

Análise dos Estados de Atenção Visual e Auditiva com Base na Análise de Electroencefalogramas

Inês Oliveira, Luís Carriço, Nuno Guimarães,
Teresa Chambel, Carlos Teixeira

DI-FCUL

TR-07-23

Outubro 2007

Departamento de Informática
Faculdade de Ciências da Universidade de Lisboa
Campo Grande, 1749-016 Lisboa
Portugal

Technical reports are available at <http://www.di.fc.ul.pt/tech-reports>. The files are stored in PDF, with the report number as filename. Alternatively, reports are available by post from the above address.

RESUMO

Os electroencefalogramas são actualmente uma técnica médica, não invasiva e pouco dispendiosa, que mede a função do cérebro através da monitorização da actividade eléctrica gerada pelas estruturas cerebrais. A descoberta dos padrões resultantes desta actividade irá permitir determinar a ocorrência de certos estados mentais e por conseguinte: diagnosticar algumas anomalias, tratar certas patologias e mesmo interagir com dispositivos sem a utilização do sistema nervoso periférico – os mecanismos computador-cérebro. As técnicas de processamento dos electroencefalogramas são, contudo, complexas. Os padrões obtidos nos registos variam com o sujeito e o seu estado de espírito, e podem ser afectados por diversos tipos de perturbações, como por exemplo movimentos oculares.

Neste âmbito, este relatório irá abordar, com base em técnicas de análise e processamento de electroencefalogramas, a detecção da abertura ou fecho de olhos em sujeitos com o sentido da visão dentro dos parâmetros normais, e da ocorrência de sons que sobressaiem no ambiente que envolve sujeitos, como é o caso por exemplo do ruído de um avião. Ambos os problemas em estudo são relevantes, uma vez que permitem de uma forma preliminar analisar os estados de atenção visual e auditiva do utilizador. O trabalho descrito integra-se num objectivo de investigação mais vasto, na qual se pretende utilizar técnicas de análise e processamento de electroencefalogramas na avaliação da usabilidade de interfaces.

O trabalho desenvolvido envolveu a realização de experiências específicas, com sujeitos distintos, utilizando um sistema de mapeamento electroencefalográfico com 16 electródos. Os dados obtidos foram processados utilizando algoritmos desenvolvidos em MatLab 6.5 [1] e EEGLab [2].

1 Introdução

Os electroencefalogramas são uma forma não intrusiva e pouco dispendiosa de analisar a actividade das ondas eléctricas cerebrais¹. Esta actividade é indicativa de alterações mentais e localiza-se em áreas específicas do cérebro, consoante o tipo de função desempenhado (ver secção 2.2).

Face ao crescente interesse nas interfaces computador-cérebro [3, 4], existe actualmente disponível um manancial de técnicas de análise e processamento de electroencefalogramas. A aplicação destas técnicas é, porém, bastante complexa: os padrões cerebrais podem ser afectados por diversos tipos de interferências, como é o caso de ruído electromagnético, movimentos oculares e musculares, e variam com o sujeito, com o seu estado de espirito e com a própria habituação ao dispositivo. Estes procedimentos procuram em geral endereçar os seguintes problemas:

- Evitar as perturbações que não do sinal resultante da actividade cerebral;
- Seleccionar os aspectos que melhor caracterizam os padrões resultantes das actividades mentais, para constituir vectores de características;
- Reconhecer actividades mentais com base no reconhecimento dos seus padrões característicos, a partir da análise dos vectores de características

Neste âmbito, este relatório estuda algumas técnicas de análise e processamento de electroencefalogramas, com o objectivo de determinar a abertura e fecho de olhos, em sujeitos com o sentido da visão dentro dos parâmetros normais, e a ocorrência de sons que se distinguem em relação a envolvência do sujeito, como é o caso por exemplo do ruído de um avião. Este trabalho integra-se num objectivo de estudo mais alargado, onde se pretende utilizar este tipo técnicas para avaliar a usabilidade de interfaces.

Os vários procedimentos desenvolvidos para a detecção da abertura ou fecho dos olhos baseiam-se no estudo do comportamento do ritmo alfa – ondas com frequência entre 8 e 13Hz, que aparecem quando se está em condição de descanso e são temporariamente bloqueadas quando se abrem os olhos. No que se refere à determinação da ocorrência de sons, analisou-se o comportamento de algumas métricas em várias bandas de frequência e entre estas nos

¹ Um exemplo de uma técnica intrusiva é a tomografia por emissão de positrões, que requer o consumo de uma forma de glicose levemente radioactiva. Um exemplo de uma técnica dispensiosa é a ressonância magnética, que utiliza um scanner magnético rotativo que detecta vários padrões de variações electromagnéticas no cérebro [6].

ritmos delta e teta – ondas com frequência entre 2 e 8Hz, que aparentemente aumentam de actividade com o início da exposição a toques sonoros [3].

O trabalho desenvolvido envolveu a realização de experiências específicas, com sujeitos distintos. Os electroencefalogramas foram capturados a 256 amostras/segundo, utilizando o MindSet - 1000: um sistema de mapeamento electroencefalográfico com 16 electródos [4]. As experiências relacionadas com a abertura e fecho dos olhos foram filmadas, e posteriormente visualizadas e anotadas. A experiências com som envolveram o desenvolvimento de um gerador de sons, que toca sons distintos em intervalos previamente fixados.

Todos os dados obtidos foram processados utilizando algoritmos desenvolvidos em MatLab 6.5 [1], um ambiente interactivo que suporta tarefas computacionalmente intensivas, e o EEGLab [2], uma toolbox desenvolvida para o MatLab para processamento de dados electrofisiológicos.

Adicionalmente, no caso da detecção da abertura e fecho dos olhos desenvolveram-se procedimentos para determinar as combinações de electródos e limiares mais bem sucedidos, com base nas anotações referidas. No caso dos sons, para além de se testarem vários limiares, procurou-se ainda maximizar os resultados da detecção fixando vários inícios para o primeiro som, a fim de tentar compensar eventuais dessincronizações.

A organização do documento é assim a seguinte:

- A secção 2 apresenta o estado da arte;
- A secção 3 descreve as estruturas de dados e algoritmos utilizados para a obtenção dos resultados apresentados;
- A secção 4 detalha o processo de aquisição, processamento e experimentação;
- A secção 5 apresenta os resultados obtidos e a discussão;
- Por fim, as secções 6 e 7 contêm respectivamente as conclusões e o trabalho futuro.

2 Estado da Arte

Nesta secção descreve-se o trabalho relacionado relevante para a contextualização do estudo realizado para este relatório. Nas secções seguintes descrevem-se as características fundamentais dos electroencefalogramas, onde se destacam, numa secção própria, os aspectos principais dos seus ritmos e ondas. Por fim, apresentam-se algumas referências de trabalhos relacionados com os temas abordados: a detecção de eventos oculares e análise dos padrões resultantes da exposição a eventos sonoros.

2.1 Electroencefalogramas

Os electroencefalogramas registam as oscilações eléctricas gravadas a partir da cabeça no intervalo de frequência entre 1 e 30 Hz² [5]. A sua existência em seres humanos foi provada em 1929 por Hans Berger, que efectuou os primeiros registos.

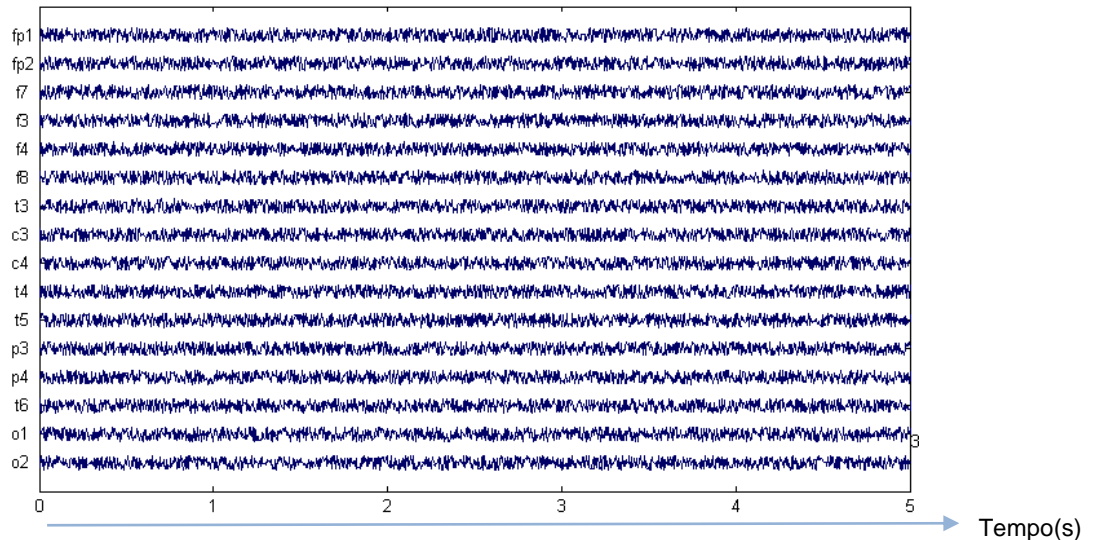


Figura 1 - Electroencefalograma (16 canais, 5seg.) - Imagem Capturada do EEGLab.

A electroencefalografia – a ciência que procura interpretar os electroencefalogramas [5] – é actualmente uma de várias técnicas fisiológicas utilizadas para medir a função do cérebro [6], sendo quase sempre utilizada nas fases preliminares do diagnóstico médico. Embora a resolução espacial dos electroencefalogramas seja limitada e estes verifiquem uma distorsão significativa [7], a sua utilização continua a ser vantajosa no âmbito da análise e processamento automático dos padrões da actividade eléctrica cerebral. Os electroencefalogramas apresentam assim as seguintes vantagens [8]:

- captura fácil e completamente não invasiva, pelo que pode ser efectuada repetidamente sem riscos ou limitações;
- pouco dispendiosos;
- têm uma boa resolução temporal, na ordem dos milisegundos ou melhor;
- existe clara evidência de que mudanças observáveis nos sinais resultam do desempenho de determinadas actividades mentais (ver secção 2.2).

² As frequências fora deste intervalo são usualmente ignoradas pelas práticas clínicas actuais.

As ondas eléctricas cerebrais registadas nos electroencefalogramas mostram picos característicos relacionados com a existência de actividade eléctrica, mas revelam informação muito geral sobre a localização dessas actividades. Isto sucede porque estes padrões resultam da soma de sinais da actividade de um elevado número de neurónios, que comunicam uns com os outros através de sinais electroquímicos [6].

2.2 Ritmos e Ondas Cerebrais

As ondas cerebrais mostram diferentes actividades rítmicas dependendo do estado mental. Estes ritmos podem ser captados em diversas áreas do córtex e são afectados por diferentes acções e pensamentos, sendo classificados do seguinte modo [9]:

- **Ritmo Delta:** Ondas com frequência entre 2 a 4 Hz.
- **Ritmo Teta:** Ondas com frequência entre 4 a 8 Hz.
- **Ritmo Alfa:** Ondas com frequência entre 8 e 13Hz, que têm maior amplitude nas áreas parietal, occipital e temporal. A frequência é características de cada sujeito.
- **Ritmo Miu:** Ondas com frequência entre 7 e 11 Hz, mas com forma distinta das do ritmo alfa; são intermitentes e assíncronas.
- **Ritmo Beta:** Ondas com frequência 13 a 30 Hz, que aparecem generalizadamente em todas as áreas cerebrais.
- **Ritmo Gama:** Ondas com frequência superior a 30Hz .

Para além dos ritmos, existem ainda ondas acentuadas com polaridade positiva que ocorrem na zona occipital, com duração de 200 a 250 ms – as **ondas lambda** – e ondas acentuadas com polaridade negativa, mais visíveis na zona parietal média – as **ondas V**. Estes ritmos e ondas caracterizam determinados estados mentais, surgindo de forma consistente nos electroencefalogramas respectivos quando estes ocorrem.

Um estado mental é uma condição mental na qual as qualidades são constantes, mesmo que seja dinâmico [6]. Neste âmbito, podem-se considerar processos tão diversos como fazer uma soma entre dois números, ver uma dada cor, querer ir de férias, ter a intenção de ir ao supermercado amanhã, sono REM, entre outros. A Tabela 1 mostra os padrões de alguns destes estados já são conhecidos no âmbito da electroencefalografia.

Estado Mental	Padrões Mentais
Sono profundo Anestesia Estados de meditação profunda.	Ritmo delta
Sono	Bloqueia o ritmo beta em todas as regiões.
Fechar os Olhos (Acordado e Relaxado)	Ritmo alfa.
Abrir os Olhos (Acordado) Atenção repentina Concentração Mental Estímulos Visuais	Bloqueia o ritmo alfa. Bloqueia o ritmo beta de 16-20Hz na zona posterior.
Sonolência (Acordado)	Provoca inversão do bloqueio dos ritmos alfa e miu. Acentua o ritmo beta na região frontocentral.
Movimento Intenção de Movimento Estimulação Táctil	Bloqueia o ritmo beta na região frontal Bloqueia o ritmo mu, com maior intensidade do lado oposto ao do movimento ou estimulação.
Visualização de imagens com detalhe visual	Ondas Lambda (cada uma é precedida por um artefacto ocular na zona frontal)
Stress emocional Sono REM	Ritmo teta
Atenção Percepção Cognição	Ritmo gama.
Barulho alto repentino Estímulos não esperados	Ondas V

Tabela 1 - Padrões de alguns estados mentais em adultos dos 20-60 anos [9].

2.3 Detecção de Descontinuidades no Ritmo Alfa

O processo de detecção da abertura/fecho dos olhos requer a identificação dos pontos em que o ritmo alfa do electroencefalograma sofre descontinuidades – indicadores da abertura ou fecho dos olhos. Tal como a Figura 2 mostra, quando se abrem os olhos o ritmo alfa é bloqueado; quando se fecham, este ritmo é repostado.

Abertura de olhos

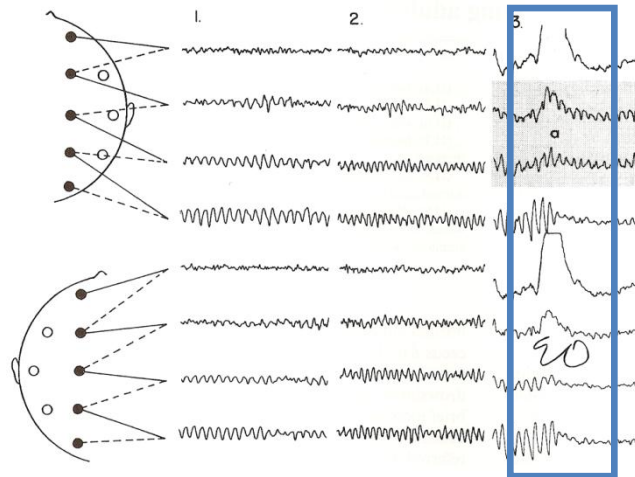


Figura 2 - Ritmo alfa desde a zona frontal à occipital de dois sujeitos. Em (1) a frequência do ritmo alfa é na ordem dos 9Hz, em (2), dos 12-13 Hz; em (3) ambos os sujeitos abrem os olhos. [9]

Existem poucos métodos referenciados para este tipo de processamento. As secções seguintes apresentam alguns destes trabalhos, que envolvem a utilização de *wavelets* ou a análise da variação da frequência ou da amplitude do sinal.

2.3.1 Detecção de Descontinuidades Através de *Wavelet*

As *wavelets* permitem detectar o instante exacto em que um sinal muda [3, 18] Dentro destas, a *wavelet Haar*, apresentada na figura seguinte, é particularmente indicada para detecção de descontinuidades.

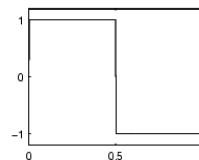


Figura 3 - A *wavelet Haar*.

Kalpakam e Venkataramanan [10, 11], por exemplo, decompõem o sinal utilizando uma *wavelet Haar*. As decomposições *wavelet* produzem uma hierarquia de sinais. Em cada nível i , é criada uma aproximação A_i e um sinal de desvio, D_i ; A_0 é o sinal original, A_{i+1} é a aproximação de A_i tendo em consideração as suas frequências baixas e D_{i+1} corresponde à correcção de alta frequência, ou seja: $A_i = A_{i+1} + D_i$. A ordem de decomposição corresponde ao nível da hierarquia e é seleccionada de acordo com o nível desejado de filtragem passa-baixo [1].

O trabalho de Kalpakam e Venkataramanan baseia-se na análise da aproximação obtida de uma decomposição de ordem 8. Este sinal tem forma quadrada, decái quando o sujeito abre os olhos e eleva-se quando o sujeito fecha os olhos.

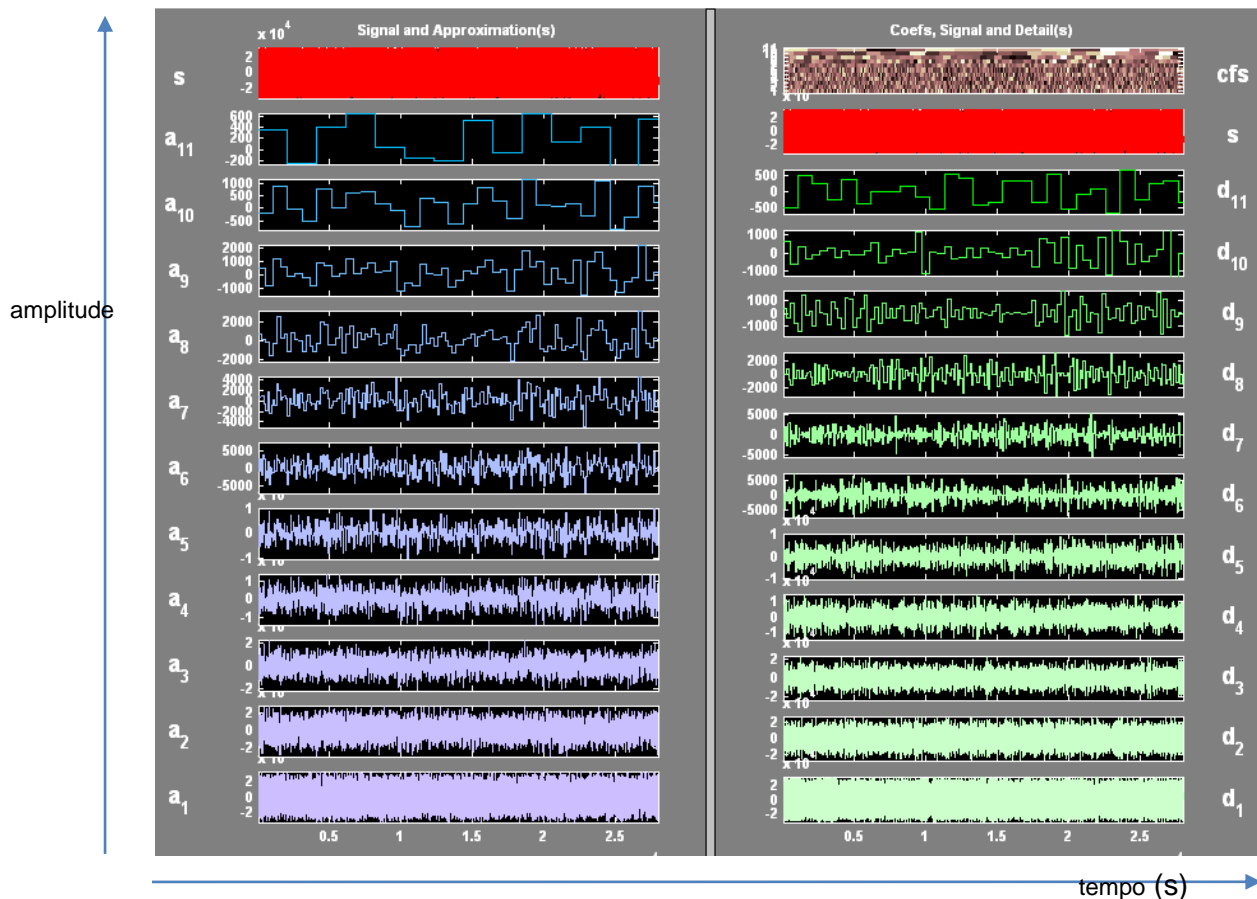


Figura 4 – Decomposição de ordem 11 utilizando a wavelet haar num sinal com cerca de 3s, obtido a partir de um eléctrodo. O processamento e a imagem foram obtidos através da toolbox wavelet do MatLab: do lado esquerdo aparecem as aproximações, do lado direito, os detalhes.

Contrariamente à análise da frequência, a análise *wavelet* representa o sinal no domínio temporal, permitindo uma identificação mais precisa dos pontos de descontinuidade. Estes autores referem assim que obtiveram identificações com erros na ordem dos 18ms para o estado de abertura de olhos e 12ms para o fecho dos olhos.

2.3.2 Detecção de Descontinuidades Através da Análise da Frequência

A detecção de descontinuidades através da análise da frequência estuda a sua variação em janelas temporais, com o objectivo de identificar um aumento ou diminuição da amplitude na banda específica do ritmo alfa. Veja-se por exemplo a figura seguinte.

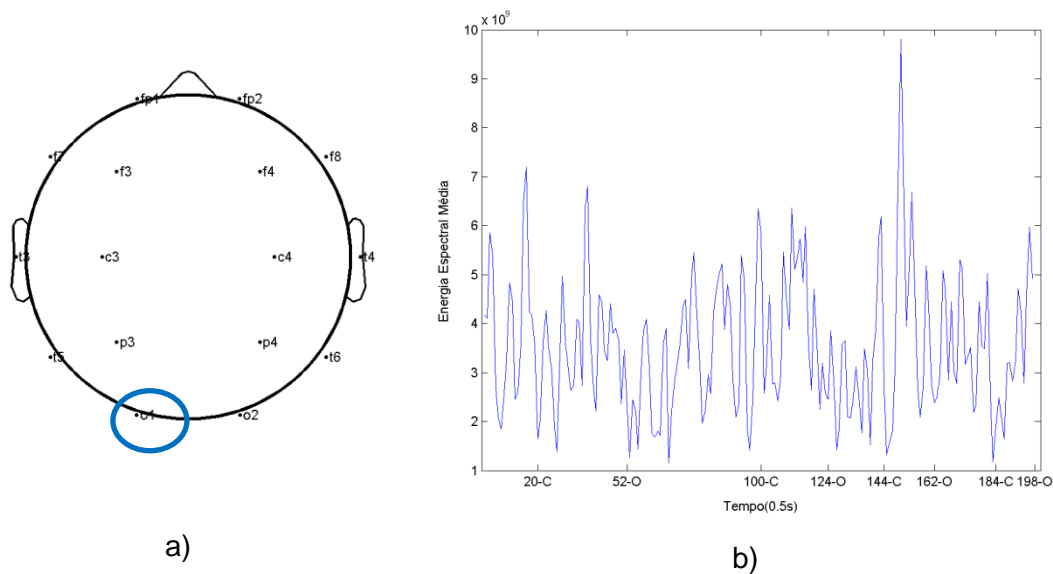


Figura 5 – a) Localização do eléctrodo O1. b) Energia espectral do eléctrodo O1 em janelas de 1s com sobreposição de 0,5s. O eixo dos xx têm referenciados os momentos dos eventos anotados.

C denota o fecho dos olhos e O denota abertura dos olhos.

As etiquetas dos eléctrodos mostradas na alínea a) da figura acima fazem parte do sistema internacional 10-20 [9]. Os eléctrodos são nomeados com uma letra e um subscrito. A letra abrevia a região: F_p significa pólo frontal; F, frontal; C, central; T, temporal; P, parietal e O, occipital. O subscrito pode ser a letra z, que indica que a localização central (zero), ou um número, que indica o posicionamento lateral – números ímpares indicam o hemisfério esquerdo; números pares indicam o hemisfério direito.

Em relação à alínea b) da figura 5, pode-se observar que a abertura dos olhos em geral implica uma diminuição temporária da energia espectral média que vai aumentando gradualmente; o fecho dos olhos provoca precisamente o oposto. Note-se que, como o processo actual tem alguns problema de sincronização (ver secção 4.3.1), os momentos dos eventos podem estar ligeiramente deslocados da posição correcta.

Neste contexto, o trabalho de Kirkup et al. [10] inclui um método a que chamam de *Power Spectrum Analysis* (ou PSA) que analisa a variação da energia espectral em janelas de 1s com sobreposição de 0.5s. Estes autores filtram previamente o sinal na banda específica do ritmo alfa, determinam a transformada de Fourier rápida³ (ou FFT) e calculam a energia espectral média em cada janela. Usam então limiares, para detectar as subidas ou descidas da energia espectral, que fixados sujeito a sujeito com base na média e desvio padrão do seu ritmo alfa base. Para verificar a correcção e precisão deste método e afinar o limiar, Bai et al.

³ Algoritmo eficiente para calcular a transformada de Fourier discreta.

desenvolveram um mecanismo sonoro automático que indica ao sujeito quando deve abrir ou fechar os olhos.

2.3.3 Detecção de Descontinuidades Através da Análise da Amplitude

A detecção de descontinuidades através da análise da amplitude do sinal estuda a sua variação ao longo do tempo na banda específica do ritmo alfa, afim de identificar o aumento ou diminuição da actividade deste ritmo.

Neste âmbito, o *Peak Detection and Counting method* (ou PDC) é um outro método desenvolvido por Kirkup et al. [10] que conta os picos de amplitude acima de um dado limiar. Neste caso, os autores diferenciam previamente o sinal, para produzir picos onde a mudança é máxima, e contam os picos acima de um dado limiar numa dada janela temporal (1s). Sempre que verificam a ocorrência de 4 picos, cujo valor excede um dado valor pré-determinado, é identificado um fechar de olhos. Os picos são identificados através da aproximação a uma função polinomial aplicada a um conjunto de 10 pontos.

Uma outra técnica referenciada, que também procura identificar descontinuidades no ritmo alfa com base na análise da sua amplitude, é preconizada por Bai et al. [11], que usam processos de Markov para modelar a amplitude. Este tipo de processos estuda a tendência de um evento ser seguido por outro, considerando que os eventos futuros dependem apenas do estado presente.

Bai et al. recorrem ao conhecimento de técnicos especializados em electroencefalografia, que identificam como factores indicativos de eventos oculares, não só as descontinuidades do ritmo alfa na zona posterior, mas também a ocorrência de picos no ritmo delta da zona frontal, originados pelos artefactos oculares. Estes autores modelam assim o sinal através de 4 componentes oscilatórias – os ritmos delta, teta, alfa e beta– e determinam dois parâmetros:

- a energia das componentes de frequência no ritmo delta na zona frontal;
- a altura do pico da densidade espectral do ritmo alfa na zona posterior.

Para avaliar a variação destes dois parâmetros, estes autores utilizam um método que inspecciona dinamicamente as alterações entre segmentos consecutivos, seguido de um processo lógico que determina efectivamente a abertura ou fecho dos olhos. A Figura 6 mostra o fluxograma deste processo.

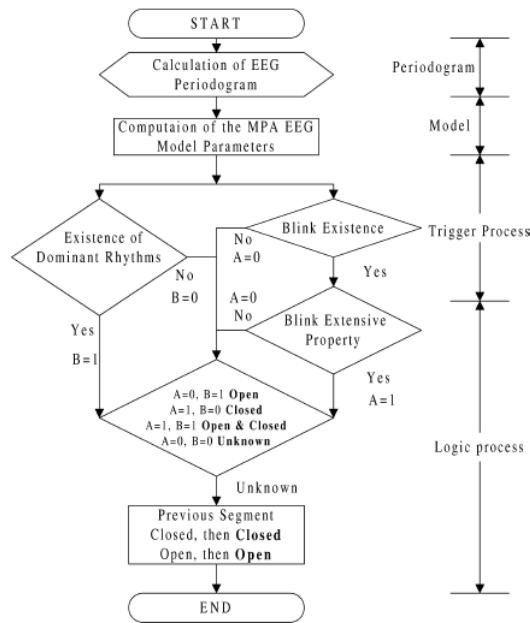


Figura 6 – Processo de detecção do fecho e abertura de olhos de Bai et al. [11]

2.4 Identificação de Eventos Sonoros

Existem raras referências no que se refere aos efeitos provocados por eventos acústicos nos electroencefalogramas. As secções seguintes detalham estas técnicas: a maior parte do trabalho relacionado refere-se à detecção de estímulos de determinadas frequências, em geral visuais; existindo apenas uma referência que analisa as perturbações espectrais em várias bandas de frequência.

2.4.1 Detecção de Potenciais Baseados em Eventos

Os potenciais relacionados com eventos (ou ERPs) são pequenas flutuações de voltagem que reflectem as respostas do cérebro a eventos no ambiente externo [12]. A identificação destas alterações processa-se em geral através da identificação de picos no sinal obtido através da média de várias épocas – períodos registados de ocorrências repetidas de eventos sensoriais, cognitivos ou motores [12]. A média remove as variações espontâneas da actividade cerebral, deixando nos registos as flutuações provocadas pelos eventos.

2.4.2 Detecção de Perturbações Espectrais Relacionadas com Eventos

Scott Makeig [3] estuda a dinâmica associada a eventos acústicos com base na análise de perturbações espectrais. As Perturbações Espectrais Relacionadas com Eventos (ou ERSP) procuram medir a média das alterações que ocorrem na amplitude de uma banda larga do espectro da frequência dos electroencefalogramas, induzidas pela ocorrência de eventos experimentais. A média da amplitude espectral é calculada em várias janelas com

sobreposição, sendo normalizada em relação à média da banda respectiva determinada no espectro base – obtido imediatamente antes do evento ocorrer.

Este autor realizou experiências com tons de determinadas frequências, apresentados aleatoriamente em intervalos de 5s através de *headphones*. Estas experiências foram realizadas em vários sujeitos, tendo sido identificados os seguintes aspectos comuns:

- Um aumento na banda 2-8Hz, com um pico próximo dos 4Hz, logo após a ocorrência do tom, seguida dum diminuição lenta desta banda de frequência;
- Um aumento de actividade na banda 10-40Hz, com picos próximos dos 11 e 19Hz, já na parte final do tom, atingindo um máximo pouco tempo após o seu término;
- A supressão da amplitude na frequência 39Hz durante a apresentação do tom.

Como se irá ver nas secções seguintes, a banda dos 2-8Hz será testada nas experiências efectuadas no âmbito da análise da ocorrência de eventos sonoros, se bem que não tenham sido obtidos resultados relevantes.

3 Estruturas de Dados e Algoritmos

Nesta secção descrevem-se de forma sucinta as estruturas de dados e os algoritmos desenvolvidos para a análise da detecção da ocorrência dos eventos oculares e acústicos.

3.1 Estruturas de Dados

EEGData - Trata-se de uma estrutura (*record*) que guarda os dados provenientes de um ficheiro .bin, resultante da captura do electroencefalograma. Esta estrutura contém um cabeçalho (*header*) e amostras (*samples*), que correspondem às respectivas componentes do ficheiro original. Entre outros dados, o cabeçalho contém o número de amostras total e a taxa de amostragem. As amostras são uma matriz de dimensão $E \times A$ de inteiros de 16 bit, em que E é o número de eléctrodos e A , o número de amostras. A figura seguinte mostra os dados de um cabeçalho de uma destas estruturas.

```
sampleRate: 256    → amostras/segundo
blockSize: 8      → tamanho do bloco SCSI (bits)
nChannels: 16     → número de eléctrodos
bytesPerSample: 2 → tamanho das amostras
nSamples: 27968  → número de amostras
start: [8x1 double] → instante inicial da captura
stop: [8x1 double] → instante final da captura
```

Figura 7 – Dados de um cabeçalho da estrutura EEGData.

EyeEvents - Trata-se de um vector que guarda a lista dos eventos de abertura e fecho dos olhos, gerada através da análise da variação de uma dada métrica. Cada evento consiste numa estrutura (*record*), contendo o tipo de evento, o instante e o valor utilizado para essa determinação.

DetStat- Trata-se de uma estrutura (*record*) que guarda informação sobre a correcção da detecção. Esta inclui dados como o número de falsos positivos, falsos negativos e detecções correctas, e ainda a precisão média da detecção – a média da diferença entre a anotação manual e o instante determinado no processo de detecção. A figura seguinte mostra os dados de uma destas estruturas.

```
posC: 4 → N° de detecções positivas de olhos fechados
posO: 3 → N° de detecções positivas de olhos abertos
falsePosO: 6 → N° de falsos positivos de olhos abertos
falsePosC: 4 → N° de falsos positivos de olhos fechados
falseNegO: 0 → N° de falsos negativos de olhos abertos
falseNegC: 0 → N° de falsos negativos de olhos abertos
dn: 0 → N° de eventos que não se conseguiram classificar
falsePosOV: 1.8586 → Valor médio da métrica dos falsePosO
falsePosCV: 2.6292 → Valor médio da métrica dos falsePosC
precision: 2.8571 → Precisão Média
falsePos: 10 → Total de falsos positivos
falseNeg: 0 → Total de falsos negativos
pos: 7 → Total de detecções correctas
```

Figura 8 - Dados de um cabeçalho da estrutura DetStat.

AudioEvents - Trata-se também de um vector que guarda a lista dos eventos de som, gerada através da análise da variação de uma dada métrica. Cada evento consiste numa estrutura (*record*) que contem apenas o instante e o valor utilizado para essa determinação.

DWTData - Trata-se também de uma estrutura (*record*) que guarda o resultado de uma decomposição utilizando *wavelets*. Contém A, a aproximação final do sinal, e D, o vector contendo os detalhes dos vários níveis.

3.2 Algoritmos

Foram desenvolvidas diversas métricas para medir aspectos específicos relacionados com a variação do electroencefalograma. Sobre estas, foram construídos um conjunto de procedimentos de análise orientados para cada um dos dois tópicos seleccionados: a detecção da abertura e fecho de olhos e da ocorrência de eventos acústicos. As secções seguintes detalham estes procedimentos.

3.2.1 Métricas

Foram desenvolvidas os seguintes grupos de funções que medem aspectos distintos da variação do sinal:

- Métricas de variação de amplitude
- Métricas de variação do espectro
- Métricas de variação da decomposição wavelet.

Estas métricas são descritas de seguida, sendo apresentada a sua fórmula de cálculo.

Métricas de Variação de Amplitude

Estas medidas caracterizam a variação da amplitude numa dada janela temporal. A Tabela 2 mostra as fórmulas respectivas, sendo S_w o conjunto de amostras de uma dada janela e N o seu número de amostras:

Métrica	Fórmula
Energia Média	$\frac{\sum_{k=0}^{N-1} S_w(k) ^2}{N}$
Contagem das Passagens por Zero	$\sum_{k=1}^{N-1} \begin{cases} 1, & \text{se } \text{sgn}_{ant}(S_w(k-1)) \neq \text{sgn}'(S(k)) \\ 0, & \text{caso contrário} \end{cases}$ $\text{sgn}_{ant}(x) = \begin{cases} \text{sgn}(x), & \text{se } x \neq 0 \\ \text{sgn}_{ant}(x-1), & \text{se } x = 0 \end{cases}$ $\text{sgn}(x) = \begin{cases} 1, & \text{se } x > 0 \\ 0, & \text{se } x = 0 \\ -1, & \text{se } x < 0 \end{cases}$
Contagem dos Picos	$\sum_{k=0}^{N-1} \begin{cases} 1, & \text{se } S_w(k) > \text{mediana}(S_w) * 1.2 \\ 0, & \text{caso contrário} \end{cases}$
Taxa de Variação Média	$\frac{\sum_{k=0}^{N-1} S'_w(k) }{N}$

Tabela 2 - Métricas de Variação de Amplitude

A **energia média** caracteriza o valor médio do quadrado da amplitude na janela, eliminando parte das variações menos significativas. O sinal é elevado ao quadrado para aumentar as variações.

A **contagem das passagens por zero** é uma métrica usada em áudio, permitindo caracterizar a variabilidade do sinal: quanto maior o número de passagens por 0 numa dada janela maior a frequência da sua variação.

A **contagem dos picos** é uma simplificação do procedimento PDC apresentado na secção 2.3.3, limitando-se a contar os valores acima de 120% da mediana da janela do sinal.

Por fim, a **taxa de variação contagem dos extremos** mede a variação média em termos absolutos da amplitude do sinal.

Métricas de Variação da Frequência

Estas medidas caracterizam a variação do espectro numa dada janela temporal, podendo ser aplicadas numa banda específica. A Tabela 3 mostra as fórmulas respectivas, sendo S_w o conjunto de amostras de uma dada janela, N o seu número de amostras e FFT a transformada de Fourier rápida:

Métrica	Fórmula
Energia Média	$\frac{\sum_{k=0}^{N-1} FFT(S_w(k)) ^2}{N}$
Máximo Espectral	$\max(FFT(S_w(k)))$

Tabela 3- Métricas de Variação da Frequência

Métricas baseadas em Wavelets

Estas medidas caracterizam as discontinuidades do sinal com base na aproximação obtida através de uma decomposição *wavelet*, podendo ser aplicadas numa banda específica. A Tabela 4 mostra as fórmulas respectivas, sendo S o conjunto de amostras total e DWT^{11} a decomposição *wavelet* de ordem 11.

Métrica	Fórmula
Aproximação	$Aproximação(DWT^{11}(S))$
Sinal da Aproximação	$sgn(Aproximação(DWT^{11}(S)))$

Tabela 4- Métricas baseadas em Wavelets

3.2.2 Detecção de Eventos Oculares

A detecção dos padrões de eventos oculares processa-se de acordo com o processo descrito na figura seguinte.



Figura 9 – Passos para a análise de eventos oculares.

Os passos envolvidos neste processo são os seguintes:

- (1) A **selecção dos eléctrodos** permite restringir o estudo da variação a um conjunto de eléctrodos situados na área onde o ritmo alfa é mais pronunciado – a zona parietal, occipital e temporal. Na fase de treino (ver secção 4.2.1) foram testadas várias combinações de 3, 4, 5 e 6 eléctrodos dentro do conjunto t3, c3, c4, t4, t5, p3, p4, t6, o1e o2 a fim de determinar a escolha que gera melhores resultados. A figura seguinte mostra a localização destes eléctrodos.

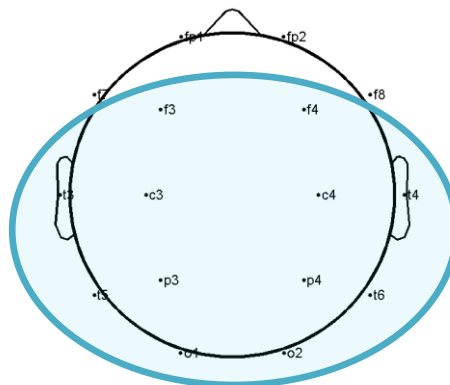


Figura 10 – Localização dos eléctrodos.

- (2) A **aplicação de um filtro passa-banda** restringe o sinal às frequências do ritmo alfa: 8 a 13Hz.
- (3) A **remoção dos limites inicial e final** do sinal permite remover 5s no seu início e fim, a fim de eliminar áreas onde é previsto que existam muitas perturbações.
- (4) O **cálculo da métrica** seleccionada em cada um dos eléctrodos.
- (5) A **combinação dos resultados obtidos nos vários eléctrodos num único** através da sua média.
- (6) A **normalização** do sinal obtido em (5) para que assuma valores no intervalo [0,1] e assim permita a fixação de limiares percentuais.
- (7) A **fixação do limiar de estado**, a média do sinal obtido em (6), que é usado na análise da variação do sinal, para decidir se o resultado obtido num dado instante deve ser classificado como olhos abertos ou olhos fechados. Pretende-se que a utilização da média permita que o algoritmo se adapte às variações características de cada sujeito.
- (8) A **análise da variação do sinal** estuda a diferença entre valores obtidos em instantes

consecutivos, com base no limiar fixado no ponto anterior e num limiar de variação pré-definido. Para determinar o limiar de variação mais adequado, foram testados todos os valores entre 1% e 40%, com intervalos de 1% (ver secção 5). O fluxograma da Figura 9 mostra as várias actividades desta análise:

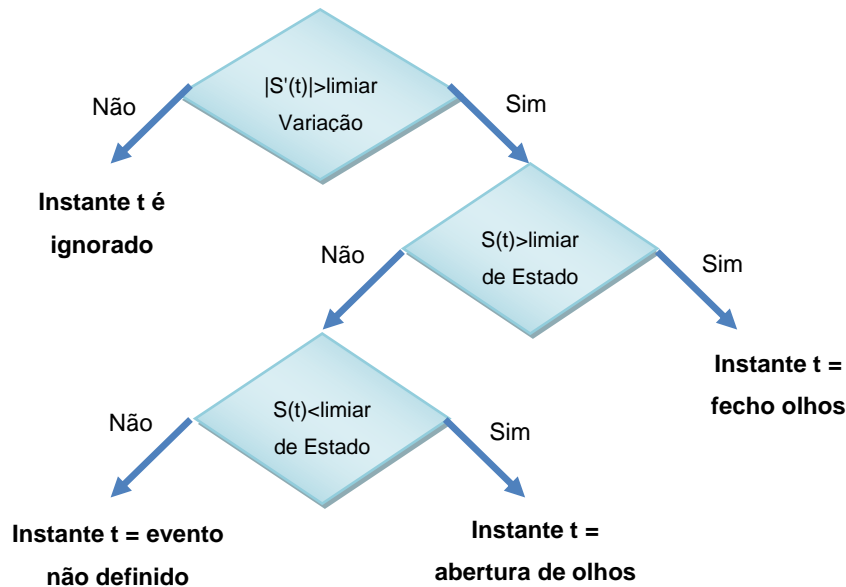


Figura 11 – Processo de decisão da análise da variação.

Tal como a figura mostra, numa primeira fase são seleccionados os instantes onde ocorreu uma variação significativa no valor da métrica, determinada com base no limiar de variação – um valor percentual pré-fixado. Numa segunda etapa é então determinado o tipo de evento, através da comparação do valor da métrica com um limiar de estado – o valor médio.

3.2.3 Detecção de Eventos Acústicos

A detecção de eventos acústicos decorre de acordo com o processo descrito na Figura 12.



Figura 12 – Passos na análise dos eventos acústicos.

Os passos deste processo são os seguintes:

- (1) A **aplicação de um filtro passa-banda** para restringir o sinal às frequências de um dado intervalo. Foram testadas bandas que após a aplicação das métricas observaram picos com algum comportamento rítmico – um facto potencialmente indiciador da ocorrência dos eventos acústicos, mas também a banda de 2 a 8 Hz [3] (ver secção 2.4.2).

- (2) A **remoção dos limites inicial e final** do sinal permite remover 5s no seu início e fim, a fim de eliminar áreas onde é expectável a existência de interferências.
- (3) **Cálculo das métricas** (energia espectral, energia e máximo espectral) em cada um dos eléctrodos.
- (4) A **combinação dos resultados obtidos nos vários eléctrodos num único** através da sua média.
- (5) A **normalização** do sinal obtido em (4) para o intervalo [0,1].
- (6) A **análise da variação do sinal** estuda a diferença entre valores obtidos em instantes consecutivos com base em limiares de variação. Se esta diferença ultrapassar os limiares determina-se a ocorrência de um evento sonoro relevante.

Estes dois tipos de análise foram aplicados a algumas experiências que são descritas na secção seguinte. Esta secção apresenta o processo de aquisição, processamento e experimentação desenvolvido no âmbito deste documento.

4 Processo de Aquisição, Experimentação e Processamento

Este relatório teve como base a realização de algumas experiências relacionadas com os temas já mencionados. As secções seguintes detalham com mais pormenor os processos de aquisição, experimentação e processamento e as ferramentas utilizadas.

4.1 Processo de Aquisição dos Electroencefalogramas

A captura dos electroencefalogramas foi efectuada utilizando o MindSet - 1000 [4]: um sistema de mapeamento electroencefalográfico com 16 electródos, ligado a um computador pessoal, que permite capturar os electroencefalogramas já em formato digital. A Figura 13 mostra a posição dos eléctrodos utilizados na captura dos electroencefalogramas. Tal como já foi anteriormente referido as etiquetas dos eléctrodos da fazem parte do sistema internacional 10-20 [9].

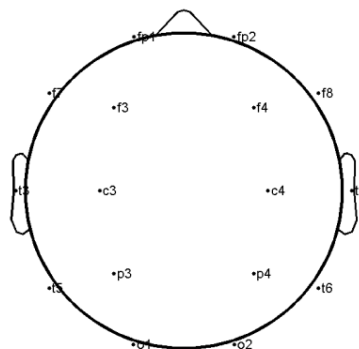


Figura 13 - Posição dos 16 eléctrodos utilizados na captura dos electroencefalogramas.

A frequência de amostragem utilizada para a captura foi de 256 amostras por segundo, com a dimensão de 16 bits por amostra. A Figura 14 mostra a interface da aplicação de análise da referida ferramenta.

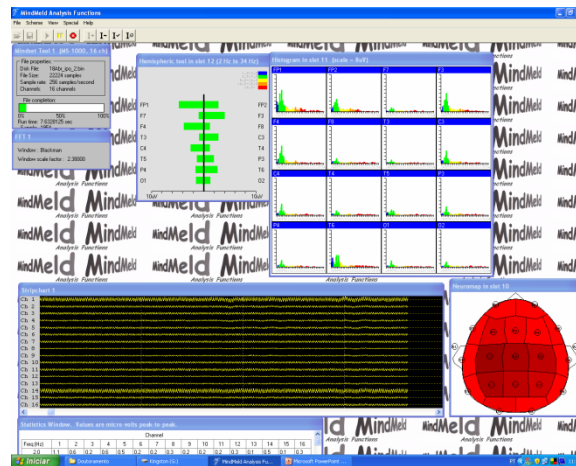


Figura 14 - Captura do sinal utilizando o sistema MindSet - 1000. A janela com fundo negro mostra o sinal a ser capturado nos 16 eléctrodos; as restantes janelas mostram várias possibilidades de processamento que são fornecidas pela ferramenta.

Esta aplicação permite visualizar o sinal a ser capturado nos 16 eléctrodos – na janela com fundo negro. Possui também outras janelas que mostram outras formas de processamento, nomeadamente a distribuição em ambos os hemisférios (a segunda janela no topo a contar da esquerda) e o histograma do espectro de frequência em cada um dos eléctrodos (a primeira janela no topo a contar da direita).

4.2 Experiências Realizadas

Esta secção descreve as experiências realizadas que serviram de suporte à detecção dos eventos oculares e acústicos.

4.2.1 Detecção de Eventos Oculares

Para a detecção da abertura e fecho dos olhos, foram realizadas experiências com dois sujeitos distintos três com um e duas com outro, tendo sido solicitada a abertura e fecho dos olhos a gosto, mantendo o estado durante um período de tempo mínimo não fixado. Este facto originou amostras bastante díspares, mas permitiu que a ocorrência dos eventos fosse determinada unicamente através da vontade dos sujeitos, sem se recorrer a qualquer tipo de estímulo externo. As capturas tiveram a duração máxima de 3min. Estas experiências foram filmadas e repetidas. Os filmes foram visionados, tendo sido identificadas manualmente as

ocorrências da abertura e fecho dos olhos. Optou-se nesta fase por ignorar a ocorrência de piscar de olhos, para não existir uma terceira classe de eventos, mas também porque se pretendia sobretudo analisar detalhes da atenção do utilizador. No entanto, estes artefactos, que afectam sobretudo as amostras nas quais os sujeitos têm os olhos abertos, poderão aumentar o número de falsos positivos. Este será um tema a focar na discussão de resultados (secção 5.1.1) e no trabalho futuro (secção 7).

4.2.2 Detecção de Eventos Acústicos

Para a detecção da ocorrência de eventos sonoros foi desenvolvido um gerador de sons que, com base num temporizador, toca de 40 em 40s um de vários ficheiros com um máximo de 8s. Foram assim realizadas as seguintes quatro experiências com um único sujeito, que cumpria os seguintes estados:

- Barulho ambiente da sala, com os olhos fechados.
- Barulho ambiente da sala, com os olhos abertos.
- Música de fundo, com os olhos fechados.
- Música de fundo, com os olhos abertos.

Todos os sons foram tocados através de auscultadores, com o volume máximo permitido pelo computador. A música de fundo também foi tocada através de auscultadores, mas com volume mais baixo para simular uma situação com música ambiente onde ocorrem sons que interferem com a atenção do utilizador.

4.3 Procedimentos de Treino e Testes

Esta secção descreve os procedimentos de treino e testes realizados que serviram de base aos resultados apresentados na secção 5.

4.3.1 Detecção de Eventos Oculares

Na detecção de eventos oculares não foi usado nenhum algoritmo de aprendizagem em particular, uma vez que se pretendia numa primeira fase analisar as várias métricas. O treino dos algoritmos de detecção consistiu assim na selecção de uma das cinco experiências realizadas para determinar a melhor combinação de 3, 4, 5 e 6 eléctrodos e o melhor limiar de variação (ver secção 3.2).

Seleccionaram as três melhores métricas, tendo como critérios o menor número de falsos positivos e a melhor precisão. Estas métricas foram então testadas nas restantes quatro experiências, tendo-se obtido os resultados apresentados na secção 5.

O processo de verificação da correcção de um dado resultado teve como base um erro de 6s. Ou seja: a maior diferença temporal possível para se determinar um evento em relação aos dados anotados é de 6s. A discussão destes valores será também apresentada na secção 5.

4.3.2 Detecção de Eventos Acústicos

Na detecção de eventos acústicos também não foi utilizado nenhum algoritmo de aprendizagem específico e utilizaram-se apenas as três métricas previamente identificadas para os eventos oculares. Neste caso, como o intervalo de toque dos sons era constante, procurou-se determinar previamente, através de observação directa, quais as bandas de frequência, que após a aplicação das métricas, revelavam picos em intervalos de duração aproximadamente constante. Neste âmbito, foram testadas as seguintes 7 bandas de frequência:

- 2 a 4 Hz (delta)
- 4 a 8 Hz (teta)
- 8 a 10 Hz (alfa 1)
- 10 a 13 Hz (alfa 2)
- 13 a 20 Hz (beta 1)
- 20 a 30Hz (beta 2)
- 30 a 49 Hz (gama)

Entre estas 7 bandas, seleccionaram 3 para cada métrica, às quais se adicionou ainda a banda de 2 a 8 Hz, que é referida na secção 2.4.2 por apresentar um aumento de actividade no início dos tons.

Para cada métrica e cada banda de frequência, determinou-se então o limiar de variação e o início do primeiro som que preconizavam o maior número de ocorrências de eventos acústicos, minimizando em simultâneo o número de falsos positivos. A variação do início do primeiro som pretende neste âmbito eliminar eventuais erros de sincronização.

A contabilização de falsos positivos foi ignorada durante 8s após a detecção de um evento acústico, a fim de evitar a existência de possíveis falsos positivos provocados pelo evento detectado. Este valor foi fixado com base na duração máxima dos sons, que era cerca de 8s.

4.4 Processamento dos Electroencefalogramas

O processamento dos electroencefalogramas ocorreu em duas fases: uma primeira, onde o sinal foi capturado e digitalizado, e uma segunda, onde se efectuou a análise e processamento propriamente ditos. A

Figura 15 mostra este processo.

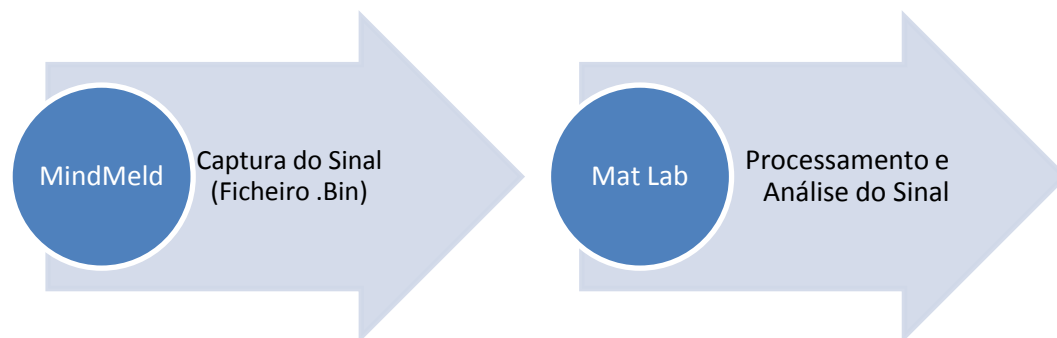


Figura 15 - Processo de Aquisição e Processamento.

A captura originou ficheiros do tipo .bin, contendo um cabeçalho com as características de captura e as amostras propriamente ditas. Estas amostras foram posteriormente processados recorrendo a várias *toolboxes* do MatLab 6.5 [1].

5 Resultados e Discussão

Esta secção apresenta e discute os vários resultados obtidos nas experiências realizadas no âmbito deste documento. Para discutir estes resultados são apresentadas algumas das seguintes medidas de análise de desempenho:

- A **taxa de falsos positivos** – a probabilidade de classificar uma amostra negativa em positiva; a razão entre o número de falsos positivos e o total de negativos.
- A **taxa de falsos negativos** – a probabilidade de classificar uma amostra positiva em negativa; a razão entre o número de falsos negativos e o total de positivos.
- A **especificidade** – a percentagem de valores ignorados que são efectivamente verdadeiros negativos; é determinada a partir da taxa de falsos positivos: especificidade = 1- taxa de falsos positivos.
- A **sensibilidade** ou **memorização** – a percentagem de eventos efectivamente verdadeiros detectados como verdadeiros; é determinada a partir da taxa de falsos negativos: especificidade = 1-taxa de falsos negativos.
- A **taxa de erro** é a razão entre o número total de erros e o número total de valores analisados.

- A **taxa de correcção** é a percentagem recíproca da taxa de erro, a razão entre o número total de valores correctamente classificados e o número total de valores analisados
- A **taxa de precisão** ou **valor positivo de previsão** – a probabilidade de classificar uma amostra positiva em positiva; a razão entre o número de verdadeiros positivos e a soma do número de verdadeiros positivos e o número de falsos positivos.
- O **valor negativo de previsão** – a probabilidade de classificar uma amostra negativa em negativa; a razão entre o número de verdadeiros negativos e a soma entre o número de verdadeiros negativos e o número de falsos negativos.
- A **precisão média** em segundos que é dada pela seguinte fórmula, sendo N o número de detecções correctas:

$$\frac{\sum_{k=1}^N |t_{detecçãok} - t_{anotaçãok}|}{N}$$

Posto isto, as secções seguintes apresentam e discutem os resultados obtidos nas duas vertentes em estudo: detecção de eventos oculares e acústicos.

5.1 Detecção de Eventos Oculares

Numa primeira fase, obtiveram-se os dados resultantes da selecção dos limiares e eléctrodos; numa segunda, os resultados obtidos com a aplicação às restantes amostras dos algoritmos afinados. As secções seguintes apresentam e discutem estes dados.

5.1.1 Selecção dos Limiares e Eléctrodos

Como se verificou não ser possível determinar através de observação directa a relação entre a variação das métricas e as ocorrências dos eventos oculares, desenvolveram-se procedimentos para otimizar, com base numa experiência de treino, a selecção dos parâmetros a aplicar às várias métricas. Para cada uma das métricas, foram seleccionados os parâmetros que minimizaram o número de falsos positivos quando se verificaram 0, 1 e 2 falsos positivos. Sempre que se verificaram parâmetros distintos com o mesmo número de falsos positivos, seleccionaram-se aqueles que observaram uma melhor precisão média na detecção.

Tal como já foi referido anteriormente, o valor máximo permitido para a precisão média é actualmente de 6s, um intervalo de tempo que está aquém do desejável, que teoricamente deveria ser na ordem dos 3s. Este valor de 3s pode ser justificado pela existência de vários erros de sincronização no processo, nomeadamente:

- atrasos entre a ocorrência do evento e a sua manifestação no electroencefalograma;
- desfasamento entre o início das gravações do electroencefalograma e da imagem;

- desfasamento entre as anotações, feitas com base em *timecodes* com resolução de 1s – uma característica do *software* da câmara, e a ocorrência dos eventos nas filmagem.

Os gráficos seguintes mostram a taxa de correcção e a precisão média obtida nas três variações referidas para cada métrica:

- i, corresponde à iteração mais precisa com 0 falsos negativos;
- ii, corresponde à iteração mais precisa com 1 falso negativo;
- iii, corresponde à iteração mais precisa com 2 falsos negativos.

As métricas encontram-se representadas através das suas iniciais:

- EM – Energia média
- PZ – Passagens por Zero
- CP – Contagens por Zero
- TV – Taxa de Variação
- EEM – Energia Espectral Média
- ME – Máximo Espectral
- AH – Aproximação *Haar*
- SAH – Sinal da Aproximação *Haar*

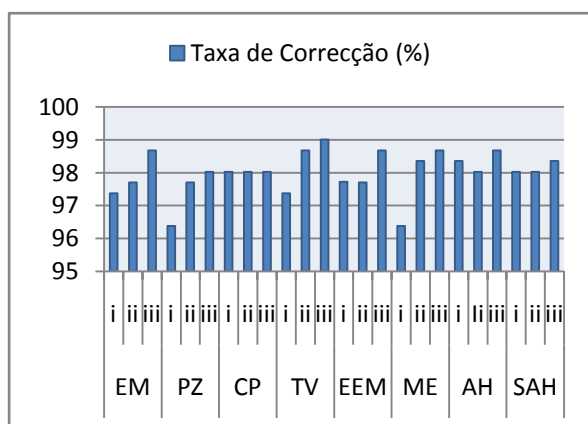


Figura 16 - Taxa de Correção obtida no treino.

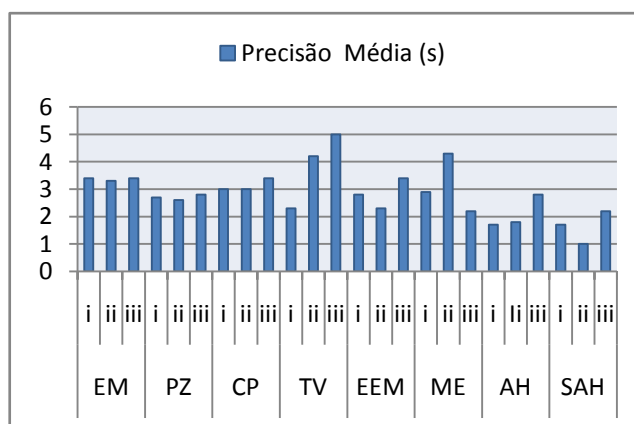


Figura 17 – Precisão Média obtida no treino.

Tal como se pode observar, os resultados obtidos revelaram uma taxa de correcção bastante elevada, mas é preciso considerar que esta foi calculada em função do número de amostras que é elevado. As métricas baseadas em *wavelets* foram as mais robustas aos falsos positivos, tendo obtido sempre uma taxa de correcção superior ou igual a 98%. No entanto, contrariamente às restantes métricas que foram aplicadas em janelas de 256 amostras, as medidas baseadas em *wavelets* analisaram o número total de amostras. Este facto influenciou a taxa de erro das métricas baseadas em *wavelets*, que logo à partida foi 256 vezes menor (o

tamanho da janela) que o das restantes métricas, uma vez que o seu cálculo depende do número de amostras analisada.

No que se refere à precisão média da detecção, esta variou entre os 1,7 e os 5s – um resultado bastante razoável, se se considerar que o máximo permitido foi de 6s, e sabendo que nesta amostra, o sujeito abre e fecha os olhos mantendo o estado durante cerca de 20s. Mais uma vez, métricas baseadas nas *wavelets* apresentaram melhores resultados, nunca ultrapassando a meta dos 3s anteriormente referida.

Em relação às restantes medidas, os dois gráficos seguintes mostram as taxas de falsos positivos, de precisão e sensibilidade obtidas com as várias métricas:

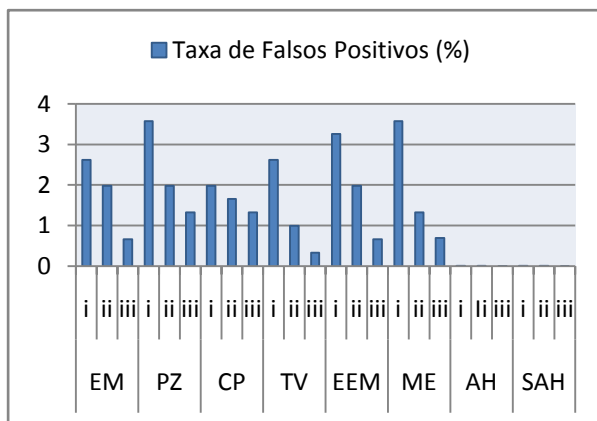


Figura 18 - Taxa de Falsos Positivos obtida no treino.

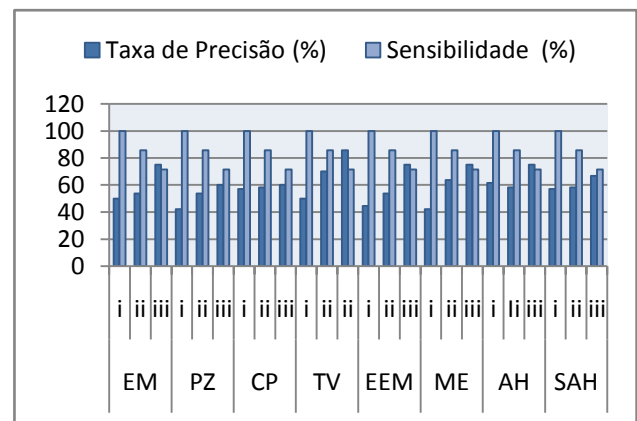


Figura 19 – Sensibilidade e Taxa de Precisão obtidas no treino.

Embora a taxas de falsos positivos e de erro tenham sido bastante baixas, a primeira na ordem dos 0,008% a 3,571% e a segunda na ordem dos 1,32% a 3,62%, segundo os valores absolutos, na maior parte dos casos, em cada duas detecções positivas, uma foi correcta e outra foi um falso positivo. Este aspecto já expectável dada as dificuldades anteriormente apresentadas, irá limitar bastantes aplicações do processo de detecção actual.

A especificidade, ou a percentagem de valores ignorados que não são eventos oculares, e o valor negativo de previsão, ou a probabilidade de classificar uma amostra negativa em negativa foram praticamente 100%. A sensibilidade, ou a percentagem de valores considerados eventos oculares que são efectivamente eventos oculares, situou-se entre os 70% e 100%, e a taxa de precisão, ou a probabilidade de classificar um evento ocular como evento ocular situou-se, no entanto, entre os 42 e 80%.

Estes resultados indicam, tendo em consideração que foram os valores óptimos de várias iterações de treino, que existe um problema efectivo relacionado com o elevado número de falsos positivos que é preciso rever. Face a isto, decidiu-se assim, mesmo antes de iniciar os

testes com outras amostras, rever o vídeo desta experiência a fim de descobrir eventuais causas para estes valores e tentar encontrar possíveis soluções. Nesta reavaliação foram identificadas as seguintes situações que potencialmente tiveram impacto nos resultados obtidos:

- Não se anotaram os piscar de olhos dos sujeitos, apenas o abrir e fechar de olhos;
- O sujeito em questão (sujeito 1) pisca muitos os olhos;
- O sujeito em questão (sujeito 1) movimentou-se um pouco e piscou muito os olhos nos primeiros 30s.

Tal como foi anteriormente referido, optou-se por não contabilizar a ocorrência de piscar de olhos, uma vez que não era objectivo analisar este tipo de evento e também para simplificar o processo de classificação. No entanto, estes artefactos podem afectar as amostras nas quais os sujeitos têm os olhos abertos e, conseqüentemente, aumentar o número de falsos positivos. Este será um aspecto a analisar no trabalho futuro a desenvolver neste âmbito. Em relação ao último ponto apresentado, experimentou-se ainda remover os primeiros 20s a 30s da amostra, mas como os resultados obtidos não melhoraram, optou-se por manter o plano original.

Esta fase de treino terminou assim com a escolha, com base nos resultados apresentados, das três melhores métricas para a realização dos testes, uma em cada uma das categorias apresentadas – amplitude, frequência e *wavelets*: a energia espectral média, a contagem de picos e a aproximação da *wavelet Haar*.

5.1.2 Resultados dos Testes

O processo de detecção de eventos oculares foi repetido com as métricas seleccionadas na fase de treino nas restantes quatro experiências de teste, duas do mesmo sujeito da amostra utilizada para o treino, e duas de um outro. Foram seleccionados os parâmetros (limiares e eléctrodos) relativos aos resultados colunas i, em que não se verificaram falsos negativos no treino. Os gráficos seguintes mostram os valores médios de parte das medidas de análise calculadas nos resultados obtidos nos testes. Por razões de síntese foram seleccionadas as medidas que tiveram valores relevantes para a discussão dos resultados.

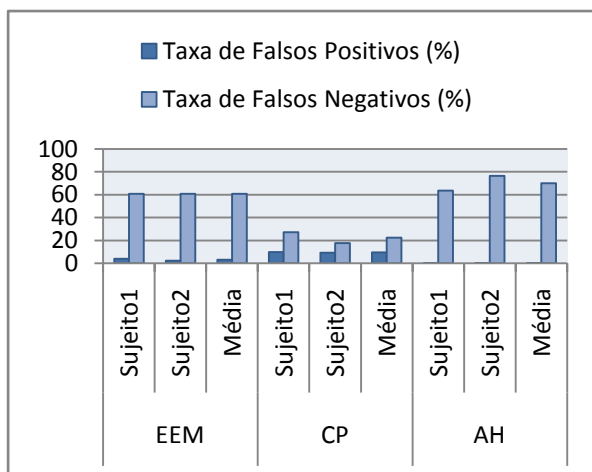


Figura 20 - Taxas de Falsos Positivos e Falsos Negativos obtidas nos testes.

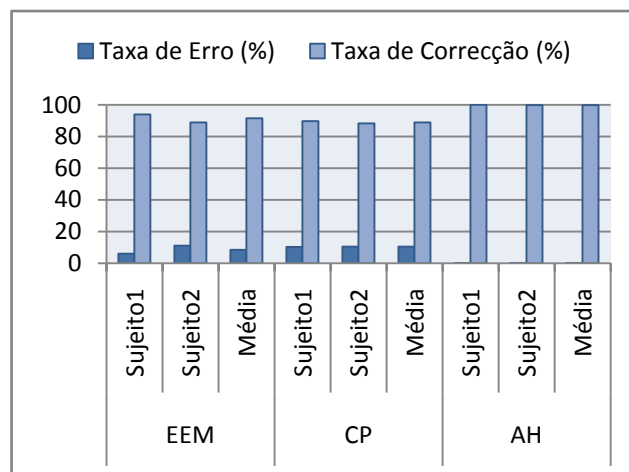


Figura 21 – Taxas de erro e correcção obtidas nos testes.

A taxa de falsos positivos foi relativamente reduzida, em especial na aproximação *haar* onde foi practicamente nula, e por conseguinte verificou-se uma taxa de falsos negativos bastante elevada. A taxa de falsos negativos foi significativamente inferior na métrica de contagem de picos, aparentando ser mais robusta que as restantes. Os parâmetros resultantes do treino não foram assim generalizáveis entre experiências, mesmo feitas no mesmo sujeito. Neste âmbito, será eventualmente interessante explorar a possibilidade de tornar o limiar de variação, que neste caso foi fixado no treino, adaptável às características do sinal.

Em relação à taxa de erro, esta situou-se na ordem dos 8 a 10 % nas métricas de amplitude e frequência, mas foi praticamente nula na aproximação da *wavelet haar*. Este facto justifica-se mais uma vez devido ao maior número de valores analisados. Esta medida foi em média superior no sujeito 2. Já a percentagem de correcção obtida nos testes foi expectavelmente inferior aos valores obtidos no treino, que foram otimizados para a experiência utilizada. Esta medida foi em média superior no sujeito 1. Estes resultados poderão ter sido influenciados não só pelo facto de o treino ter sido feito com uma experiência do sujeito 1, mas também porque o número de eventos oculares nas experiências deste sujeito ter sido três vezes inferior e a sua duração ter sido cerca de dez vezes mais longa.

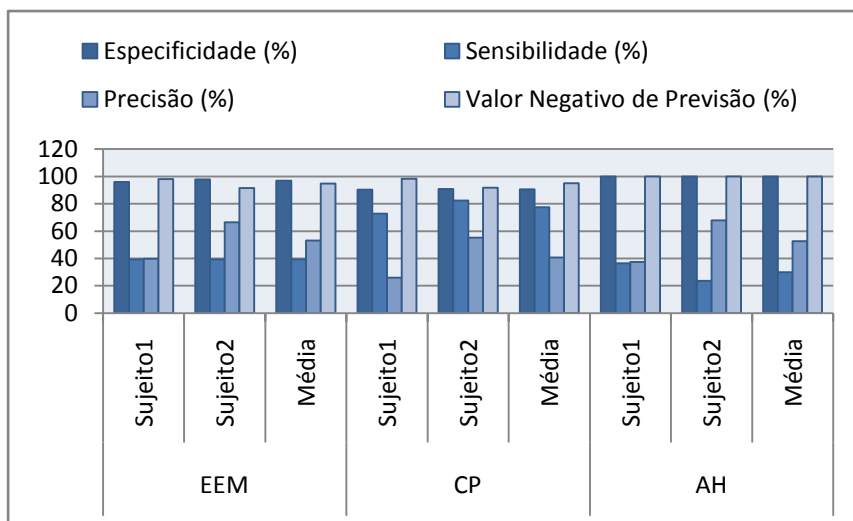


Figura 22 – Especificidade, Sensibilidade, Precisão e Valor Negativo de Previsão obtidos nos testes.

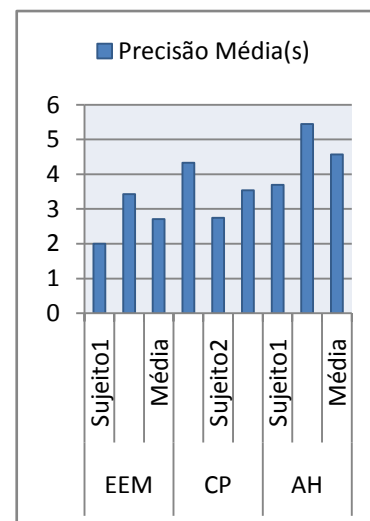


Figura 23 – Precisão Média obtida nos testes.

Tal como nos treinos, a especificidade e o valor negativo de previsão mantiveram elevados, devido ao número elevado de valores analisados. Já a sensibilidade variou na média entre os 30% na aproximação *haar* e os 80% na contagem de picos, e a precisão, entre os 40% na contagem de picos e 50% na aproximação *haar* e energia espectral média. Estes resultados indicam rumos a tomar em relação à afinação de cada uma destas métricas: aumentar a sensibilidade da aproximação *Haar* e energia espectral média e aumentar a precisão da contagem dos picos.

Por fim, em relação à precisão média, o melhor valor foi obtido na métrica da energia espectral, que teve uma média de 2,75s nas quatro experiências.

Com base nestes resultados, pode-se dizer que a energia média espectral foi em geral a métrica com melhor desempenho, apresentando as segundas melhores taxas de falsos positivos e negativos (as restantes métricas apresentaram uma a melhor taxa e uma pior taxa), a melhor precisão, a segunda melhor sensibilidade e uma das duas melhores taxas de precisão. Considera-se, no entanto, ser desejável explorar mais as restantes métricas e criar métodos que permitam a adaptação dos limiares às características do sinal.

5.2 Detecção de Eventos Acústicos

Tal como foi anteriormente referido, aplicaram-se as três melhores métricas identificadas na secção anterior e observou-se o comportamento dos seus picos nas bandas delta, gama, alfa 1 e 2, beta 1 e 2 e gama na experiência realizada com olhos fechados e sem música. Os picos foram determinados simplesmente através da aplicação de um limiar, acima do qual é identificado o pico.

Para reduzir o número de testes, optou-se por seleccionar para cada uma das métricas as três melhores bandas, que verificavam um padrão de picos aproximadamente coincidente com a ocorrência dos sons. A observação deste comportamento foi feita de forma empírica através da visualização dos gráficos respectivos, sem bem que esta selecção deva ser no futuro efectuada com base em processamento automático.

	Energia Espectral Média	Passagens Por Zero	Aproximação Haar
Métrica 1	Delta	Beta1	Beta1
Métrica 2	Beta1	Beta2	Beta2
Métrica 3	Gama	Gama	Gama

Tabela 5 – Bandas seleccionadas com base na observação visual dos picos das métricas.

Estas métricas foram então testadas nas restantes experiências, nestas bandas e na banda de 2 a 8 Hz, referida na secção 2.4.2 por apresentar um aumento de actividade no início dos tons.

Determinaram-se então os melhores resultados para cada uma das quatro experiências, testando vários limiares de variação e inícios para o primeiro som (entre os 10 e 30s). Para permitir uma melhor leitura, foram calculadas várias médias sobre estes dados: as médias dos olhos fechados *versus* olhos abertos, sem música *versus* com música, das bandas nas várias métricas e nas várias bandas. O número total de sons nas várias amostras foram 11.

Os gráficos seguintes mostram as médias nas várias bandas dos melhores resultados obtidos, agrupadas do seguinte modo:

- Olhos Abertos e Olhos Fechados
- Música de Fundo e Sem Música de Fundo
- Métricas
- Bandas

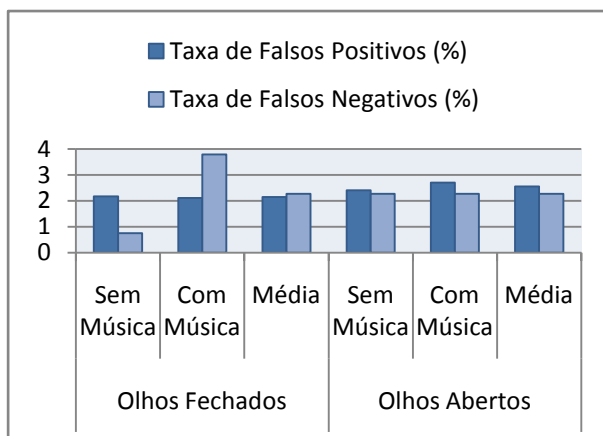


Figura 24 - Taxas de Falsos Positivos e Falsos Negativos obtidas nos testes.

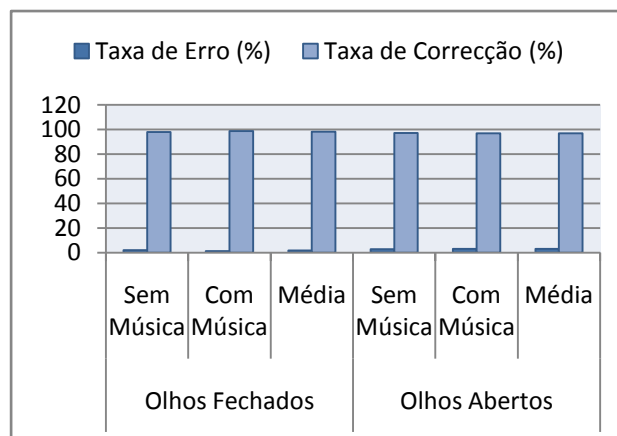


Figura 25 – Taxas de erro e correcção obtidas nos testes.

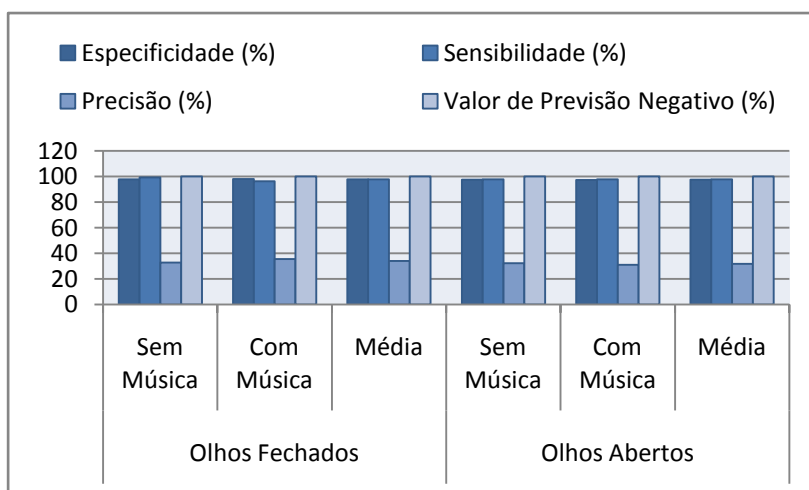


Figura 26 – Especificidade, Sensibilidade, Precisão e Valor de Previsão Negativo obtidos nos testes.

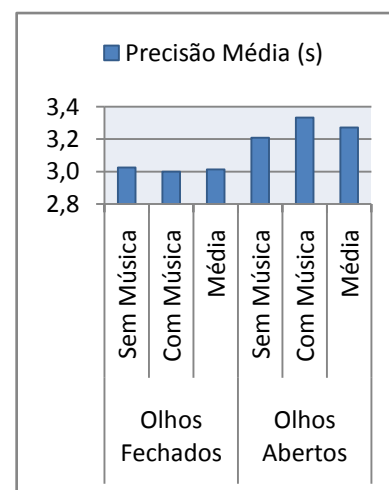


Figura 27 – Precisão Média obtida nos testes.

Segundo estes dados, a taxa de falsos positivos foi ligeiramente menor nas experiências com os olhos fechados, que também revelaram uma maior precisão média. Este resultado era expectável, uma vez que os olhos abertos implicam a existência de estímulos visuais inexistentes com os olhos fechados.

Neste âmbito, uma outra observação é que sem música de fundo a taxa de falsos negativos foi inferior e a taxa de correcção, superior nas amostras com os olhos fechados, e que esta tendência de certo modo inverteu-se com música de fundo. Ou seja: eventualmente quando os olhos estão abertos a música de fundo permite um maior alheamento face ao ruído ambiente. Para comprovar isto será, contudo, necessário fazer experiências com mais utilizadores.

A especificidade, sensibilidade e valor de previsão negativo foram elevados em todas as experiências, mas a taxa de precisão foi relativamente baixa, na ordem dos 30%: apenas cerca

de 30% dos eventos identificados são efectivamente eventos de áudio. Este resultado sugere que há ainda muito a fazer neste âmbito, visto que esta taxa torna impraticável este tipo de detecção.

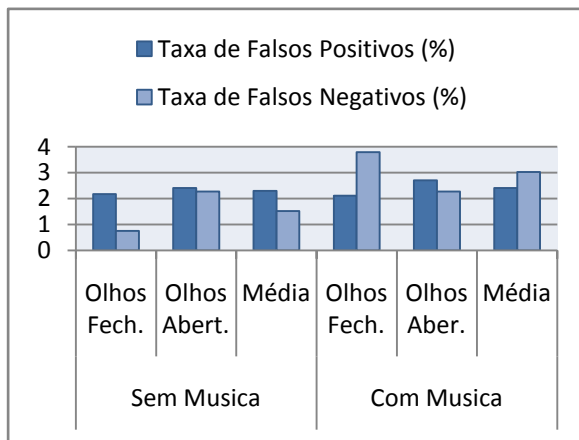


Figura 28 - Taxas de Falsos Positivos e Falsos Negativos obtidas nos testes.

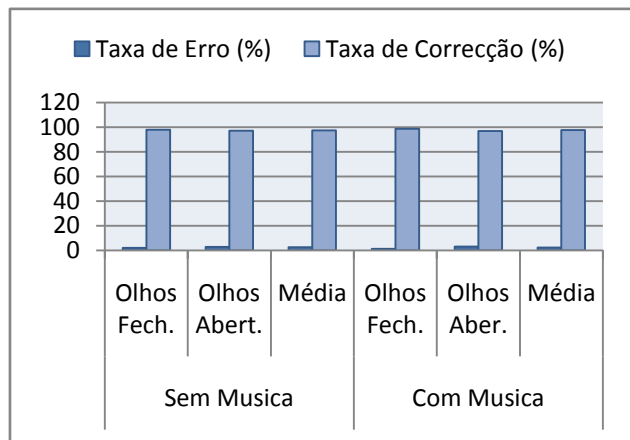


Figura 29 – Taxas de erro e correcção obtidas nos testes.

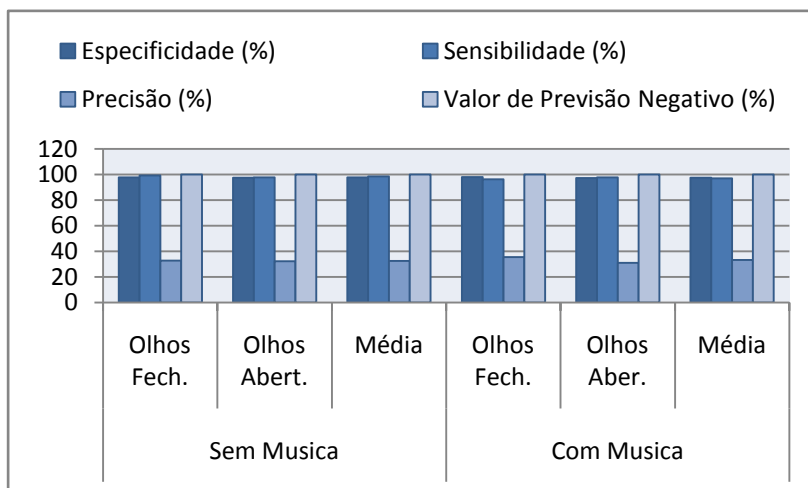


Figura 30 – Especificidade, Sensibilidade, Precisão e Valor de Previsão obtidos nos testes.

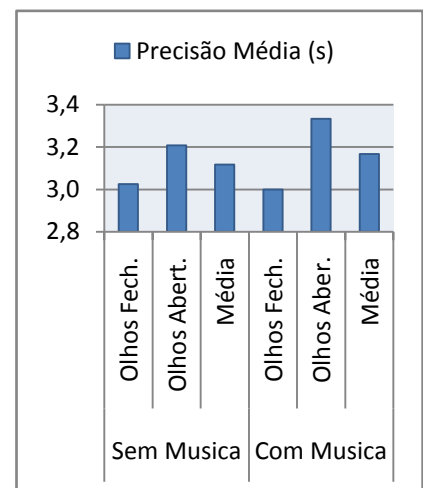


Figura 31 – Precisão Média obtida nos testes.

Em relação às médias obtidas com ou sem música de fundo, pode-se observar que estes valores foram em média semelhantes, excepto na taxa de falsos negativos, que foi inferior nas amostras sem música de fundo. Presume-se assim, tal como já foi referido nos resultados da tabela anterior, que a música de fundo provoque mais variações no sinal, diminuindo a capacidade de detecção.

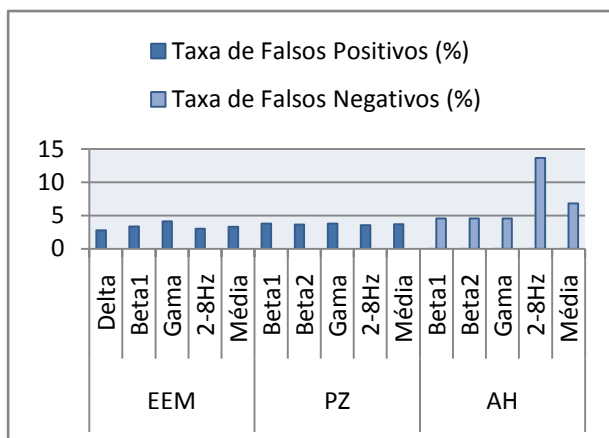


Figura 32 - Taxas de Falsos Positivos e Falsos Negativos obtidas nos testes.

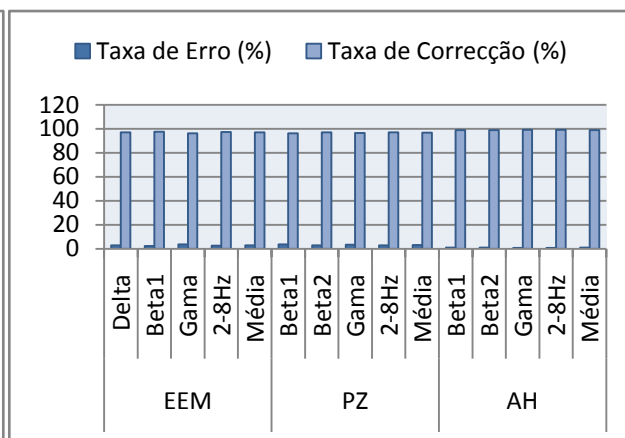


Figura 33 – Taxas de erro e correcção obtidas nos testes.

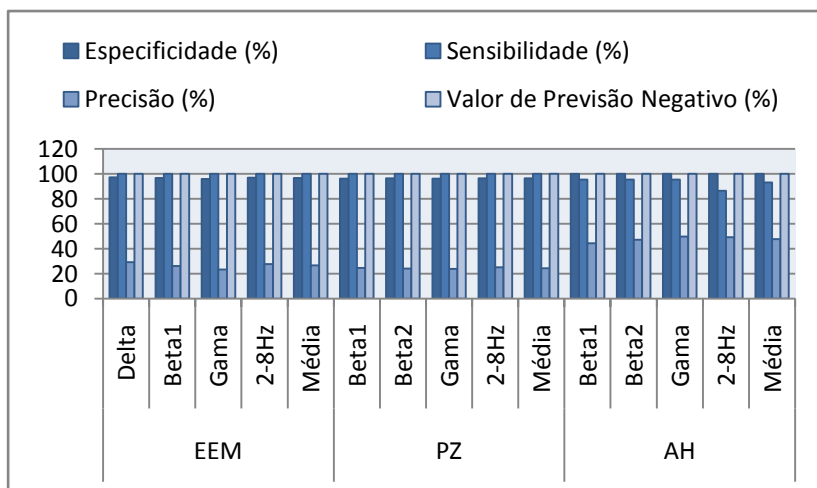


Figura 34 – Especificidade, Sensibilidade, Precisão e Valor de Previsão Negativo obtidos nos testes.

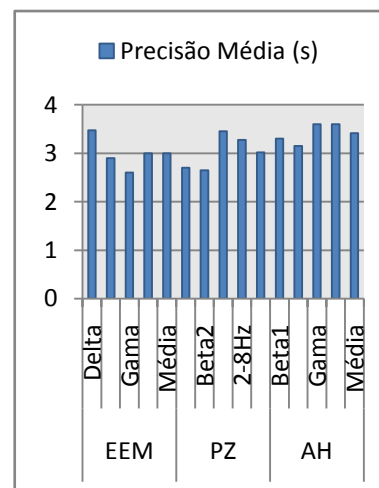


Figura 35 – Precisão Média obtida nos testes.

Como se pode observar nos dados apresentados nos gráficos acima, a aproximação da *wavelet haar* requer maior afinação, visto que apresenta uma taxa de falsos negativos relativamente elevada, observado uma taxa de falsos positivos quase nula. As restantes métricas praticamente não apresentam o problema inverso, embora a taxa de falsos positivos seja relativamente aceitável, na ordem dos 5%.

A sensibilidade e o valor de previsão negativo mantiveram-se em geral relativamente elevados, acima dos 80%, mas a taxa de precisão manteve-se entre os 30% (na energia espectral média e passagens por zero) e os 50% (na aproximação *haar*). Em relação à precisão média, esta rondou entre os 2,5 e os 3,5s, tendo sido inferior a 3s nas bandas Beta 1 e Gama utilizando a energia espectral média, e nas bandas Beta1 e Beta2 utilizando as passagens por zero.

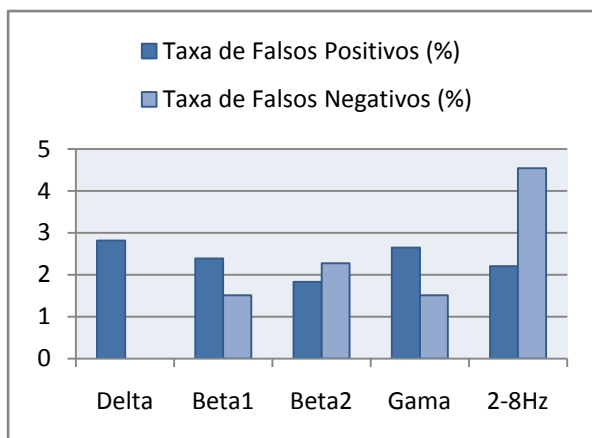


Figura 36 - Taxas de Falsos Positivos e Falsos Negativos obtidas nos testes.

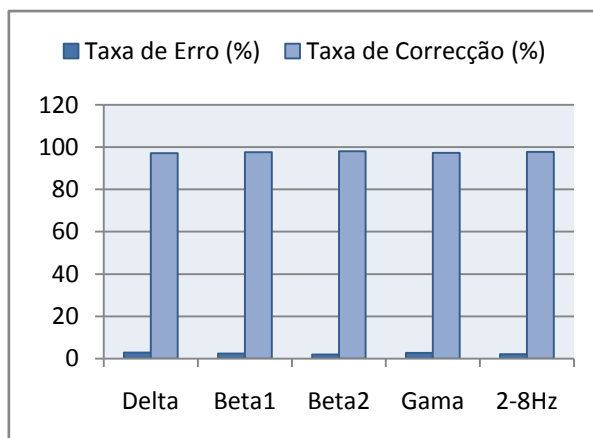


Figura 37 – Taxas de erro e correção obtidas nos testes.

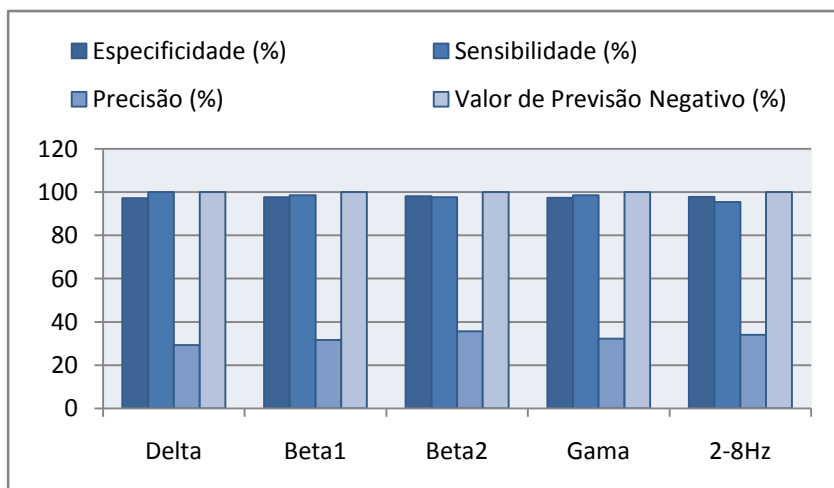


Figura 38 – Especificidade, Sensibilidade, Precisão e Valor Negativo de Previsão obtidos nos testes.

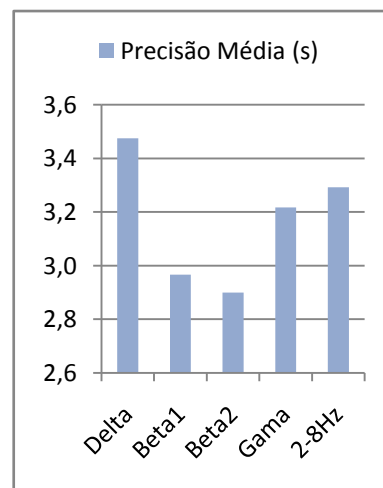


Figura 39 – Precisão Média obtida nos testes.

Por fim, no que se refere às médias obtidas nas várias bandas, verificou-se que a taxa de falsos positivos foi inferior nas bandas Beta1 e 2-8 Hz, e a taxa de falsos negativos foi ligeiramente superior nas bandas Beta2 e 2-8 KHz. A taxa de correção foi aproximada em todas as bandas, mas a precisão média e a taxa de precisão foram melhores em ambas as bandas Beta. Considera-se assim que as bandas beta aparentam ser as mais promissoras neste âmbito.

6 Conclusões

Os electroencefalogramas são uma técnica não intrusiva e pouco dispendiosa de estudar a actividade das ondas eléctricas cerebrais, que indicam alterações mentais e se localizam em áreas específicas do cérebro. Este relatório introduziu alguns procedimentos de detecção de

eventos oculares e acústicos, suportados unicamente na análise e processamento de electroencefalogramas, integrando-se num objectivo de estudo mais alargado, onde se pretende aplicar estas técnicas para avaliar a usabilidade de interfaces.

Apresentaram-se alguns métodos, e respectivos resultados, para a detecção da abertura e fecho dos olhos, baseados na análise da variação do ritmo alfa, e analisou-se o comportamento de várias métricas em várias bandas de frequência para determinar a ocorrência de sons. O trabalho desenvolvido envolveu a realização de experiências específicas, com sujeitos distintos. As experiências para a identificação dos eventos oculares foram filmadas e manualmente anotadas, e desenvolveu-se um programa para controlar a geração de eventos acústicos. Adicionalmente, foram ainda desenvolvidos procedimentos para determinar os melhores parâmetros dos vários processos de detecção.

Os resultados obtidos na fase de treino da detecção de eventos oculares foram em geral bons, mas foram otimizados para a experiência de treino. Os parâmetros fixados nesta fase não foram, no entanto, generalizáveis para outras experiências, mesmo do mesmo sujeito, tendo-se assim verificado uma taxa de falsos negativos bastante elevada.

A precisão média da detecção foi razoável se se considerar que o máximo permitido foi de 6s, variando entre os 1,7 e os 5s. Embora as taxas de falsos positivos e de erro tenham sido baixas, na maior parte dos casos apenas uma em cada duas detecções positivas foi correcta. As métricas seleccionadas para a realização dos testes foram a energia espectral média, aproximação *haar* e a contagem de picos. A energia média espectral foi em geral a métrica com melhor desempenho, apresentando a melhor precisão e as segundas melhores taxas de falsos positivos e negativos e a melhor precisão.

Em relação à detecção de eventos acústicos, esta foi mais bem sucedida nas experiências com os olhos fechados do que com os olhos abertos. Os valores obtidos com ou sem música de fundo foram em média semelhantes, excepto na taxa de falsos negativos, que foi inferior sem música de fundo.

A energia espectral média e as bandas beta foram respectivamente a métrica e as bandas mais promissoras. A energia espectral média teve a melhor precisão, zero falsos positivos e as segundas melhores taxas de falsos positivos e correcção; as bandas beta observaram uma taxa de falsos positivos inferior e uma boa precisão média.

7 Trabalho Futuro

Este trabalho encontra-se numa fase ainda muito preliminar, existindo uma série de aspectos a considerar neste âmbito. Uma forma de aumentar a correcção da detecção dos eventos

oculares poderá passar por reduzir o número de categorias de classificação, identificando simplesmente um dos eventos. Considerar, por exemplo, que o estado normal é estar com os olhos abertos, normalizar os parâmetros por estes dados e detectar simplesmente o fecho dos olhos.

Um outro caminho a explorar, também para melhorar a classificação dos dados, passa pela utilização de algoritmos de aprendizagem com ou sem combinação de métricas, nomeadamente: redes neuronais, agrupamento e aprendizagem bayesiana.

Em relação à utilização de janelas temporais, será desejável testar várias dimensões e vários tipos de janelas, para além das janelas quadradas de 1s com sobreposição de 0,5s que estão a ser usadas actualmente. Quanto maiores são as janelas, menor o tempo de processamento e a robustez em relação a artefactos, mas menor é a precisão. A utilização de janelas poderá ainda ser estendida a todas as métricas, como forma de diminuir o tempo de processamento.

Um aspecto que será imprescindível resolver é a redução de 6s para 3s do intervalo permitido para a precisão média da detecção. Uma das forma de conseguir isto, poderá passar eventualmente por reduzir as interferências na captura dos electroencefalogramas. Face ao objectivo do estudo da usabilidade, será desejável capturar o sinal em condições o mais naturais possível. No entanto, dada a fase inicial em que nos encontramos será desejável fazer alguns testes em condições bastantes controladas, por exemplo, numa sala retirada, com sujeito deitado, entre outras. Isto irá permitir avaliar de algum modo o impacto das condições naturais que se pretendem na captura e a própria precisão do equipamento actual.

Para o processo se adaptar melhor à variação de sujeito e mesmo do seu próprio estado de espírito, será ainda desejável tornar todos os limiares adaptáveis. Uma outra questão a estudar neste âmbito, passará também por verificar até que ponto a melhor combinação de eléctrodos não é uma característica intrínseca de cada sujeito.

Em relação às experiências com sons, será importante fixar melhor o início dos sons para ser possível avaliar mais correctamente a precisão do processo de detecção. Para avaliar de forma mais precisa o impacto dos sons nos padrões cerebrais, será interessante experimentar usar sempre o mesmo som.

Por fim, para tornar os dados mais conclusivos é necessário realizar experiências com mais sujeitos a fim de estudar melhor a variação das várias métricas.

8 Referências

1. **MathWorks.** MathWorks. *MathWorks*. [Online] 2007. <http://www.mathworks.com>.
2. **Swartz Center for Computational NeuroScience.** EEGLAB. *EEGLAB*. [Online] 2007. <http://www.sccn.ucsd.edu/eeglab/>.
3. **Makeig, Scott.** Auditory Event-Related Dynamics of the EEG Spectrum and Effects of Exposure to Tones. 1993. pp. 283-293.
4. **Nolan Computer Systems.** MindSet - 1000. [Online] 2001. <http://home.earthlink.net/~waynenolan/website/mspage.html>.
5. **Petsche, Hellmuth e Etlinger, Susan C.** *EEG and Thinking - Power and Coherence Analysis of Cognitive Processes*. s.l. : Verlag Osterreichischer Akademie der Wissersnschften, 1998.
6. **Steinberg, Robert J.** *Cognitive Psychology*. s.l. : Thomson Wadsworth, 2003.
7. **Lehtonen, Janne.** *EEg-based Brain Computer Interfaces*. 2002. Technical Report.
8. **Molina, Gary.** *Direct Brain-Computer Communication Through Scalp Recorded EEG Signals*. Lausanne : École Polytechnique Fédérale de Lausanne, 2004. PhD Thesis.
9. **Fisch, Bruce J.** *Fish and Spehlmann's EEG Primer*. s.l. : Elsevier, 1999.
10. **Kirkup, L., et al.** Three methods compared for detecting the onset of alpha wave synchronization following eye closure. *Phosiological Measures*. s.l. : IOP Publishing Ltd, 1998, pp. 213-114.
11. **Bai, Ou, et al.** Automatic detection of open and closed eye states in the electroencephalographic (EEG) record for background EEG interpretation by the trigger method. *Frontiers on Medical Biology Engeneering, vol. 10*. s.l. : VSP, 2000, pp. 1–15.
12. **Bostanov, Vladimir.** BCI Competition 2003 – Data Sets Ib and lib:Feature Extracion Form Event-Related Potentials With Continuos Wavelet Transform and the t-Value Scalogram. s.l. : IEEE, 2004.