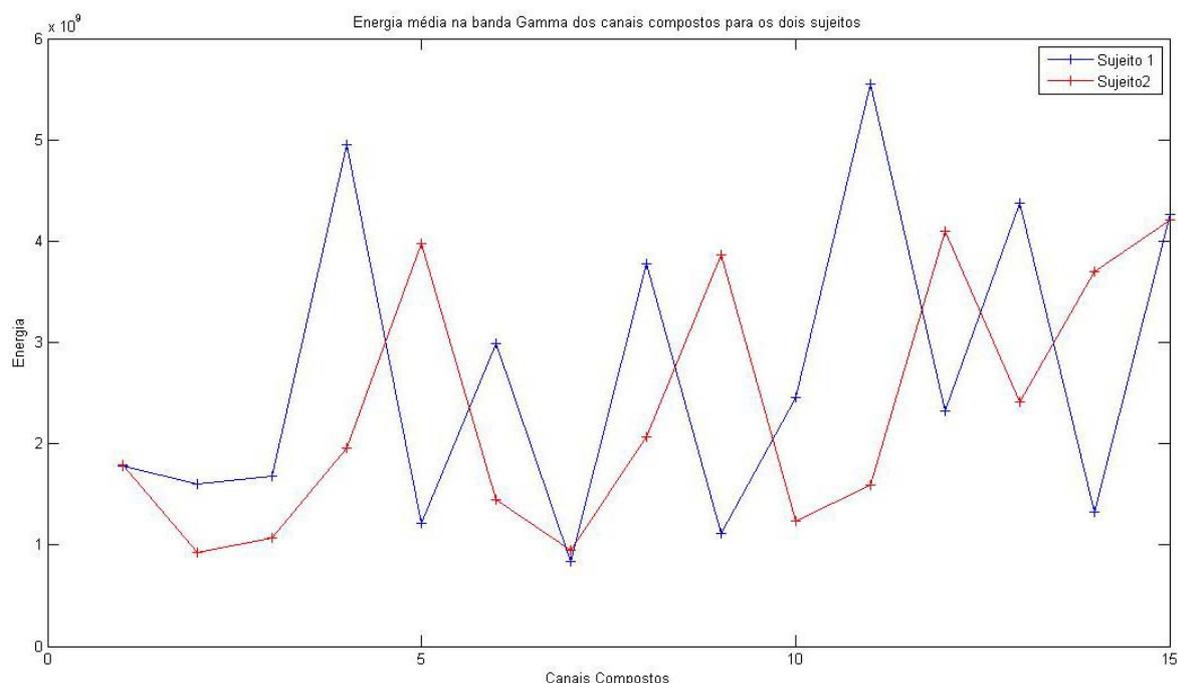


Figura 4-20: Energia media na Banda Gamma para os sujeitos A e B

4.7.2 Estimulação com sequências de cinco e dez estímulos

Nesta secção faz-se a análise das potencialidades do método de análise desenvolvido anteriormente aquando do estímulo não com uma única imagem Target, mas com sequências de cinco e dez imagens com tempos diferentes. Este procedimento foi primeiramente incluído no protocolo experimental com o intuito de verificar se traria ou não alguma mais valia ao nível da extracção de características de relevo. Os dados relativos às duas tarefas são representados nas Figuras 4-21 e 4-22.

Analisando os dados relativos a estas duas tarefas, verifica-se que, apesar da evolução das energias ao longo dos canais ser semelhante, uma diferença notória é bastante visível à partida. Trata-se da gama de amplitudes que tanto para o caso da estimulação com 5 imagens como com 10 apresenta um valor máximo que ronda os $4 \cdot 10^9$ quando, para uma tarefa com apenas um estímulo o valor é sensivelmente o dobro. Acresce ainda dizer que, no caso da tarefa com 5 estímulos os valores da energia se mantêm relativamente coerentes como aquando da tarefa de estimulação com uma só imagem. No entanto, quando o número de imagens aumenta para 10 o mesmo não acontece. Isto será devido ao estreitamento dos tempos com ecrã negro nesta tarefa, o que implicará a sobreposição das respostas relativas às dez imagens e consequente “corrupção”

das características a extrair. De um modo sucinto pode afirmar-se que o recurso a este tipo de tarefas pouco ou nada de novo traz relativamente á abordagem descrita na subsecção anterior.

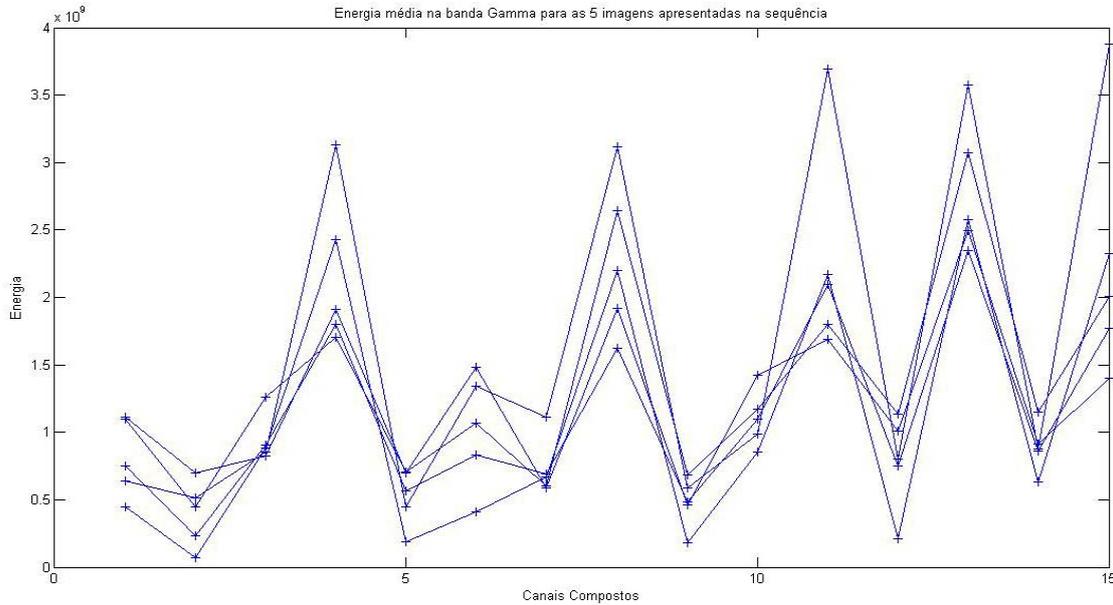


Figura 4-21: Dados relativos a uma tarefa de estimulação com representação dos valores das energias calculadas para as 5 imagens consecutivas

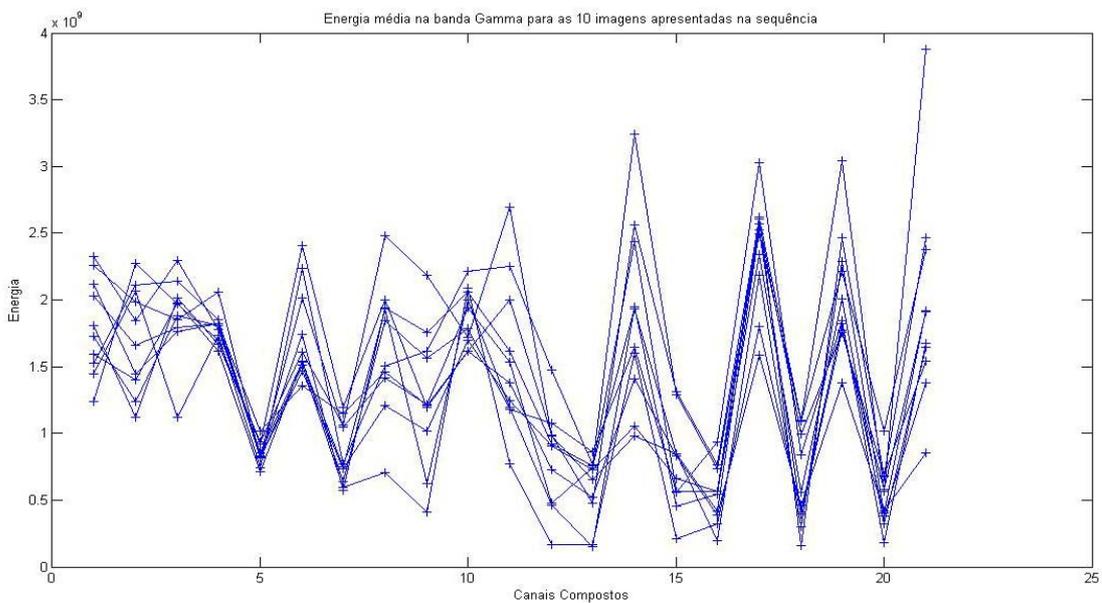


Figura 4-22: Dados relativos a uma tarefa de estimulação com representação dos valores das energias calculadas para as 10 imagens consecutivas

4.7.3 Estimulação em ambiente confinado

Outra das abordagens que este documento se propõe estudar é a vantagem eventualmente verificada aquando da estimulação num ambiente confinado. Este ambiente, dum ponto de vista teórico poderá trazer algumas vantagens num processo de estimulação visual dado que elimina quaisquer factores externos e obriga o indivíduo a prestar atenção somente e apenas ao estímulo visual.

Neste contexto, foram usados os óculos I-Glasses SVGA pró presentes na Figura 4-23. Os mesmos funcionam de um modo semelhante a um monitor de computador, dispondo de um interface D-sub de 15 pinos e uma resolução máxima de 800x600 pixels.

Apesar de em teoria o uso de um ambiente deste tipo ser bastante apelativo, na prática o sinal EEG adquirido não se revelou viável para análise. Aquando da introdução desta variável na aquisição de sinal verificou-se que o mesmo se apresentava corrupto e sem qualquer comportamento coerente. As causas mais prováveis para esta corrupção do sinal serão, provavelmente, interferências electromagnéticas causadas pelo dispositivo ou alterações provocadas na disposição dos eléctrodos no escalpe, nomeadamente em relação ás impedâncias dos mesmos.

Tendo em conta que não foram repetidas aquisições com este hardware de estimulação as suas potencialidades não podem, de um modo automático ser descartadas, requer-se, sim, um estudo mais aprofundado das suas potencialidades.



Figura 4-23: Óculos I-Glasses SVGA pro.

4.7.4 Variação temporal

Tendo feita esta análise crítica acerca das características mais adequadas para implementar um sistema de autenticação baseado em EEG e após a análise de vários paradigmas importa verificar se realmente, segundo o paradigma de análise desenvolvido, as características consideradas mais adequadas se mantêm constantes com o evoluir do tempo. Esta foi a motivação da realização de uma segunda sessão distanciada temporalmente uma semana da primeira.

Analisando os dados decorrentes desta segunda sessão (Figura 4-24), verifica-se que os mesmos, após tratamento similar aos da primeira sessão apresentam diferenças consideráveis. Este é um problema que inviabiliza o uso das características previamente seleccionadas num sistema que se proponha a realizar uma autenticação coerente em qualquer instante temporal. Este facto não inviabiliza a análise anteriormente feita, mas coloca sérios entraves ao uso dos métodos aplicados e das características extraídas, num sistema de autenticação robusto e eficaz.

A elevada complexidade do sinal EEG aliada á constante variação do estado mental do indivíduo quer seja somente em função daquilo em que está a pensar do seu estado anímico etc. serão causas plausíveis para a elevada variabilidade aqui observada.

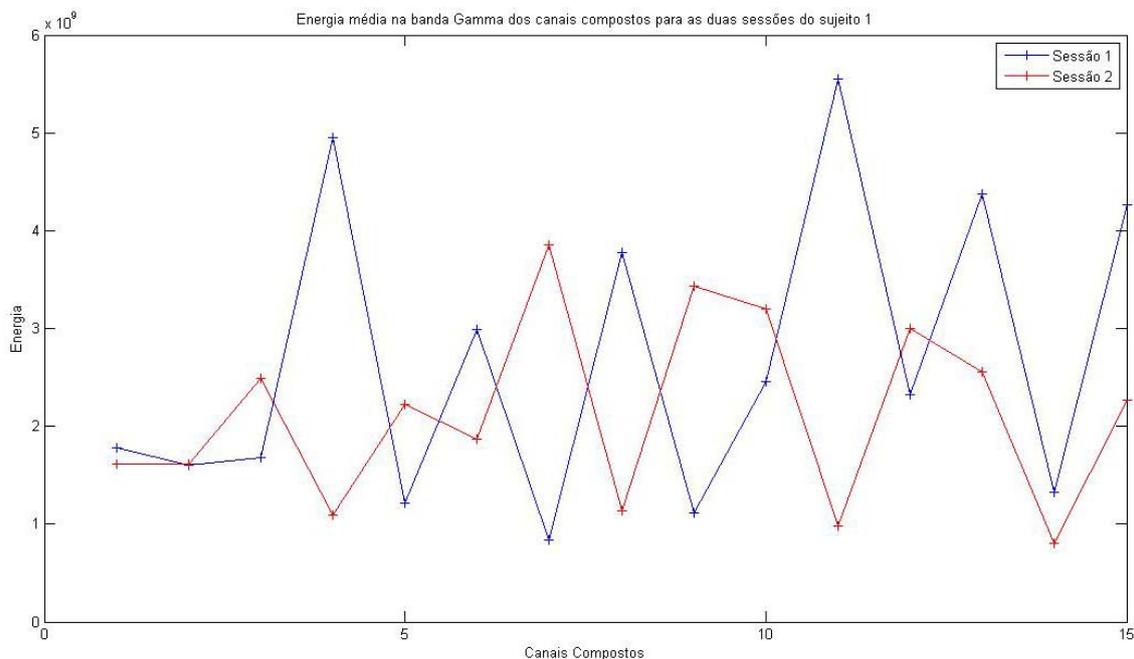


Figura 4-24: Energias médias para os 15 canais combinados para as duas sessões relativas ao sujeito A em resposta a um estímulo único

4.8 Conclusões

O sistema desenvolvido e explicitado neste capítulo acrescenta algo de novo aos paradigmas anteriormente abordados. O facto de possibilitar o rotulamento do sinal EEG adquirido aquando das várias sessões experimentais permite a correcta análise de segmentos concretos do sinal EEG, possibilitando o estabelecer de associações entre as respostas observadas ao nível do sinal EEG e os estímulos que lhes deram origem.

O novo paradigma de análise em que foram combinados os canais dois a dois revelou-se fundamental para o apuramento de características com potencialidades de integração num sistema de autenticação biométrico.

Ao nível das várias bandas em análise verificou-se que a banda *Gamma* é a que apresenta um melhor comportamento em relação sua constância aquando da realização repetitiva de uma tarefa. Verifica-se ainda que, analisando as energias nesta mesma banda para os canais compostos se verifica uma distinção clara entre dois sujeitos diferentes.

A estimulação com sequências de mais do que um evento em que são apresentadas sequencialmente várias imagens demonstrou-se redundante e verificou-se ainda que a apresentação de estímulos com menores intervalos entre os mesmos leva a que o comportamento do sinal na banda *Gamma* sofra deturpações que inviabilizam o seu uso.

Finalmente verificou-se ainda que a elevada variabilidade do EEG terá levado a que as características apuradas como passíveis de serem incluídas num sistema de autenticação se mostrem variantes com o tempo. Este facto inviabilizará, em última instância o uso das mesmas quando o resultado final pretendido é um sistema de autenticação cujas classificações sejam independentes da janela temporal em que o sistema é usado.

5 CONCLUSÕES

Nesta dissertação foi examinado o potencial da actividade eléctrica do cérebro gerado em resposta a estímulos visuais no contexto dos sistemas de autenticação. Mais concretamente, foram dados os primeiros passos no sentido de um protótipo experimental em que as características de energia em diferentes bandas assumem uma relevância particular.

A abordagem realizada no contexto deste trabalho partiu de um pressuposto inicial foi o uso do sinal EEG enquanto fonte de características para um sistema de autenticação.

A opção pela plataforma Matlab enquanto ambiente de análise revelou-se adequada dado que facilitou, em grande parte todas as análises realizadas no contexto deste trabalho. O recurso á sua ferramenta Simulink para o desenvolvimento de um sistema de aquisição com rotulamento sincronizado pode também ser considerado como ajustado, dado que lhe conferiu uma modularidade que lhe permite a readaptação e reajuste que são essenciais para desenvolvimentos futuros.

O estudo feito de diferentes paradigmas de estimulação permitiu constatar que a actividade mental de sujeitos diferentes apresenta características distintas relativamente ao seu comportamento no domínio da frequência. Este mesmo estudo permitiu ainda a verificação das potencialidades dos mesmos serem integrados em futuros sistemas de autenticação bem como a constatação de que paradigmas de estimulação diferentes implicam, como seria expectável uma resposta distinta ao nível da análise em frequência do sinal EEG. Importa ainda referir que as análises em que se recorreu a transformadas no domínio da frequência perdem resolução temporal podendo não ser adequadas para análise de transitórios de curta duração.

Verificou-se que a análise em frequência feita permitiu fazer um estudo acerca da viabilidade das características explanadas, no entanto a elevada variabilidade do sinal EEG no tempo afirmou-se como um entrave importante á inclusão de características deste género num futuro sistema de autenticação. A este nível, pode afirmar-se que os níveis de energia na Banda *Gamma*, para canais combinados dois a dois aquando da apresentação de potenciais evocados com uma só imagem serão, provavelmente, os melhores candidatos a características a incluir num futuro classificador.

O sinal EEG sendo um sinal fisiológico está muito dependente do estado anímico e físico da pessoa bem como das suas preocupações e até do simples momento

do dia. Este facto revelou-se como o maior entrave ao completo desenvolvimento de um sistema de autenticação baseado neste tipo de sinal.

De um modo sucinto, pode afirmar-se que este trabalho, apesar de não ter resultado na implementação de um sistema de autenticação concreto, apresenta uma crítica construtiva das potencialidades da análise em frequência do sinal EEG nesse mesmo âmbito. Este vem portanto acrescentar valor neste campo, dado o intenso estudo relativo às características/estimulações que apresentam um maior valor neste contexto.

No sentido de unificar e estender os resultados obtidos ao longo deste trabalho, abordagens futuras deverão centrar-se nos seguintes pontos:

1. Estudo mais aprofundado acerca das vantagens de utilização de um ambiente imersivo de estimulação visual baseado num *Head Mounted Display* (HMD).
2. Estudar características mais robustas baseadas em análise de correlação (e.g., coeficiente de correlação, função correlação cruzada e/ou função coerência).
3. Avaliar a utilidade da transformação tempo-frequência para obter um compromisso entre a resolução espectral e a resolução temporal.
4. Alargar o grupo de sujeitos submetidos ao protocolo experimental de forma a suportar a análise de resultados

6 REFERÊNCIAS

1. Quintela, B., *Autenticação biométrica através da actividade cerebral*. 2008.
2. Millán, S.M.a.J.d.R., *Person Authentication using Brainwaves (EEG) and Maximum A Posteriori Model Adaptation*. IEEE TRANSACTIONS ON PATTERN ANALYSIS AND MACHINE INTELLIGENCE, SPECIAL ISSUE ON BIOMETRICS.
3. Anil K. Jain, A.R., Salil Prabhakar², *An Introduction to Biometric Recognition*. IEEE Transactions on Circuits and Systems for Video Technology, Special Issue on Image- and Video-Based Biometrics, 2004.
4. Hong, L., *Automatic personal identification using fingerprints*. PhD Thesis, Michigan State University, 1998.
5. Matyáš, Z.k.R.í.V., *Biometric Authentication Systems*. Faculty of Informatics, Masaryk University, 2000.
6. Jakub Štastný, P.V.e.P.S., *EEG-based Biometric Person Identification*.
7. Palaniappan, R., *Multiple Mental Thought Parametric Classification: A New Approach for Individual Identification*. INTERNATIONAL JOURNAL OF SIGNAL PROCESSING, 2005. **2**.
8. Feltzer, T., *On the possibility of developing a Brain Computer Interface (BCI)*. 2001.
9. Abbot, D.a., *Introduction to Theoretical Neuroscience*: MIT Press.
10. Caton, R., *The electrical currents of the Brain*. Journal 2, 1875: p. 278.
11. Bento, V., *Desenvolvimento de Interface Cérebro-Computador baseada em sinais de EEG*. 2008: p. 9.

12. Pfurtscheller, G.a.R.C., *Frequency dependence of the transmission of the EEG from cortex to scalp*. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 1975: p. 93-6.
13. Lehtonen, J., *EEG-based Brain Computer Interfaces*. 2002.
14. Silva, E.N.a.F.L.d., *Electroencephalography*. 1999.
15. Chudler, E.H., *Neuroscience For Kids*. 2007.
16. J. R. Wolpaw, N.B., et al, *Brain Computer Interface Technology: a review of the first international meeting*. *IEEE Trans Rehabil Eng*, 2000. **8**: p. 164-73.
17. Gomes, L., *Brainware: Interaction with multimedia Devices via Brain Activity*. 2007.
18. Marple, S.L., *Digital Spectral Analysis*. 1987.
19. Bashati, A., *A survey of signal processing algorithms in brain-computer interfaces based on electrical brain signals*. *Journal of Neural Engineering*, 2007. **4**: p. R32-R56.
20. Aunon, Z.A.K.a.J.I., *A new mode of communication between man and his surroundings*. *IEEE Trans Rehabil Eng*, 2000: p. 198-202.
21. Kubler, A., *Brain Computer Communication: Unlocking the locked in*. *Psychological Bulletin*, 2001: p. 358-373.
22. Odom, J.V., *Visual evoked potentials standard*. *Documenta Ophthalmologica*, 2004. **108**: p. 115–123.
23. M Teplan, A.K., S Stolc, *Short-term effects of audio-visual stimulation on EEG*. *Measurement Science Review*, 2006.
24. Galambos, R., *A comparison of certain gamma band (40-Hz) brain rhythms in cat and man*. *Induced Rhythms in the Brain*, 1992: p. 201– 216.

25. Palaniappan, R., *Method of identifying individuals using VEP signals and neural network.*
26. O'Brien, R.G., *A General ANOVA Method for Robust Tests of Additive Models for Variances.* Journal of the American Statistical Association, 1979: p. 877–880.
27. Born R, B.D., *Structure and function of visual area MT.* Annu Rev Neurosci 28:28, 2005: p. 157–89.
28. Braddick, O., O'Brian, JMD, et al *Brain areas sensitive to visual motion.* Perception 30, 2001: p. 61–72.
29. Zatorre, R., *Neuroscience: finding the missing fundamental.* Nature 436 (7054), 2005: p. 1093–4.
30. Bendor, D.W., X, *The neuronal representation of pitch in primate auditory cortex.* Nature 436 (7054), 2005: p. 1161–5.
31. Vanderwart, J.G.S.a.M., *A Standardized Set of 260 Pictures: Norms for Name Agreement, Image Agreement, Familiarity and Visual Complexity.* Journal of Experimental Psychology: Human Learning and Memory, 1980: p. 174–215.
32. Harman, T.L.a.J.B.D., *Mastering Simulink.* Prentice Hall, 2003.