

Análise da sonolência na condução rodoviária a partir de sinais EEG

LARA MARLENE FARIA DIAS
Outubro de 2015

Análise da sonolência na condução rodoviária a partir de sinais EEG

Lara Marlene Faria Dias

Tese submetida ao Instituto Superior de Engenharia do Porto
para a obtenção do grau de
Mestre em Engenharia de Computação e Instrumentação Médica

Orientadores

PROF. DOUTOR CARLOS VINHAIS
Departamento de Física - ISEP

ENG. JOAQUIM FILIPE OLIVEIRA
Empresa HealthyRoad

Instituto Superior de Engenharia do Porto

Porto, 26 de Outubro de 2015

'A alegria está na luta, na tentativa, no sofrimento envolvido. Não na vitória propriamente dita'- Mahatma Gandhi

Agradecimentos

Esta dissertação representa não só o culminar de cinco anos de dedicação e horas de estudo mas também de 5 anos que foram os melhores da minha vida. Sentir que aos poucos os meus objetivos têm sido cumpridos dá-me um misto de sensações, mas principalmente o sentimento de realização, que fazem com que todas as noites de estudo, instantes de choro e momentos de desassossego por algo não correr tão bem tenham valido a pena. Mas tudo isto não seria possível se eu estivesse sozinha, como tal, não posso deixar de agradecer a algumas pessoas que fizeram parte deste meu caminho.

Aos meus pais, não só por me permitirem realizar este sonho, mas também por serem o meu exemplo a seguir. Por sentir que estão sempre lá para mim e por terem sido a melhor voz do outro lado do telefone quando estive longe de casa.

Aos meus irmãos, obrigado por nunca duvidarem de mim e por serem os meus melhores amigos.

Ao João, por estar comigo ao longo destes anos e ter sido o meu maior apoio.

Um agradecimento especial às pessoas que estiveram diretamente envolvidas nesta tese, ao meu orientador, Prof. Dr. Carlos Vinhais, o meu muito obrigado por todas as horas despendidas, pela atenção, dedicação e apoio com que me brindou nesta etapa tão importante.

A todos os membros da empresa *HealthyRoad*, em especial ao Filipe Oliveira, por se mostrarem sempre presentes para qualquer ajuda que fosse necessária.

E por fim, aos meus amigos, principalmente aos amigos que conheci neste percurso académico, pelas horas de estudo partilhadas, mas também pelas horas de farra, por saber que a vida académica me trouxe amigos para a vida.

Resumo

A Sociedade Europeia de Pesquisa do Sono realizou muito recentemente um estudo, onde mostrou que a prevalência média de adormecimento ao volante nos últimos 2 anos foi de 17%. Além disto, tem sido provado por todo o mundo que a sonolência durante a condução é uma das principais causas de acidentes de trânsito. Torna-se assim conveniente, o desenvolvimento de sistemas que analisem a suscetibilidade de um determinado condutor para adormecer no trânsito, bem como de ferramentas que monitorem em tempo real o estado físico e mental do condutor, para alertarem nos momentos críticos.

Apesar do estudo do sono se ter iniciado há vários anos, a maioria das investigações focaram-se no ciclo normal do sono, estudando os indivíduos de forma relaxada e de olhos fechados. Só mais recentemente, têm surgido os estudos que se focam nas situações de sonolência em atividade, como é o caso da condução. Uma grande parte dos estudos da sonolência em condução têm utilizado a eletroencefalografia (EEG), de forma a perceber se existem alterações nas diferentes bandas de frequência desta, que possam indicar o estado de sonolência do condutor. Além disso, a evolução da sonolência a partir de alterações no piscar dos olhos (que podem ser vistas nos sinais EEG) também tem sido alvo de grande pesquisa, tendo vindo a revelar resultados bastante promissores.

Neste contexto e em parceria com a empresa *HealthyRoad*, esta tese está integrada no projeto *HealthyDrive*, que visa o desenvolvimento de um sistema de alerta e deteção de sinais de fadiga e sonolência nos condutores de veículos automóveis. A contribuição desta tese no projeto prendeu-se com o estudo da sonolência dos indivíduos em condução a partir de sinais EEG, para desta forma investigar possíveis indicadores dos diferentes níveis desta que possam ser utilizados pela empresa no projeto.

Foram recolhidos e analisados 17 sinais EEG de indivíduos em simulação de condução. Além disso foram desenvolvidos dois métodos de análise destes sinais: O primeiro para a detecção e análise dos piscar de olhos a partir de EEG, o segundo para análise do espectro de potência. Ambos os métodos foram utilizados para analisar os sinais recolhidos e investigar que tipo de relação existe entre a sonolência do condutor e as alterações nos piscares dos olhos, bem como as alterações do espectro do EEG.

Os resultados mostraram uma correlação entre a duração do piscar de olhos e a sonolência do condutor. Com o aumento da sonolência verificou-se um aumento da duração do piscar, desencadeado principalmente pelo aumento na duração de fecho, que chegou aos 51.2%. Em relação ao espectro de potência, os resultados sugerem que a potência relativa de todas as bandas analisadas fornecem informações relevantes sobre a sonolência do condutor. Além disso, o parâmetro $(\theta+\alpha)/\beta$ demonstrou estar relacionado com variações da sonolência, diminuindo com o seu avanço e aumentando significativamente (111%) no instante em que os condutores adormeceram.

Palavras Chave: Sonolência, Condução, Eletroencefalograma, Piscar dos olhos, Potência Espectral.

Abstract

The European Society of Sleep Research recently conducted a study whose results showed that the average prevalence of drowsiness in individuals during driving activities was 17% over the last two years. Similarly to this, several other studies showed that sleepiness during driving is one of the main causes of traffic accidents. Due to this fact, it is necessary the development of systems capable of analysing the susceptibility of a particular driver falling asleep in traffic. In addition, the creation of tools to monitor the physical and mental state of the driver in real time is faced as an essential point.

Although the sleep study started several years ago, most in researches have focused on the normal sleep cycle by studying relaxed and closed eyes subjects. More recently, there has been an increasing number of studies focusing on sleepiness situations in activity, such as driving. A large piece of the driving drowsiness studies have used the electroencephalogram (EEG) to observe changes in its different frequency bands, indicating the driver drowsiness state. Moreover, the study of drowsiness from the variability of eye blinks which have shown a significant relationship with drowsiness, and can be observed in the EEG.

In this context and in partnership with HealthyRoad Company, this thesis is integrated in the HealthyDrive project. The project seeks to develop a detection and alert system of the drivers fatigue and sleepiness. This work's contribution to the HealthyDrive project is linked to the experimental study of the subjects' drowsiness while driving simulations. The purpose is to determine possible indicators of the drowsiness levels that may be used posteriorly by the company.

A set of experiments were conducted and 17 EEG signals were collected and analysed while driving simulations. In addition, two methods of EEG analysis were developed. The first was designed to detect and analyze the eye blink of the EEG

data. The second was developed to analyze the EEG power spectrum. Both methods were used to analyze the collected signals and thereby to determine the relation between the driver's drowsiness and the eye blink changes, as well as the EEG spectrum changes.

The results show a high correlation between the eye blink measures and driver's drowsiness. As the drowsiness increases it was observed an increase of the eye blink duration, mainly triggered by the increase in the eye closure duration which reached 51.2%. Regarding the power spectrum, the results suggest that the relative power of all analyzed bands give relevant information about the driver drowsiness. Furthermore, the ratio $(\theta+\alpha)/\beta$ as shown to be intimately related to drowsiness variations, by decreasing with its advance and increasing significantly (111%) at the same time that drivers fall asleep.

Key-words: Drowsiness, Driving, Electroencephalography, Eye blink, Power Spectral.

Conteúdo

Agradecimentos	v
Resumo	vii
Abstract	ix
Conteúdo	xi
Lista de Figuras	xv
Lista de Tabelas	xvii
Abreviações	xix
1. Introdução	1
1.1 Objetivos e Motivação	2
1.2 HealthyRoad	3
1.3 Estrutura	3
2. Sonolência	5
2.1 Aspectos Gerais da Sonolência	5
2.2 Sonolência na Condução	6
2.3 Anatomia e Fisiologia do Sono	8
2.4 Causas/Patologias	8
2.4.1 Fragmentação do Sono	9
2.4.2 Transtornos primários de alerta	9
2.4.3 Desordens circadianas	10
2.4.4 Doenças do sistema nervoso	10
2.4.5 Transtornos psiquiátricos	10
2.4.6 Medicação	10
2.5 Medidas Gerais de Quantificação da Sonolência	11
2.5.1 Medidas Subjetivas	11
2.5.2 Polissonografia	12

2.5.3	Teste de Latência Múltipla do Sono	12
2.5.4	Pupilografia	13
2.6	Medidas de quantificação da sonolência na condução	13
2.6.1	Medidas Baseadas nos Veículos	13
2.6.2	Medidas Biométricas Comportamentais	14
2.6.3	Parâmetros Fisiológicos	14
2.6.4	Avaliação Através de Observadores	15
3.	Eletroencefalografia	17
3.1	Potenciais Cerebrais	17
3.2	Princípios Básicos da EEG	18
3.2.1	Eléttodos	19
3.2.2	Sistema 10-20	20
3.2.3	Derivações	21
3.2.4	Impedância	22
3.2.5	Frequência de Amostragem	23
3.2.6	Artefactos	23
3.3	EEG e o Estudo do Sono	25
3.3.1	Bandas do Sinal EEG	25
3.3.2	Estágios do sono em análise de EEG	27
3.3.3	Situação Clínica e Simulação de Atividade	28
3.4	Piscar de olhos	32
3.4.1	Fisiologia do Piscar de Olhos	32
3.4.2	Sonolência e Piscares de Olhos	33
3.5	Deteção de Piscares de Olhos no EEG	35
4.	Metodologia de Aquisição EEG	39
4.1	Recolha dos sinais EEG	39
4.1.1	Equipamento EEG	39
4.1.2	Simulador	40
4.1.3	Recolha de dados	41
4.2	Avaliação <i>off-line</i> da sonolência	42
4.3	Pré-processamento do sinal EEG	45
4.3.1	EEGLAB	45
4.3.2	Tratamento dos dados	46
4.3.3	Pré-processamento dos Dados para Deteção de Piscares	47
4.3.4	Pré-processamento dos Dados para Análise da Potência Espectral	48
4.4	Considerações Finais	52
5.	Algoritmos de Processamento	53
5.1	Deteção e Análise do Piscar	53
5.2	Análise da Potência Espectral	63
5.3	Considerações Finais	68

6. Resultados e Discussão	69
6.1 Validação do algoritmo de detecção de piscares	69
6.1.1 Métodos de Validação	70
6.1.2 Resultados de Validação	71
6.2 Análise dos resultados	72
6.2.1 Piscar de Olhos no Estado de Alerta	73
6.2.2 Piscar de Olhos no Estado de Sonolência	77
6.2.3 Espectro de Potência e a Sonolência	85
6.3 Considerações Finais	95
7. Conclusão	97
Bibliografia	105
A. Anexos	107
A.1 Questionários realizados nas recolhas.	107

Lista de Figuras

3.1	Cargas nas camadas de interface elétrodo-eletrólito	20
3.2	Sistema Internacional 10-20 num registo de EEG de 64 elétrodos . . .	21
3.3	Amplificador diferencial	21
3.4	Princípios da amplificação	22
3.5	Representações gráficas dos ritmos cerebrais	26
3.6	Piscar de olhos	32
3.7	3 piscares de olhos visualizados no sinal EEG	36
3.8	Duração do piscar segundo duas definições diferentes	37
3.9	Diferentes piscares visualizados em EEG	37
4.1	Recolha de sinal no simulador	41
4.2	Instante de transição para Nível 1	44
4.3	Instante de transição para Nível 2	45
4.4	Filtragem do sinal entre 2 e 20 Hz	47
4.5	Análise dos Componentes Independentes no EEGLAB	48
4.6	Resultado da Análise dos Componentes Independentes no EEGLAB .	49
4.7	Identificação de um CI relacionado com o ruído provocado pelos piscares de olhos	51
5.1	Elétrodos pré-frontais filtrados entre 2 e 20 Hz	54
5.2	Sinal resultante da média dos 3 canais pré-frontais	54
5.3	Início e fim de cada piscar	58
5.4	Eliminação de falsos positivos	59
5.5	Falsos piscares eliminados com a delimitação das amplitudes máximas admitidas	60
5.6	Métricas analisadas a partir de FWWM	61
5.7	Métricas analisadas a partir de FWHM	62
5.8	Método de Welch com 50% de sobreposição	65
5.9	Visão geral do método de análise da potência espectral	66
5.10	Exemplo de um sinal e respetiva potência espectral num segmento de 2 s	67
6.1	Diferenças entre a análise das métricas segundo FWWM e FWHM . .	75

6.2	Diferenças entre os métodos FWWM e FWHM na análise da duração dos piscares	80
-----	--	----

Lista de Tabelas

3.1	Critério OSS.	29
5.1	Média dos máximos dos subintervalos de 3 sinais	56
5.2	Parâmetros para o algoritmo de análise e detecção dos piscares.	57
6.1	Relação ente os resultados obtidos pelo método e os dados reais.	70
6.2	Resultados da Validação	72
6.3	Frequência e amplitude médias dos piscares no estado de alerta.	73
6.4	Métricas do piscar em estado de alerta pelo método FWHM	74
6.5	Métricas do piscar em estado de alerta a partir de FWHM	76
6.6	Relação do nível 1 com o estado de alerta para a frequência e amplitude.	78
6.7	Relação do nível 1 com o estado de alerta para as métricas FWHM.	78
6.8	Relação do nível 1 com o estado de alerta para as métricas FWHM.	79
6.9	Frequência e amplitude dos piscares nos instantes anteriores ao nível 2.	81
6.10	Relação entro o estado de sonolência e estado de alerta para os dados obtidos por FWHM.	82
6.11	Relação entre o estado de sonolência e estado de alerta para os dados obtidos por FWHM	82
6.12	Potências relativas do nível 1 para os indivíduos que não saíram deste nível.	86
6.13	Potências relativas do nível 1 para os indivíduos que em algum momento atingiram o nível 2.	86
6.14	Potências relativas para os 15 segundos anteriores ao nível 2.	89
6.15	Potências relativas para os 10 segundos anteriores ao nível 2.	89
6.16	Potências relativas para os 5 segundos anteriores ao nível 2.	89
6.17	Potências relativas no instante em que é atingido o nível 2.	89

Abreviações

ADC	Conversão Analógico-Digital
CI	Componentes Independentes
DME	Diferença da média espacial
DFT	<i>Discrete Fourier Transform</i>
ECG	Eletrocardiografia/grama
ECoG	Electrocorticografia/grama
EEG	Eletroencefalografia/grama
EMG	Eletromiografia/grama
EOG	Eletrooculografia/grama
ESS	<i>Epworth Sleepiness Scale</i>
FFT	<i>Fast Fourier Transform</i>
FN	Falso Negativo
FP	Falso Positivo
FWHM	<i>Full Width at Half Maximum</i>
FWWM	<i>Full Width at Whole Maximum</i>
GABA	Ácido gama-aminobutírico
GUI	<i>Graphical User Interface</i>
ICA	<i>Independent Component Analysis</i>
KSS	<i>Karolinska Sleepiness Scale</i>
PSG	Polissonografia
PSD	<i>Power Spectral Density</i>
REM	<i>Rapid Eyes Movements</i>
SE	Sonolência Excessiva
SSS	<i>Stanford Sleepiness Scale</i>
SWAI	<i>Sleep Wake Activity Inventory</i>
TLMS	Teste de Latência Múltipla para o sono
VN	Verdadeiro Negativo
VFC	Variabilidade da Frequência Cardíaca
VP	Verdadeiro Positivo
VPP	Valor Preditivo Positivo

Introdução

A Sociedade Europeia de Pesquisa do Sono realizou muito recentemente um estudo, com dados de 19 países, que teve como objetivo estimar a prevalência, causas e consequências do adormecimento ao volante. A prevalência média de adormecimento ao volante nos últimos 2 anos foi de 17%, sendo que a média de acidentes relacionados com o sono foi de 7,0% (13.2% envolveram cuidados hospitalares nos condutores e 3.6% causou vítimas mortais). Portugal mostrou ser o quarto país com maior taxa de adormecimento ao volante [1]. Em vários outros estudos, realizados por todo o mundo, tem sido provado que a sonolência durante a condução é uma das principais causas dos acidentes de trânsito. Em particular, Klauer et al. [2] mostrou que quando o condutor conduz neste estado, o risco de ter um acidente aumenta entre quatro e seis vezes. No setor de transporte rodoviário, a sonolência do condutor é considerada a principal causa de acidentes de camiões pesados, sendo responsável por 60% dos acidentes fatais [3]. Por tudo isto, tem-se mostrado cada vez mais conveniente o desenvolvimento de sistemas que prevejam a probabilidade de um dado indivíduo não resistir a situações de sonolência ao volante, para uso em clínica, por exemplo, bem como de sistemas de monitoramento do estado físico e mental do condutor em tempo real, para alertar nos momentos críticos.

Uma das formas mais utilizadas para estudar a sonolência é a análise do espectro do Eletroencefalograma (EEG). Uma vez que os estudos de sonolência são feitos normalmente em ambiente clínico, onde os indivíduos estão desde o início das recolhas em estado de repouso e de olhos fechados, a maioria dos dados existentes acerca das mudanças no EEG com o aumento da sonolência não podem ser aplicados ao estudo em simulação de condução. Apesar de existirem alguns estudos neste âmbito, estes mostraram-se muitas vezes contraditórios [4, 5, 6, 7]. Contudo, esta é uma maté-

ria que merece grande interesse uma vez que é aconselhado, por exemplo, que os motoristas que fazem transportes de longa distância façam exames para análise das suas capacidades de resistir ao sono. Exames em simulação de atividade seriam mais reais e poderiam trazer informação complementar aos exames atualmente utilizados em clínica.

Além das alterações no espectro do EEG, o estudo da sonolência a partir das alterações comportamentais dos condutores também tem sido alvo de grande interesse. Em particular, as alterações nos piscares dos olhos, têm mostrado grande relação com a sonolência e também podem ser vistas nos sinais EEG. A análise dos parâmetros biométricos comportamentais pode trazer outra mais-valia: A possibilidade da avaliação da sonolência dos condutores em tempo real, sem necessidade de contacto com os indivíduos, o que pode evitar muitos acidentes. O EEG necessita do contacto físico com o condutor, o que se torna pouco prático e bastante incómodo, portanto, através de um padrão dos piscares, que nos leve ao estado de sonolência do condutor, poderá monitorizar-se o estado dos indivíduos, por exemplo por imagem (utilizando uma câmara e processamento de imagem para a deteção e análise do piscar), como é o caso do sistema que está a ser desenvolvido pela empresa *HealthyRoad*.

Assim, o estudo da sonolência em condução a partir de EEG poderá trazer resultados promissores para o avanço da tecnologia e conseqüente diminuição dos acidentes rodoviários.

1.1 Objetivos e Motivação

Ao longo dos anos, tem-se tornado cada vez mais evidente o efeito que a sonolência pode ter na condução, isto porque, facilmente se encontram pessoas que já vivenciaram situações de sonolência ao volante, pondo em risco as suas vidas e a dos que os rodeiam. São precisos novos métodos de diagnóstico de problemas de sono e dispositivos de monitoramento dos motoristas, principalmente motoristas de camiões de longa distância que dirigem à noite. Estes seriam posteriormente mais facilmente aplicáveis noutras áreas, como é o caso dos pilotos de aviões, maquinistas, capitães de navios e trabalhadores industriais sedentários. Para que esta inovação seja possível, é necessário um estudo muito profundo acerca da sonolência em condução, de forma a entender-se quais as mudanças que ocorrem nos indivíduos com o aumento desta. Só depois disto, se poderão desenvolver dispositivos credíveis, como é o objetivo da empresa *HealthyRoad*.

O principal objetivo deste projeto é realizar o estudo das alterações visíveis no

EEG com o aumento da sonolência dos condutores. Mais concretamente, pretende-se estudar o espectro de potência deste, bem como as alterações relacionadas com o piscar nos diferentes níveis de sonolência. Para alcançar este objetivo serão analisados dois métodos, implementados em *Matlab R2014*®¹, para análise de 17 sinais EEG recolhidos em simulação de condução. Além disso serão analisados os dados debitados pelos dois métodos de forma a concluir acerca das mudanças visíveis no EEG com o avançar da sonolência.

1.2 HealthyRoad

A *HealthyRoad*¹ é uma *startup*, que procura desenvolver soluções tecnológicas inovadoras na área da biometria, com o objetivo de solucionar problemas reais das mais diversas áreas de negócio. Atualmente, a empresa está focada na resolução de problemas relacionados com a sonolência e com o *stress*, para o sector automóvel e a segurança de infraestruturas.

O Sistema *HealthyDrive* desenvolvido por esta empresa, é um sistema de alerta e deteção de sinais de fadiga e sonolência nos condutores de veículos automóveis. Utiliza tecnologia avançada de análise biométrica, que permite monitorizar alterações de padrões faciais dos condutores com análise de dados em tempo real.

1.3 Estrutura

Este documento foi estruturado de forma a que o leitor se enquadre com facilidade no tema abordado. Pretende-se mostrar através deste os conhecimentos necessários para a elaboração de todo o projeto, bem como todas as suas etapas.

No **Capítulo 2** é feita uma contextualização teórica acerca da sonolência com foco na sonolência na condução, sendo descritos aspetos anatómicos e fisiológicos importantes, e algumas patologias relacionadas com o sono. Além disso são apresentadas as medidas de quantificação da sonolência, sendo posteriormente realizada uma descrição das medidas de quantificação de sonolência nos motoristas;

No **Capítulo 3** é abordado o EEG, sendo feita uma descrição do seu funcionamento e de como este pode ser utilizado para o estudo da sonolência, tanto a partir das bandas espectrais como a partir dos piscares de olhos. Ao longo deste capítulo é também feita uma breve revisão bibliográfica dos estudos existentes relativos à

¹ <http://www.healthyroad.pt/>

sonolência na condução utilizando dados da potência espectral do EEG e dados do piscar;

No **Capítulo 4** é descrito todo o processo de recolha dos sinais EEG em simulação de condução, bem como feita a descrição da amostra resultante destas recolhas. Posteriormente é relatado todo o pré-processamento feito nos sinais, de forma a eliminar o ruído e extrair os canais necessários;

No **Capítulo 5** são descritos os passos da implementação dos dois métodos elaborados. Primeiramente o método de deteção e análise do piscar e posteriormente o método de análise da potência espectral do EEG;

No **Capítulo 6** é feita uma validação do método de deteção de piscares. Posteriormente são analisados e discutidos os dados resultantes da aplicação dos dois métodos nos sinais da amostra, analisando-se as alterações detetadas no EEG com o evoluir da sonolência;

Finalmente no **Capítulo 7** é feita uma análise conclusiva do trabalho desenvolvido ao longo deste projeto, bem como apontadas possíveis melhorias a realizar em trabalhos futuros.

Sonolência

Neste capítulo, é abordado o tema sonolência com foco na sonolência na condução. Inicialmente são apresentados alguns aspetos gerais, explicitando os efeitos que esta pode ter na condução. São também descritos aspetos anatómicos e fisiológicos importantes, bem como as principais causas que a desencadeiam. Finalmente são mencionados os métodos de estudo da sonolência em geral e os mais utilizados para o estudo da sonolência em condução.

2.1 Aspetos Gerais da Sonolência

A sonolência é uma função biológica, definida como uma probabilidade aumentada para dormir [4]. Já a sonolência excessiva (SE), ou hipersónia, refere-se a uma propensão aumentada para o sono com uma compulsão subjetiva para dormir, adormecer instantaneamente e involuntariamente, e de ter ataques de sono quando este é inapropriado, como na condução [8]. Ambas são também definidas como estado entre o estado desperto e o sono, sendo geralmente observada com uma diminuição da vigilância [9].

As queixas de SE, geralmente encontradas na prática clínica, podem surgir a partir de uma variedade de desordens pertencentes a diferentes áreas da medicina, não só por causa da natureza neurológica do sintoma em si, mas também porque muitos distúrbios neurológicos primários estão associados com perturbações do sono [10]. Além disso, este é também o estado fisiológico normal na maioria dos indivíduos acima de um período de tempo sem dormir. Isto faz com que ritmos de trabalho cada vez mais acelerados, o trabalho por turnos e ambientes hostis pareçam favorecer o seu desenvolvimento, induzindo uma progressiva pioria do estado de saúde dos

indivíduos [11].

Geralmente são recomendadas 8 horas de sono diário, contudo é de salientar que este número tem sido questionado. A recente evidência epidemiológica sugere que a necessidade de sono real na população em geral pode estar mais perto das 7 horas. É importante reconhecer as variações nas necessidades de sono entre os indivíduos. As 7/8 horas de sono podem ser suficientes para a maioria dos indivíduos, mas insuficientes para evitar a privação de sono para aqueles que necessitam de mais. Os adolescentes geralmente precisam de mais sono do que os adultos, mas são os que estão mais facilmente expostos a longas privações de sono [10].

A sonolência pode também estar relacionada com um baixo nível de excitação e pode variar de acordo com o tempo, a postura e situação mas, quando ocorre em momentos inadequados ou em situações atípicas, torna-se patológica, como é o caso da narcolepsia, em que o indivíduo tem uma excessiva sonolência diurna [4]. Quando é este o caso, o diagnóstico preciso é importante, não só por causa dos impactos negativos da sonolência e das suas causas profundas na saúde e função social, mas também porque a SE é geralmente remediável com os tratamentos adequados.

Uma vez que todo o funcionamento mental é integrado, se existe algum déficit em qualquer função, o desempenho nas outras pode ser afetado em maior ou menor grau. Assim, tem vindo a ser demonstrado que diversas funções encontram-se diminuídas tanto em situações de fadiga como de SE. A nível individual, o próprio sintoma não se reduz apenas à eficácia pessoal na escola ou no trabalho, mas também leva a problemas de concentração, memória e humor, que têm impactos mais negativos sobre o desempenho. A memória e capacidade de planeamento estratégico podem ser afetados, assim como o prejuízo motor leve, mais relacionado à coordenação motora fina (agilidade e precisão), dificuldade de controlar impulsos e capacidade de raciocínio [8].

Sucintamente, a sonolência pode ser entendida como um estado fisiológico ou ‘de-sejo’, que promove o aparecimento de sono, e que é geralmente invertido ou saciado pela obtenção de um sono adequado (embora, como será mostrado posteriormente, nem sempre, dependendo da existência ou não de patologia e do tipo de patologia em questão).

2.2 Sonolência na Condução

Em condução, a sonolência ocorre mais frequentemente em viagens longas de trajetos fáceis, que tornam as viagens monótonas e aborrecidas, como é o caso das

autoestradas, sendo estes os locais onde o condutor poderá atingir velocidades maiores [12].

Um estudo canadiano concluiu que a sonolência pode ter grande interferência na *performance* do motorista [13]. Este verificou que a sonolência na condução normalmente tráz consequências como: aumento do tempo de processamento de informação; aumento do tempo de reação do motorista e conseqüentemente aumento do tempo de tomada de decisões; diminuição da motivação para manter um bom desempenho na condução; diminuição da excitação psicofisiológica e diminuição da vigília. A situação agrava-se quando é constatado que o condutor adormece momentaneamente. Mesmo que isto aconteça numa reduzida fração de segundos o condutor poderá perder por completo o controlo do veículo.

O adormecimento pode ser motivado por diversos fatores tais como, patologias existentes, cansaço acumulado, uma refeição pesada, poucas horas de sono ou simplesmente por uma noite mal dormida. Estes fatores aumentam consideravelmente o risco de acidente, sendo que a condução por largos períodos de tempo também é fator de causa para este acontecimento. Uma pessoa com menos de 5 horas de sono tem uma probabilidade de causar um acidente 50% superior [14]. Um estudo realizado em 2015 pela Sociedade Europeia de Pesquisa do Sono [1] verificou que as razões mais frequentes para o adormecimento ao volante foram poucas horas de sono na noite anterior (42.5%) e maus hábitos de sono (34.1%) do condutor. A sonolência ao volante mostrou ser mais frequente em indivíduos jovens; sexo masculino; que conduzem mais de 20 000 km por ano, com maior sonolência diurna e alto risco de síndrome da apneia obstrutiva do sono. Outros estudos têm afirmado que os motoristas privados de sono são tão perigosos quanto motoristas sob o efeito do álcool. Um estudo realizado em 2007, chegou à conclusão que os condutores que dirigem depois de estarem à mais de 17 a 19 horas acordados mostram um desempenho pior do que aqueles com um nível de álcool no sangue de 0.05% [14].

Segundo Sahayadhas et al. [12] a sonolência do condutor depende principalmente da qualidade do último sono, do ritmo circadiano¹ e do aumento da duração da tarefa de condução. Este estudo também afirma que os acidentes que normalmente ocorrem devido a SE têm um número de características: ocorrem entre a meia-noite e as sete da manhã ou durante o início da tarde (14:00-16:00), a maioria das vezes em estradas de alta velocidade, por despiste de um único veículo, sem marcas de

¹ Período de aproximadamente 24 horas sobre o qual se completam as atividades do ciclo biológico dos seres vivos, sendo influenciado principalmente pela variação de luz, temperatura, marés e ventos entre o dia e a noite [15].

derrapagem ou indicação de travagem. Além disso, o motorista é geralmente um jovem do sexo masculino, entre os 16 a 25 anos de idade e não há presença de passageiros. Além destas características este estudo enumerou alguns critérios que a polícia inglesa utiliza para identificar os acidentes que são causados por sonolência, tais como: nível de álcool no sangue do condutor abaixo do limite legal de condução; o veículo saiu da estrada ou colidiu contra a parte traseira de outro veículo; nenhum sinal de travagem; O veículo não tem defeito mecânico; boas condições climáticas e visibilidade clara; eliminação de hipóteses de excesso de velocidade ou condução muito perto do veículo da frente como causas potenciais [12].

Quando sonolento, a melhor maneira do condutor evitar riscos de acidente é fazer uma pausa e dormir por um tempo até que se sinta desperto novamente [13].

2.3 Anatomia e Fisiologia do Sono

A sonolência pode refletir o declínio dos processos que mantêm o estado de vigília, ou pode resultar de sistemas neuronais distintos que, quando agem, promovem o sono. Várias áreas do cérebro têm sido relacionadas com a manutenção do estado de alerta e início do sono, como o sistema de ativação reticular do tronco cerebral, cerúleo, núcleo dorsal da rafe e outros núcleos do tronco cerebral, tálamo, hipotálamo e córtex. Muitos neurotransmissores e peptídeos também são conhecidos por desempenhar papéis importantes na expressão de vigília e sono, tais como norepinefrina, serotonina, dopamina, o GABA (Ácido gama-aminobutírico), acetilcolina, histamina, o glutamato, a adenosina, a substância P, a interleucina-1 e prostaglandinas.

As orexinas também chamada hipocretinas, recentemente descobertas, mostraram ter bastante importância nos animais e na narcolepsia humana. Este neurotransmissor é dos principais responsáveis pela regulação da excitação, vigília e apetite. A forma mais comum de narcolepsia, na qual o doente perde rapidamente tônus muscular (cataplexia), é causada por uma falta de orexina no cérebro, devido à destruição das células que a produzem [10].

2.4 Causas/Patologias

A causa mais comum de sonolência diurna é o sono insuficiente. Segundo Guilleminaul et al. [10] um estudo americano concluiu que apenas um terço (33%) dos adultos dizem dormir pelo menos as 8 horas de sono por noite geralmente recomen-

dadas durante a semana de trabalho, além disso outro terço (33%) destes dizem dormir menos de 6.5 horas por noite. Acredita-se que o aparecimento da luz elétrica e como consequência o aumento do uso de tecnologias como televisão e computador, bem como a exigência de maiores horas de trabalho, estudos e compromissos sociais, são fatores que têm feito com que as pessoas estejam a dormir menos, aumentando as queixas de SE [8].

Apesar das horas diminuídas de sono, serem a principal causa da sonolência, existe um conjunto de outros fatores, que embora não sejam tão frequentes, podem ser os responsáveis pela SE dos indivíduos. Estes fatores são apresentados de seguida.

2.4.1 Fragmentação do Sono

A qualidade do sono é tão importante como a quantidade de sono. Um sono contínuo (não fragmentado por períodos de vigília) tem mostrado ser um dos fatores mais importantes para determinar se o indivíduo dormiu o suficiente.

As causas da fragmentação do sono podem ser várias, tais como fatores externos como ruído que acordam o indivíduo, distúrbios respiratórios relacionados ao sono; movimentos periódicos do sono, que são movimentos involuntários repetitivos, geralmente das pernas, mas ocasionalmente também os braços. Existe também uma variedade de condições médicas, que podem ser associadas à fragmentação do sono, incluindo a artrite, fibromialgia, espondilose, a dor crónica de qualquer natureza, angina noturna, epilepsia, asma, doença pulmonar obstrutiva crónica, alcoolismo, disfunções urinárias e gastrointestinais (por exemplo, úlcera péptica), refluxo gastro-esofágico e síndrome do cólon irritável [10].

2.4.2 Transtornos primários de alerta

Existe um conjunto de desordens primárias de alerta relacionadas com a sonolência, a narcolepsia, hipersónia idiopática e o Síndrome Kleine-Levin são as mais comuns. Estas apresentam como principal característica a sonolência excessiva dos indivíduos e são mais frequentes em jovens. Nos indivíduos com estas patologias muitas vezes a sonolência diurna torna-se irresistível, levando a episódios de sono em momentos inoportunos, chamados ‘ataques de sono’ [8, 10].

2.4.3 Desordens circadianas

O ciclo circadiano é regulado pelo hipotálamo, sendo um importante determinante do estado de alerta ou sonolência em todo o período de 24 horas. O ciclo é alterado por fatores tais como a atividade física e, especialmente, a luz ambiental. Se este ciclo fisiológico fica dessincronizado com o principal período de sono ou com a programação diária, pode ocorrer uma sonolência diurna excessiva. Situações transitórias deste tipo, como *jet-lag* (transição para países com fuso horário muito diferente) ou mudanças de turnos de trabalho, não representam uma dificuldade diagnóstica [8].

2.4.4 Doenças do sistema nervoso

A SE pode estar associada a desordens do sistema nervoso central ou periférico, sendo estas uma característica clínica de muitas encefalopatias. A sonolência diurna excessiva pode dominar o quadro de sintomas destes distúrbios, principalmente nos casos crônicos. Lesões cerebrais, incluindo acidentes vasculares cerebrais, tumores, cistos, abscessos, hematomas, malformações vasculares e múltiplas placas de esclerose são conhecidos como produtoras de SE. Esta sonolência pode resultar do envolvimento direto de regiões cerebrais ou por causa de efeitos sobre a continuidade do sono, causando a sua fragmentação [10].

2.4.5 Transtornos psiquiátricos

Os transtornos psiquiátricos são frequentemente associados ao o sono interrompido. Isto é especialmente verdade para a depressão. Embora a maioria dos pacientes com depressão e perturbações do sono sofram de insônia, alguns deles têm o oposto, ou seja SE. Existem também os pacientes a que lhes é atribuída ‘hipersônia psicogénica’. Geralmente são adultos jovens que se queixam de SE e que geralmente têm um tempo de latência para o sono um pouco inferior. Alguns estudos indicam que estes indivíduos normalmente estão mais tempo na cama, mas apresentam uma baixa eficiência do sono (razão entre o tempo total de sono e o tempo total na cama). Estes pacientes desenvolvem frequentemente sintomas após um período prolongado de *stress* ou após um período de sono interrompido [10].

2.4.6 Medicação

Um variado número de medicações podem produzir SE, incluindo sedativos, hipnóticos, ansiolíticos, anti-histamínicos, antidepressivos, anti-hipertensores, anticon-

vulsivantes e neurolépticos. Existe uma considerável variação na suscetibilidade individual a este respeito. Interações medicamentosas ou transtornos metabólicos (como a doença hepática) podem levar a SE com doses que poderiam parecer insignificantes [8].

2.5 Medidas Gerais de Quantificação da Sonolência

Vários métodos têm sido utilizados para medir a sonolência. Esta subsecção fornece uma apresentação dos principais métodos utilizados, principalmente em prática clínica.

2.5.1 Medidas Subjetivas

As medidas subjetivas de avaliar a sonolência baseiam-se principalmente em escalas de avaliação, sendo na sua maioria instrumentos de autoavaliação. Usar uma escala deste tipo é barato, simples e menos demorado. Contudo, tem alguns inconvenientes, tais como, as falsificações não intencionais e até mesmo as propositadas, que se dão quando os indivíduos não caracterizam bem a sua situação.

As escalas de avaliação de sonolência incluem duas categorias principais. A primeira, é utilizada para avaliar o ‘estado atual’ de sonolência, exemplo desta é a escala de sonolência de Stanford (*Stanford Sleepiness Scale*-SSS), que é uma escala com sete níveis progressivos de vigiância, sendo pedido aos indivíduos para indicarem o nível que melhor descreve o seu estado atual [11, 16, 17]. A escala de sonolência de Karolinska (*Karolinska Sleepiness Scale*-KSS), mais vulgarmente utilizada é idêntica à anterior mas com nove níveis [12]. Ingre et al. [18] verificou que um aumento da duração de piscares e a presença de sinais fisiológicos relacionados com a sonolência são predominantes nas classificações KSS entre 5 e 9, no entanto, a classificação subjetiva não coincide plenamente com as medidas fisiológicas e comportamentais baseadas em veículos.

As escalas referidas anteriormente são usadas para medir as mudanças de curto prazo na sonolência, considerando-a como um estado característico, ou seja, como consequência das flutuações de vigiância diária ou causado por situações atípicas (como a privação do sono) [11, 17]. Outros testes medem um nível global de sonolência, ou seja, identificam a sonolência diurna como um componente característico ou aspeto estável e constante de cada sujeito, por isto estes métodos não são adequados

para medir a sonolência na condução. A escala de sonolência de Epworth (*Epworth Sleepiness Scale-ESS*) e o *Sleep Wake Atividade Inventory (SWAI)* pertencem a esta categoria [11, 17].

O que se consegue constatar é que variações súbitas não podem ser detetadas utilizando medições subjetivas. Outra limitação deste método é que a necessidade de introspecção alerta o motorista, reduzindo assim o seu nível de sonolência, o que pode interferir automaticamente nas investigações. Além disso, é difícil obter *feedback* acerca da sonolência de um motorista numa situação real. Por conseguinte, enquanto as avaliações subjetivas podem ser úteis para ajudar na determinação da sonolência de um ambiente simulado, as restantes medidas podem ser mais adequadas para a deteção de sonolência num ambiente real.

2.5.2 Polissonografia

Vários estudos referem que a polissonografia (PSG) é considerada ‘o padrão de ouro’ atual para medir o sono [19]. A PSG e a medicina do sono iniciaram-se e evoluíram juntas a partir do final da década de 50, sendo que o seu início foi precipitado pela descoberta e caracterização do sono paradoxal e das apneias do sono. Por isto acabou por se tornar no procedimento padrão na prática clínica, tornando-se essencial para a investigação do sono, e dos seus distúrbios [20].

A PSG emprega a colocação de vários elétrodos de superfície no paciente, que fazem o registo de múltiplos parâmetros fisiológicos durante o sono, incluindo a dinâmica do cérebro a partir da eletroencefalografia (EEG), os movimentos dos olhos, a atividade muscular, a fisiologia cardíaca e a função respiratória. Os dados das séries temporais são agregados, processados e examinados visualmente, ou matematicamente transformados a fim de revelar perceções sobre os estados do sono-vigília e muitos aspetos fisiológicos [19]. Esta técnica é utilizada principalmente para estudar as noites de sono completas, não sendo muito direcionadas apenas para o estudo do estado de sonolência.

2.5.3 Teste de Latência Múltipla do Sono

O teste de latência múltipla do sono (TLMS) é normalmente realizado imediatamente após uma polissonografia durante a noite (para garantir um sono adequado durante a noite anterior e para excluir causas evidentes de perturbação do sono noturno, o que explicaria os sintomas diurnos) [10, 21]. Este baseia-se na ideia de que

a sonolência é uma necessidade fisiológica de sono, sendo que uma maior tendência para adormecer indica uma maior sonolência [11].

Durante o TLMS, o indivíduo é obrigado a deitar-se num quarto escuro para adormecer. São realizadas quatro ou cinco sessões, cada uma delas com uma duração de 20 a 30 minutos e com intervalos entre elas de 1 hora. Se os indivíduos não adormecerem a duração máxima de cada ensaio é de 20 min. Após este período, eles podem levantar-se e continuar as suas atividades [22].

A latência do sono, ou seja o tempo decorrido entre o estímulo para o sono e a resposta, é medida através de medidas eletrofisiológicas e definida como o tempo decorrido entre o apagar das luzes e a primeira época do sono.

2.5.4 Pupilografia

A pupilografia tem como base as alterações na estabilidade da pupila. Atualmente este método é pouco utilizado para avaliar a sonolência, uma das razões é por este ser limitado pela queda da pálpebra superior, que ocorre com sonolência e tende a obscurecer a pupila.

2.6 Medidas de quantificação da sonolência na condução

Como foi possível verificar na secção anterior, várias ferramentas foram desenvolvidas para avaliar a sonolência de forma mais objetiva, mas cada uma delas tem deficiências. Estes instrumentos exploram diferentes aspetos da sonolência e várias ferramentas podem ser necessários para avaliar um determinado paciente. Os investigadores devem reconhecer as limitações dos métodos disponíveis e seleccioná-los de acordo com o problema a ser abordado [10].

A investigação tem tentado adaptar-se ao problema da sonolência na condução usando principalmente os métodos apresentados nas secções seguintes.

2.6.1 Medidas Baseadas nos Veículos

Um dos métodos mais utilizados para medir a sonolência dos motoristas envolve medições diretamente relacionadas com veículos. Na maioria dos casos, essas medidas são determinadas num ambiente simulado, colocando sensores em vários componentes do veículo, incluindo o volante e o pedal de aceleração. Os sinais enviados pelos

sensores são então analisados para determinar o nível de sonolência do condutor.

As duas medidas baseadas em veículos mais utilizadas são os movimentos do volante e o desvio padrão da posição da estrada [12]. Algumas pesquisas concluíram também que a privação do sono pode resultar numa maior variabilidade na velocidade de condução [23].

2.6.2 Medidas Biométricas Comportamentais

Uma pessoa sonolenta, exibe normalmente uma série de movimentos faciais característicos, tais como duração mais longa do piscar dos olhos, o movimento da pálpebra lento, menor grau de abertura dos olhos, o balancear da cabeça, bocejos, olhar (estreiteza na linha de visão), expressão facial lenta, postura e inclinação [3, 12].

Os métodos que se centram na abordagem física do condutor podem ser classificados como sendo de contacto ou sem contacto com o condutor. Os métodos de contato envolvem a detecção de movimento do motorista pelo contato direto de sensores, por exemplo, através do uso de um boné ou óculos com sensores ou até mesmo sensores ligados ao corpo. Os métodos sem contacto fazem uso de câmaras de vídeo para detetar mudanças. Depois de capturar o vídeo, algumas técnicas de processamento de imagem são aplicadas para detetar o rosto, olhos ou boca, sendo que a principal limitação do uso de uma abordagem baseada em visão é a iluminação, uma vez que câmaras normais não gravam bem à noite. Além disso, a maioria dos métodos estudados foram testados em dados obtidos a partir de motoristas que imitam o comportamento sonolento, em vez de dados de vídeo reais em que o motorista fica naturalmente sonolento [3, 12, 24].

Após localizar a região específica de interesse dentro da imagem, características como a percentagem de fechamento dos olhos, frequência e duração dos piscares, frequência de bocejos e ângulo da cabeça, são extraídas. O comportamento é então analisado e classificado como normal, ligeiramente sonolento ou muito sonolento através da utilização de métodos de classificação [12]. Vural et al. [25] por exemplo, fez a classificação automática dos estados de sonolência, através da análise por imagem de cerca de 30 ações faciais.

2.6.3 Parâmetros Fisiológicos

Na tentativa de encontrar medidas mais precisas de sonolência, surgiu o interesse de alguns investigadores na identificação de parâmetros fisiológicos que indiquem o nível de sonolência em indivíduos acordados e em atividades que exijam atenção, como a

condução [24]. Os parâmetros propostos por estes investigadores podem ser divididos em três categorias principais: eletrocardiograma (ECG), eletroencefalograma (EEG) e eletrooculograma (EOG).

A frequência cardíaca também varia significativamente entre as diferentes fases de sonolência. Por isso, o ritmo cardíaco, que pode ser facilmente determinada pelo sinal ECG, pode também ser utilizados para detetar a sonolência. A proporção de baixa frequência cardíaca para alta frequência cardíaca no ECG diminui progressivamente à medida que o motorista avança do estado desperto para o estado sonolento. Alguns estudos têm medido a sonolência usando a variabilidade da frequência cardíaca, outros analisam os intervalos RR (alterações do ritmo cardíaco, batimento a batimento) [9, 12].

O EEG é o sinal fisiológico mais utilizado para medir a sonolência em clínica, havendo já padrões standardizados para estes casos. Isto faz com que o número de estudos relacionados com a sonolência em atividade que utilizam este exame seja mais elevado do que os estudos que usam outros exames. O que se tem verificado é que os resultados muitas vezes são contraditórios quanto às mudanças da potência espectral de um EEG. Isto será mais aprofundado no capítulo seguinte.

O sinal de EOG permite identificar a sonolência do motorista através de movimentos oculares. A diferença de potencial elétrico entre a córnea e a retina gera um campo elétrico que reflete a orientação dos olhos e que pode ser verificada no neste sinal. Parâmetros como as variações na frequência e duração dos piscares podem ser bons indicadores do avançar da sonolência dos indivíduos. Apesar do EEG ser, na maioria das vezes, utilizado para estudo das potências espectrais, este pode também ser utilizado para medir algumas alterações nos parâmetros oculares, uma vez que os piscares dos olhos podem ser detetáveis nos elétrodos pré-frontais deste exame [9, 12].

2.6.4 Avaliação Através de Observadores

Neste método a classificação é feita por um observador em escalas semelhante às das escalas subjetivas. Baseia-se na existência de um observador que analisa em tempo real ou posteriormente a partir de vídeo, a presença de indicadores comportamentais de sonolência, como por exemplo, o encerramentos de pálpebra, bocejos, olhar vago, movimentos do corpo ou balancear da cabeça. Os resultados de estudos anteriores indicam que estas classificações são confiáveis e consistentes [13].

A maioria dos estudos utiliza este método como uma base para possibilitar con-

clusões nos métodos anteriores, não utilizando este método de forma isolada. Por exemplo, em alguns estudos são analisados os momentos de sonolência dos indivíduos pelo observador, para posteriormente serem verificadas as alterações nos parâmetros fisiológicos dos indivíduos nos diferentes níveis de sonolência identificados.

Eletroencefalografia

Neste capítulo é abordado o estudo da sonolência a partir de EEG, tanto através da potência espectral dos sinais, como pela detecção dos piscar de olhos. Inicialmente, para melhor entendimento do sinal captado por este exame, é descrita a origem dos potenciais cerebrais, descrevendo de forma resumida a morfologia e funções do sistema nervoso central. Posteriormente são apresentados os princípios básicos do EEG, abordando temas que são fundamentais para uma boa recolha deste exame. Por fim, é feita uma descrição de como este exame pode ser utilizado para o estudo da sonolência, realizando também uma revisão bibliográfica dos estudos existentes relativos à sonolência na condução utilizando dados da potência espectral do EEG e dados do piscar.

3.1 Potenciais Cerebrais

A origem de potenciais cerebrais baseia-se nas propriedades eletrofisiológicas intrínsecas ao sistema nervoso. A identificação da fonte geradora e o campo elétrico de propagação são a base para o reconhecimento dos padrões eletroencefalográficos como normais ou anormais.

Os EEGs gravados na superfície do couro cabeludo representam a atividade elétrica gerada por um grande número de neurónios. Os sinais elétricos são criados quando as cargas elétricas se movem dentro do sistema nervoso central.

A função neuronal é normalmente mantida por gradientes iónicos estabelecidos por membranas neuronais. Normalmente existe um potencial de repouso da membrana (difusão) devido ao efluxo de cargas positivas (Potássio) mantendo um equilíbrio eletroquímico de -75 mV. Com a despolarização, um influxo de iões de cargas

positivas (Sódio) que excede o estado normal de repouso eletroquímica ocorre. A abertura do canal no interior da bicamada lipídica é feita através de um mecanismo dependente da voltagem, e o encerramento é dependente do tempo. A condução para porções adjacentes das membranas das células nervosas resulta num potencial de ação, quando o limiar de despolarização é excedido.

No entanto, são os potenciais sinápticos que são a fonte mais importante do fluxo de corrente extracelular que produz os potenciais cerebrais, vistos após amplificação do EEG. Os potenciais excitatórios pós-sinápticos fluem para o interior da célula através de iões de Sódio ou de Cálcio. Potenciais pós-sinápticos de inibição fluem na direção oposta, e envolvem iões de Cloreto ou Potássio. Estes potenciais somados tem uma duração mais longa do que os potenciais de ação e são responsáveis pela maior parte das curvas EEG. O tronco cerebral e o tálamo servem como geradores subcorticais para sincronizar os neurónios neocorticais tanto em situações normais (por exemplo, elementos do sono) como em situações anormais.

O volume de condução caracteriza o processo de fluxo de corrente a partir do gerador cerebral até ao eléctrodo de registo. As células piramidais são o maior contribuinte dos potenciais sinápticos que compõem o EEG. Todos os geradores são constituídos por um polo positivo e um negativo, que funcionam como um dipolo. O EEG mostra a variação dos campos de voltagem nos diferentes locais do couro cabeludo ao longo do tempo [26].

3.2 Princípios Básicos da EEG

A eletroencefalografia foi desenvolvida pelo psiquiatra alemão Hans Berger em 1929, sendo até hoje considerada o sistema padrão para medir a atividade cerebral, o que a torna, portanto, o sistema mais utilizado. Esta regista o sinal eléctrico gerado pela ação cooperativa dos neurónios, ou mais precisamente, a sequência temporal dos potenciais extracelulares de campo gerados pela sua ação síncrona. A aquisição do EEG pode ser realizada através de eléctrodos colocados sobre o escalpe ou diretamente sobre o córtex. No último caso, o registo é chamado de electrocorticograma (ECoG).

A amplitude de um EEG gravado com eléctrodos sobre o escalpe de um indivíduo normal e acordado é de 10-100 microvolts (μV) enquanto para eléctrodos colocados sobre o córtex, as amplitudes de sinal aumentam para 500-1500 μV . Quando os indivíduos apresentam patologias, como é o caso de um paciente epilético, as amplitudes de EEG podem aumentar cerca de uma ordem de grandeza. Este exame é capaz de medir a atividade a cada milésimo de segundo [13].

Os padrões mais confiáveis em consistência e ocorrência são as ondas beta (13-30 Hz), as ondas alfa (8-12 Hz), as ondas teta (4-7 Hz) e ondas delta (1-3 Hz). O padrão gravado difere durante as diferentes fases do sono, mas também ao realizar tarefas cognitivas, aumentando a atenção, em tarefas manuais ou devido a doenças do cérebro [27].

Uma variedade de fatores, podem influenciar a qualidade dos sinais medidos. Serão apresentados de seguida, alguns aspetos importantes a ter em conta na recolha de um EEG.

3.2.1 Eléttodos

Um eléttodo pode ser considerado um transdutor capaz de converter correntes de iões em correntes elétricas. Este funciona como uma interface entre o corpo e o dispositivo eletrónico, o que torna possível a medição e gravação dos potenciais, ou seja das correntes do corpo. No registo EEG, podem ser utilizados até 256 eléttodos, dependendo da finalidade da gravação. A vantagem da utilização de um grande número de canais de EEG é obter informações espacial de como a energia do EEG vai mudando de uma banda de frequência para outra [13].

Como foi mencionado anteriormente a atividade cerebral é na ordem dos microvolts (μV). Esta atividade é amplificada para ser captada pelos eléttodos do escalpe. A atividade elétrica de uma determinada área (altura, largura e profundidade) determina o potencial elétrico captado no escalpe. Quando qualquer metal é colocado em contato com um eletrólito, surge uma tensão entre o metal e o eletrolítico. Esta tensão ocorre devido a formação de uma camada de cargas elétricas na superfície do eléttodo e outra camada de cargas opostas no eletrólito e está representada na figura 3.1. Os eléttodos de superfície são geralmente projetados no formato de discos de metal e são afixados no escalpe com gel condutivo (eletrolítico). O diâmetro dos eléttodos pode variar de 4 a 10 mm e alguns modelos possuem um furo central pelo qual o gel eletrolítico pode ser introduzido depois da fixação do eléttodo no escalpe [27]. Existem diversos tipos de eléttodos, que podem ser usados pelos sistemas de EEG, tais como: Descartáveis, pré-processados e sem necessidade de gel condutor, eléttodos de disco reutilizáveis, podendo estes ser de ouro, prata, estanho, platina ou aço inoxidável, eléttodos de agulha, para medições mais precisas porém invasivas. Atualmente existem toucas que já contêm os eléttodos colocados no local correto, o que torna a fixação destes mais fácil.

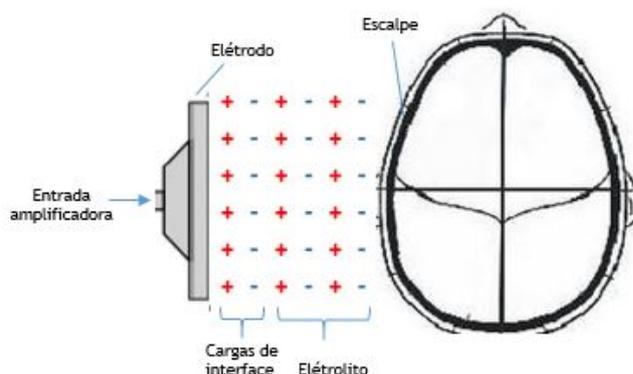


Fig. 3.1: Cargas nas camadas de interface eletrodo-eletrólito.

3.2.2 Sistema 10-20

O conhecimento da posição de cada eletrodo é fundamental para a sua interpretação. Como tal, de maneira a facilitar este processo, a Federação Internacional das Sociedades de EEG e Neurofisiologia Clínica recomenda um esquema, denominado 10-20. O sistema 10-20, internacionalmente padronizado, é o sistema de derivações normalmente utilizado no registo do EEG. Esta nomenclatura refere-se à disposição dos eletrodos que são marcados dividindo o crânio em proporções de 10% ou 20% do comprimento das distâncias entre as posições de referência, que são o násio (ponte do nariz), ínion (projeção de osso na parte de trás da cabeça) e os pontos pré-auriculares direito e esquerdo (depressões em frente das orelhas).

A montagem segundo o sistema 10-20 inclui no mínimo 21 eletrodos. A nomenclatura de cada eletrodo indica a região do cérebro onde este se localiza (FP, lobo pré-frontal ou frontal polar; F, lobo frontal; T, lobo temporal; C, sulco central; P, lobo parietal; O, lobo occipital). O número ou a segunda letra identificam a sua localização hemisférica, Z refere-se à linha zero que se encontra no centro da cabeça; números pares representam o hemisfério direito; números ímpares representam o hemisfério esquerdo. Os números são em ordem crescente com o aumento da distância ao centro.

Apesar dos 21 eletrodos do sistema 10-20 cobrirem toda a convexidade do crânio para a obtenção dos registos eletroencefalográficos de rotina, muitas vezes não são suficientes para outros estudos, podendo ser necessário o uso de eletrodos adicionais. Como por exemplo, quando é necessária uma avaliação mais precisa em pacientes candidatos a cirurgia de epilepsia. Quando são necessários eletrodos de superfície adicionais, estes são colocados a meia distância entre os pontos do sistema 10-20

e podem melhorar a localização espacial de atividades ictais e interictais [27]. A figura 3.2 representa a montagem de um EEG de 64 elétrodos segundo o sistema 10-20.

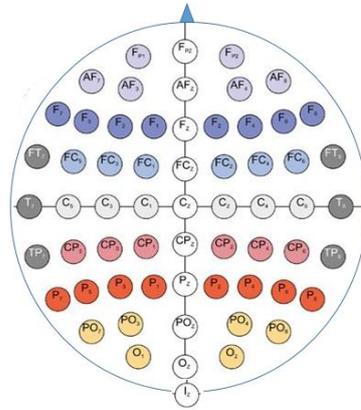


Fig. 3.2: Sistema Internacional 10-20 para colocação de elétrodos num registo de EEG de 64 elétrodos (adaptado de: [28]).

3.2.3 Derivações

Cada linha horizontal visualizada num sinal EEG é gerada por duas entradas de elétrodos, e chamada canal. Os canais são chamados de acordo com os respetivos elétrodos. Como representado na figura 3.3, os equipamentos de EEG usam um amplificador diferencial com duas entradas para produzir cada canal. A cada entrada é ligado um elétrodo [27].

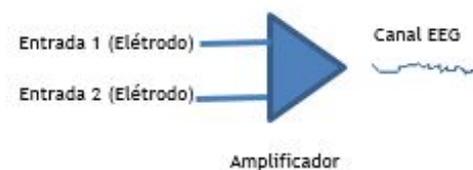


Fig. 3.3: Amplificador diferencial.

O amplificador mede a diferença de tensão entre os dois sinais das duas entradas. O sinal resultante é amplificado e posteriormente apresentado como um canal de atividade EEG. Como se pode ver na figura 3.4, quanto maior a diferença dos sinais maior é o pico do canal [27].

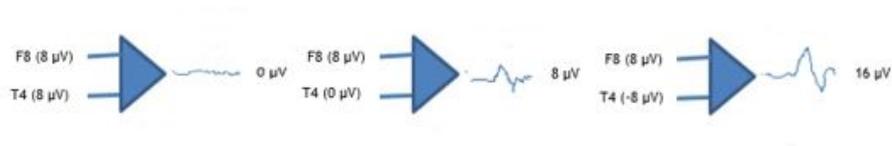


Fig. 3.4: Princípios da amplificação.

Os dois elétrodos que estarão ligados a cada amplificador variam consoante a montagem. Cada montagem pode utilizar uma das três derivações de gravação padrão: referência comum, média ou bipolar. Na derivação bipolar, cada elétrodo é ligado a um elétrodo colocado longitudinalmente ou transversalmente a si. Na montagem bipolar longitudinal, as ligações são feitas em linhas retas da frente para trás da cabeça, nesta o primeiro amplificador pode comparar por exemplo Fp1 com F3 e o segundo F3 com C3 e por ai adiante. Na montagem bipolar transversal a atividade das ondas cerebrais é lida de um lado para outro da cabeça, por exemplo, nesta um amplificador pode comparar Fp2 com Fp1 e outro F4 com F8 [27, 29]. Este tipo de montagem é benéfico para detetar anomalias entre os dois lados do cérebro, como picos de atividade num lado do cérebro em relação ao outro, podendo-se comparar áreas cerebrais. A presença ou não de assimetria no EEG entre os dois lados do cérebro podem indicar aspetos de interesse clínico.

Em contraste, na montagem referencial todos os elétrodos são comparados à mesma referência. Na derivação de referência comum todos os elétrodos são ligados a outros elétrodos colocados em pontos onde não haja registo de atividade cerebral, tipicamente os lóbulos da orelha ou os mastoides. Esta referência pode ser A1 ou A2 apenas, ou então a combinação de A1 e A2 [29]. Na derivação de referência média é utilizada a média da atividade de todos os elétrodos. O sinal resultante é então utilizado como um elétrodo de referência. Através da montagem referencial é possível fazer comparações do registo de EEG entre diversos pontos, sendo possível reconhecer padrões de atividade cerebral relacionados com estímulos específicos, ou durante a gravação de potenciais relacionados com eventos. Esta montagem deve ser usada quando se pretende localizar o evento de interesse, como por exemplo o piscar dos olhos [27].

3.2.4 Impedância

Verificar a impedância dos elétrodos, consiste em aplicar uma pequena voltagem nos elétrodos para medir a quantidade de corrente que passa no circuito formado pelas

suas derivações. Quanto maior a impedância entre o córtex e os elétrodos, maior distorção do sinal. Atualmente é recomendado que a impedância entre os elétrodos e o escalpe seja menor que 5 kOhm. Sempre que um eletrodo apresente valores maiores, deve ser adicionado gel eletrolítico, reposicionado e eletrodo, ou trocado se possível e necessário [26].

3.2.5 Frequência de Amostragem

Com o evoluir da tecnologia, atualmente os sistemas EEGs usados são praticamente todos digitais. Um sistema de EEG digital converte a forma da onda para uma série de valores numéricos. Este processo é conhecido como conversão analógico-digital (ADC).

A taxa em que os dados da forma de onda são amostrados, de modo a convertê-los num formato numérico, é conhecida como frequência de amostragem. Segundo o teorema de Nyquist, esta deve ser no mínimo duas vezes superior à frequência máxima de interesse do sinal. Quando este critério não é obedecido, ocorre o chamado efeito ‘*Aliasing*’, e o sinal de saída é completamente distorcido [30]. Considerando uma frequência de amostragem de 256 Hz, isto significa que por segundo são debitados 256 dados numéricos da forma da onda.

3.2.6 Artefactos

As gravações de sinal EEG contêm sempre artefactos/ruído que dificultam a análise dos sinais. Estes artefactos podem ser vistos como distorções/alterações devido a sinais de origem distinta da atividade cerebral que se pretende analisar [31]. De forma a melhorar a qualidade do sinal e a sua interpretação é importante minimizar os artefactos e para tal é necessário compreender as suas fontes.

O ruído do EEG pode surgir através de fontes neuronais quando componentes não relacionados com o sinal-alvo são capturados, ou pode ser gerado por fontes não-neuronais tais como movimentos musculares, principalmente dos músculos faciais, sinais cardíacos, movimentos oculares e piscares de olhos, interferência da linha elétrica, entre outros. Normalmente são caracterizados por altas amplitudes [32]. Tais sinais podem enganar o intérprete, fazendo-o acreditar que essas fontes são anormais ou epileptiformes. O problema é ainda mais complexo quando a frequência ou a amplitude do ruído e do sinal-alvo são semelhantes. Contudo, em caso de dúvida, cabe ao intérprete do EEG assumir que a fonte é um artefacto até que se prove o contrário [26].

Um dos artefactos mais comuns surge pelo movimento dos eléctrodos que advém tanto da sua má colocação como do movimento dos indivíduos. Este cria distúrbios no equilíbrio químico que é estabelecido na interface eléctrodo-electrólito originando biopotenciais não desejados. Para minimizar interferências deste tipo, deve-se assegurar que os eléctrodos estejam colocados da melhor forma possível e bem fixos. Contudo é muito difícil não ter algumas interferências deste tipo pois não é possível garantir que o movimento dos indivíduos não interfira no movimento dos eléctrodos.

Para um bom sinal é também fundamental a boa condutividade cutânea, quando esta não existe surgem interferências. Para diminuir este risco, deve proceder-se a um bom cuidado de limpeza do couro cabeludo (por exemplo com álcool e esfoliante), o gel eletrolítico também surgiu para melhorar esta condutividade uma vez que homogeneiza o contacto entre o eléctrodo e a pele e diminui a impedância da ligação pele-eléctrodo.

O artefacto ‘piscar de olhos’ é gerado pelo potencial eléctrico produzido pelo movimento vertical do olho. Este artefacto pode ser reduzido em clínica quando se pede aos pacientes para fecharem os olhos, contudo quando estes estão em situação de atividade, a remoção deste artefacto torna-se um processo muito difícil.

Os sinais musculares que são produzidos durante uma convulsão, contração muscular individual ou com o movimento são devidos ao aumento do tônus muscular e normalmente resultam em ruído de grande amplitude, estes podem ser minimizados mantendo o indivíduo o mais imóvel possível.

Um artefacto ambiental ou eléctrico ocorre quando os circuitos electrónicos, que podem ser causados por dispositivos implantados cirurgicamente (como *pacemakers*), produzem sinais internos indesejáveis que contaminam a gravação EEG. Da mesma forma as linhas de corrente eléctrica nas proximidades podem criar interferência externa de 50 Hz, pela indução de campos magnéticos criados a partir de fluxo de corrente nas proximidades. Equipamentos como aquecedores e computadores podem ser um desafio para localizar a origem do artefacto. Além disso, as linhas telefónicas podem interferir no sinal, produzindo normalmente um artefacto em todos os canais durante a gravação [26]. A interferência eletromagnética pode ser atenuada pela utilização de um andar de entrada diferencial, uma vez que se o ruído for idêntico nas duas entradas será minimizado pela rejeição de modo comum do andar. A eficácia desta técnica de minimização de erro é dependente da distância entre os eléctrodos, sendo tanto mais eficaz quanto mais próximos estiverem os eléctrodos. Por blindagem e filtragem também é possível reduzir os efeitos desta interferência. Na blindagem o que se pretende é proteger o sistema da radiação circundante por meio

de uma armadura ligada à massa do dispositivo, atenuando, eficazmente, o acoplamento capacitivo (causado pelo campo elétrico). No caso deste método se revelar insuficiente pode-se recorrer também a técnicas de filtragem. Muitas vezes antes de o sinal ser convertido para digital, aplicam-se as etapas de filtragem, contudo em algumas topologias, como a usada neste projeto, a filtragem do sinal ocorre após a conversão. Na filtragem, são removidas as frequências indesejadas. Por exemplo, ao aplicar um filtro passa-alto de 0.5 Hz, normalmente diminuísse o ruído causado pela respiração e por movimentos musculares, já um filtro passa-baixo de 50 Hz elimina a interferência elétrica de 50 Hz [27].

3.3 EEG e o Estudo do Sono

O sinal de EEG é considerado por muitos o sinal mais fiável para medir o estado de sonolência dos indivíduos. Para obter medições de EEG durante a sonolência, é necessário que os dados adquiridos tenham períodos de transição de vigília para o início do sono, não sendo necessário avaliar todas as fases do sono, mas apenas a fase entre a vigília e o início do sono (Estágio I do sono) [33]. Uma série de estudos têm sido realizados em motoristas com a utilização de sinais EEG. A maioria destes relataram que a abordagem fisiológica para deteção de sonolência pode proporcionar resultados muito precisos com forte correlação entre estes sinais e o estado cognitivo do condutor [14, 32, 34].

O sono é um estado fisiológico cíclico, que em clínica é caracterizado por 5 estágios fundamentais, que se diferenciam de acordo com o padrão do EEG e a presença ou ausência de movimentos oculares rápidos (*rapid eye movements*: REM), além de mudanças em diversas outras variáveis fisiológicas, como o tónus muscular e o padrão cardiorrespiratório [35].

3.3.1 Bandas do Sinal EEG

Para se conseguir entender como é habitualmente feito o estudo eletrofisiológico do sono em clínica, é necessário primeiramente saber que o espectro de frequências do EEG é subdividido em diferentes gamas de frequência. A figura 3.5 ilustra as suas representações gráficas. As ondas **delta** (δ), com uma frequência inferior a 4 Hz, estão relacionadas com o estado de sono profundo. Normalmente estas têm uma amplitude variável, até 200 μV . Este ritmo é mais predominante na região frontal e por causa da sua magnitude variável, às vezes é confundido com ruído [12, 27].

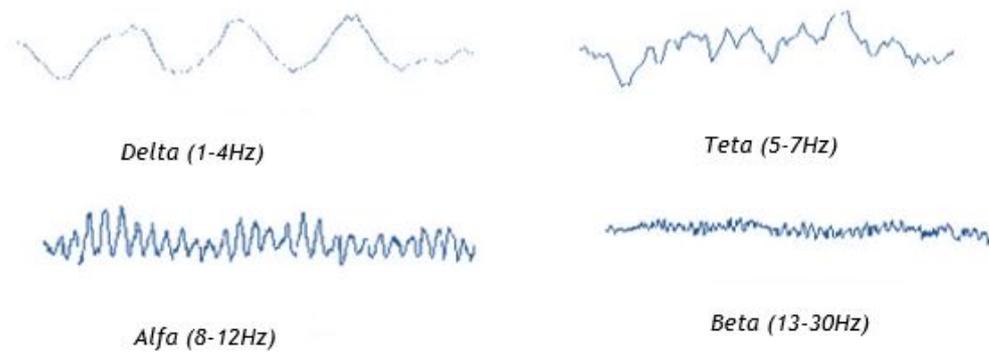


Fig. 3.5: Representações gráficas dos ritmos cerebrais.

As ondas **teta** (θ), apresentam valores de frequência entre os 4 Hz e os 7 Hz e têm uma amplitude que varia entre os 20-100 μV . Estas ocorrem na transição do estado de alerta para o de sonolência e nos primeiros estágios do sono, por imagens hipnagógicas, quando há um foco de atenção ou resolução de problemas. Existem dois tipos de atividade teta, um associado ao desempenho de tarefas cognitivas e outro associado aos primeiros estágios do sono [12, 36].

Os ritmos θ e δ exibem padrões de baixa frequência e aumentam durante o sono em adultos normais. Apesar destes ritmos serem mais proeminentes durante o sono, há registros de ondas θ e δ em indivíduos acordados. Por exemplo, alguns resultados indicam que as ondas θ aparecem por curtos intervalos durante respostas emocionais a eventos ou situações frustrantes. Por outro lado, as ondas δ podem aumentar durante atividades com elevado grau de dificuldade que exijam concentração [12, 36].

As ondas **alfa** (α), com frequência entre os 8 Hz e os 12 Hz e uma amplitude que varia entre os 30 μV e os 50 μV , assumem proeminência no EEG de adultos acordados, porém relaxados, com os olhos fechados, isto é, sem nenhuma atenção ou concentração. Estas são mais predominantes na região occipital do cérebro, mas podem ser também registadas na região frontal. Estas ondas podem ser utilizadas como uma primeira medida de sonolência. Quando a sonolência aparece o primeiro sinal é um aumento da atividade α . Mais tarde, com o aumento desta, as ondas α diminuem e são substituídas por ondas θ [13]. As ondas α são atenuadas ou até bloqueadas com atividades de atenção, principalmente visual.

As ondas **beta** (β), com frequência entre os 13 Hz e os 30 Hz, podem ser detetadas sobre as regiões parietal e frontal com uma amplitude entre 5 μV e 30 μV .

Normalmente esta banda é subdividida em três sub-bandas, beta 1 (13-18 Hz), beta 2 (18-24 Hz) e beta 3 (24-30 Hz). São comuns na condição de alerta, durante a atividade física e ao realizar tarefas cognitivas, estando presentes em qualquer movimento físico, assim como, paradoxalmente, durante as fases de sono REM [12, 36].

3.3.2 Estágios do sono em análise de EEG

Em 1957 Dement e Kleitman propuseram uma série de critérios para o estabelecimento dos padrões eletrencefalográficos do sono e, embora alguns desses critérios tenham sofrido algumas modificações, constituem a base para a classificação e contagem dos estágios ou fases do sono. Através disto são caracterizados 2 padrões fundamentais de sono: sem movimentos oculares rápidos (NREM) e com movimentos oculares rápidos (REM). O sono NREM é composto por 4 etapas em grau crescente de profundidade, os estágios I, II, III e IV. A enumeração progressiva desses estágios corresponde à profundidade relativa do sono, de modo que o estágio 4 representa um período de sono mais profundo que o do estágio 1; portanto, torna-se progressivamente mais difícil acordar um indivíduo quando o EEG mostra padrões correspondentes a estágios numericamente mais elevados. Entretanto, quando o EEG mostra padrões semelhantes ao estágio 1 e acompanha-se de movimentos oculares rápidos, há a necessidade de estímulos ainda mais intensos para despertar o indivíduo. Como o estágio 1 é considerado o de sono mais superficial, a sua associação com os movimentos oculares foi denominado de sono paradoxal ou sono REM [20].

Durante um EEG clínico, os pacientes podem tornar-se sonolentos ou até mesmo dormir espontaneamente. Contudo é de salientar que neste é solicitado aos pacientes que se deitem, fechem os olhos, relaxem e hiperventilem. A transição da sonolência para o primeiro nível do sono, bem como a transição entre os níveis de sono podem ser vistas por uma série de alterações no EEG, como poderá ser visto de seguida.

1 - Sonolência

Primeiro, a atividade de fundo (θ em crianças, α em adultos) espalha-se para as regiões anteriores, depois diminui gradualmente e desaparece. Em seguida, aparecem explosões de atividade difusa lenta monomórfica (θ em adultos e em crianças δ). Num EEG clínico de um adulto, consegue-se detetar o início da sonolência através do aumento das ondas α , e o aumento deste estado com o aparecimento de uma grande quantidade de ondas θ .

2 - Sono leve (NREM)

- Fase 1: Presença de movimentos oculares (movimentos oculares, não piscares) laterais lentos (SEMs) de 0.5 Hz e ondas afiadas do vértex transientes.
- Fase 2: Presença de complexos K e fusos do sono; menos de 20% de uma época é ocupada por ondas lentas.

3 - Sono profundo (NREM)

- Fase 3: 20% a 50% de uma época é ocupada por ondas lentas, sendo que podem persistir complexos K e fusos de sono durante toda esta fase.
- Fase 4: Mais de 50% de uma época são ocupados por ondas lentas de muito alta tensão.

4 - Sono REM)

O sono REM é caracterizado por padrões de baixa voltagem com ritmos semelhantes aos observados durante a vigília e sonolência, incluindo ritmos β rápidos sobre as regiões anteriores. Este é também caracterizado pelo tónus muscular reduzido (atonia), movimentos rápidos dos olhos (REM), ondas ‘em dente de serra’ e contração dos músculos do rosto [27].

O nível que se mostra de interesse para o estudo da sonolência é o primeiro. Nos estágios seguintes os indivíduos já adormeceram, o que não se mostra ser relevante para a situação em questão.

3.3.3 Situação Clínica e Simulação de Atividade

Após alguma pesquisa bibliográfica e contacto directo com a Dra. Regina Brito, médica de neurofisiologia do Hospital Militar do Porto e com a técnica de Neurofisiologia do mesmo hospital, chegou-se à conclusão que apesar das etapas do sono, estarem bem padronizadas para as situações clínicas ou situações de sono normal, esta forma de avaliar a sonolência não pode ser utilizada na simulação de condução. Em clínica os profissionais de saúde pedem aos pacientes para se deitarem e relaxarem de olhos fechados para posteriormente estudarem a evolução do sono. O estado de sonolência nos momentos em que um indivíduo está relaxado e de olhos fechados, resulta num registo de EEG completamente diferente do estado de sonolência num momento em que este está numa qualquer atividade do dia-a-dia, necessitando

de estar de olhos abertos e com atenção. Quando os indivíduos fecham os olhos, há automaticamente um enorme aumento de atividade nas ondas α . Na maioria dos estudos da sonolência em atividade, esta é caracterizada pelo aumento da atividade α e θ , predominante nas regiões parietal e central do cérebro, e por piscares e movimentos dos olhos mais lentos.

A OSS (*Objective Sleepiness Scales*), é um exemplo de uma escala desenvolvida num estudo da sonolência em condução realizado em 2003. Como pode ser visto na tabela 3.1, esta é composta por cinco níveis, do 0 (desperto) até ao 4 (muito sonolento). As avaliações são feitas de 20 em 20 segundos e dependem das ondas α e θ , bem como da velocidade dos movimentos dos olhos e dos piscares [13, 9].

Tab. 3.1: Critério OSS.

OSS	Duração cumulativa de α e θ	Piscar e movimentos oculares
0	Desprezável	Normal
1	Menos de 5s	Normal
2	Menos de 5s ou	Lento
	Menos de 10s	Normal
3	Menos de 10s ou	Lento
	Menos de 10s	Normal
4	Mais de 10s	Lento

Ainda que existam algumas escalas de classificação como esta, nenhuma delas é standardizada e não há regras para os diferentes níveis de sonolência. Isto pode ser devido ao interesse na sonolência ser muito recente em comparação com a análise de sono e à dificuldade para recolher dados em situação de sonolência.

Um dos primeiros estudos, com foco na condução, foi realizado em 1991 por Waard D. et al. [37]. Este utilizou o registo de EEG e ECG de 20 indivíduos em simulação de uma tarefa de condução e verificou que existiam alterações nestes sinais que se refletiram no estado condutor e mostraram relação com o mau desempenho deste. Mais especificamente este mostrou que o parâmetro de potência relativa ($(\alpha + \theta)/\beta$) do motorista diminuiu como a tarefa de condução continua.

Em 2002, Lal S.K.L. et al. [5] analisou as alterações psicofisiológicas que ocorrem durante uma tarefa de simulação de condução em 35 indivíduos selecionados aleatoriamente. Os resultados destes mostraram que ocorreram mudanças significa-

tivas no eletroencefalograma durante a sonolência, uma vez que as atividades δ e θ mostraram um aumento significativo associado a esta.

No mesmo ano, Craig A. et al. [38] investigou a atividade das ondas cerebrais em 48 indivíduos aquando uma tarefa de condução simulada. Os resultados mostraram que conforme os indivíduos aumentaram os sintomas de sonolência, a atividade das bandas θ e α aumentou ao longo de todo o córtex, por outro lado nenhuma alteração significativa foi encontrada na atividade das ondas δ .

Em 2004, Chin T.L et al. [6] estudou um total de dez indivíduos (com idades entre os 20 e os 40 anos) em simulação de condução. Para este estudo foi usada uma touca com 34 canais de EEG (com 2 EOGs e um ponto de referência) durante 45 minutos. Este verificou uma alta correlação da banda α do espectro de potência do EEG com a sonolência do motorista (detetada analisando o vídeo da tarefa de condução).

Em 2005, Eoh et al. [34] realizou um estudo que tinha como objetivo analisar as mudanças do EEG em indivíduos sonolentos durante a execução de uma tarefa de simulação de condução. Após uma noite de privação de sono, oito indivíduos receberam uma dose de cafeína para reduzir a sonolência. Durante cerca de 50 min de condução contínua, foram gravados com câmaras de vídeo os movimentos do veículo e o comportamento dos sujeitos, e também foram registados 8 canais de EEG (Fp1, Fp1, T3, T4, P3, P4, O1, O2). Posteriormente foram estudados vários índices a partir de sinais de EEG pré-processados. Ao analisar as mudanças do EEG antes e após acidentes de carro, verificou diminuições de β e aumentos de α com a sonolência. Na banda θ não verificou alterações significativas e a relação $(\alpha+\theta)/\beta$ mostrou estar relacionada com o nível de alerta mental.

Em 2006, Bouchner et al. [7] realizou um estudo em simulação de condução onde foram avaliados vários parâmetros para tentar encontrar variáveis associadas à sonolência. Estes utilizaram uma mostra de 39 indivíduos e tentaram encontrar relações no EEG, EOG, ECG, trajetória do carro e posição do volante com a sonolência. Relativamente ao EEG, ao contrário da maioria dos estudos, este considerou que não existiam resultados suficientemente satisfatórios que levassem a um padrão das bandas EEG com o aumento da sonolência do condutor.

Um estudo realizado em 2007 por Papadelis C. et al. [14], utilizou dados de vários canais de EEG de 20 indivíduos em situação de condução. Este estudo mostrou um método bastante diferente dos utilizados anteriormente, uma vez que não foi utilizado nenhum simulador e a tarefa de condução foi realizada em ambiente real. Um instrutor de condução experiente estava sentado na cadeira do copiloto. Na parte de

trás estava presente um técnico e um médico para monitorização do funcionamento do EEG. Cada indivíduo conduziu o veículo pelo tempo máximo de 1 hora numa autoestrada. Em 8 casos, o nível de sonolência dos sujeitos durante a condução foi muito alta e o instrutor parou o motorista. A partir da análise de dados, este conclui que com o aumento da sonolência há um aumento relevante da banda α e que o EEG pode avaliar eficazmente as alterações na atividade do cérebro que ocorrem alguns segundos antes dos momentos críticos de sonolência na condução.

Em 2008, Pal et al. [39] efetuou um estudo utilizando 13 indivíduos com idades compreendidas entre os 20 e os 40 anos. Os sujeitos foram convidados a conduzir num simulador durante 1 hora. Dos treze, quatro lutaram contra a sonolência leve, enquanto os 9 restantes exibiram episódios tanto de sonolência leve como de sonolência extrema. Os resultados deste, mostraram que o poder da banda α , bem como da banda θ , está altamente correlacionado com a sonolência dos indivíduos e que esta sonolência se reflete numa degradação do desempenho de condução.

Um estudo realizado em 2012 por Wei L. et al. [32] utilizando 20 participantes saudáveis e 16 canais de EEG, teve como principal objetivo estudar a relação entre a potência espectral das bandas α , θ , e β e a sonolência e quais os melhores canais para o estudo desta. Este conclui que os elétrodos Fp1 e O1 mostraram ser elétrodos mais significantes para a determinação da sonolência e que um aumento da relação das potências espectrais $(\theta+\alpha)/\beta$ mostrou ser um bom indicador da sonolência do condutor.

Em 2014, Awais et al. [40], realizou um estudo em 9 indivíduos saudáveis utilizando um simulador de condução, onde observou as mudanças significativas que ocorrem na espectro de potência do EEG durante a condução monótona. Este concluiu que a potência das bandas α e θ aumenta significativamente quando um indivíduo transita do estado de alerta para o estado sonolento. Depois de analisar 19 elétrodos, concluiu também que estas mudanças se mostraram mais dominantes nas regiões occipitais e parietais.

Apesar de nos últimos anos terem sido estudados bastantes índices de relação da sonolência do condutor com o espectro de potência do EEG e em muitos casos este ter sido considerado um bom indicador da sonolência do condutor, o indicador ideal ainda não foi determinado. Fazendo uma análise geral dos estudos mencionados anteriormente não existe concordância geral nos resultados obtidos. Enquanto uns mencionam, por exemplo, a banda α como bom indicador de sonolência, outros referem α e θ , ou então outras medidas. Por exemplo, enquanto Lal S.K.L. et al. [5] identificou um aumento significativo da banda δ com a sonolência, Craig A. et al. [38]

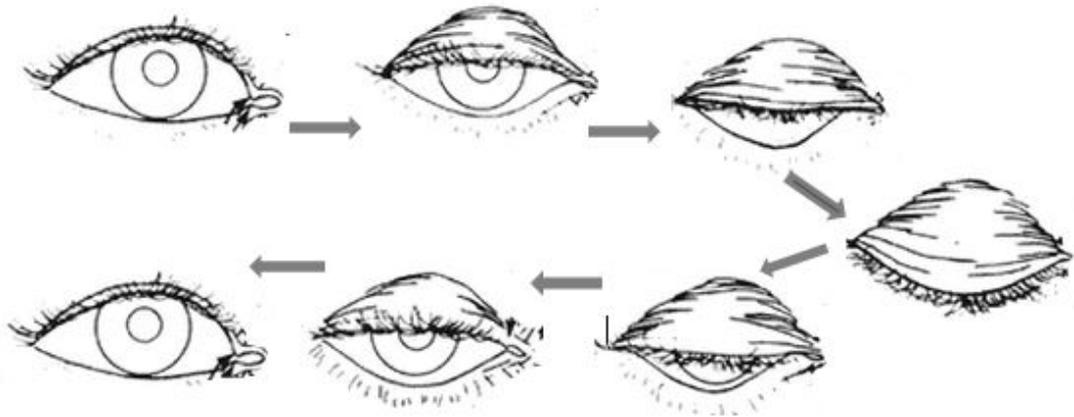


Fig. 3.6: Piscar de olhos.

não encontrou nenhuma alteração significativa nesta banda. Contudo pode verificar-se que a investigação tem encontrado especial relação entre a sonolência e a potência das bandas α e θ , assim como com potência relativa $((\alpha + \theta)/\beta)$.

3.4 Piscar de olhos

Um piscar de olhos é visto quando as pálpebras superiores e inferiores se tocam temporariamente e o olho fica oculto (figura 3.6). Algumas das suas funções são: ajudar a eliminar corpos estranhos, distribuir e manter o filme lacrimal, impedir a dessecação e excluir estímulos visuais [41].

As alterações no piscar dos olhos têm sido estudadas como possíveis indicadores da sonolência [33, 42, 43]. Como poderá ser visto posteriormente, este evento pode também ser identificado no EEG, o que faz com que, através deste exame também seja possível o estudo das alterações nos piscares com o evoluir da sonolência.

3.4.1 Fisiologia do Piscar de Olhos

Sempre que a pálpebra se movimenta, dois músculos esqueléticos e dois músculos lisos estão envolvidos. Os dois primeiros são o músculo levantador superior da pálpebra e o músculo orbicular dos olhos, já os dois últimos são os tarsais superiores e inferiores. Quando se dá um piscar, os dois músculos esqueléticos movem-se de forma antagónica. Os neurónios motores do músculo levantador superior da pálpebra sofrem uma breve inibição, enquanto os neurónios motores dos músculos orbicula-

res ativam as fibras musculares e causam uma rápida descida da pálpebra superior. Posteriormente dá-se uma reatividade rápida do músculo levantador superior da pálpebra, imediatamente após o declínio da ativação do orbicular, assegurando assim a reabertura da pálpebra. Durante este processo a pálpebra inferior mantém-se praticamente imóvel. O orbicular fecha o olho, enquanto que o relaxamento e a contração do músculo elevador palpebral abre o olho [41, 44].

Durante o piscar os movimentos das pálpebras são acompanhados por movimentos oculares ou do globo ocular. Inicialmente o olho gira a partir da posição inicial, por via nasal para baixo, sendo que a extensão da rotação do olho depende da posição inicial do olho [44].

Existem três tipos de piscar: um voluntário e dois involuntários. Os voluntários ocorrem através de uma decisão consciente para fechar momentaneamente os olhos. Dentro dos piscares involuntários, um tipo é considerado protetor e é produzido em resposta a alguns estímulos externos potencialmente prejudiciais, denominado reflexo de piscar involuntário de medo. Já o segundo tipo de piscar involuntário, denomina-se espontâneo e ocorre em intervalos aproximadamente constantes, cerca de 15000 vezes por dia, mantendo a córnea saudável [41]. Este último tipo de piscar tem sido alvo de grande interesse no estudo da sonolência, uma vez que as suas variáveis, como a frequência e duração, têm sido bastante relacionados com os estados de sonolência dos indivíduos.

Um piscar de olhos geralmente pode durar entre 100 a 500 ms. Quando ultrapassa este tempo geralmente é definido como micro-sono, em que, como o próprio nome indica, quando este acontece o indivíduo já se encontra em adormecimento [45].

3.4.2 Sonolência e Piscares de Olhos

Dentro das métricas relacionadas com o piscar, a frequência e a duração do piscar de olhos, bem como o tamanho da fenda entre as pálpebras (a distância entre a pálpebra superior e inferior) são das mais estudadas [12]. Um dos primeiros e mais conceituados estudos acerca do parâmetro piscar como medida de sonolência foi realizado em 1994 por Stern et al. [42], onde se verificou que alterações na frequência, amplitude, duração de piscares e episódios de fechar dos olhos lentos ocorrem em resposta ao aumento da sonolência causada pela privação do sono e efeitos do ritmo circadiano. Enquanto a duração do piscar em condições descansadas foi de cerca 200 ms, a privação de sono resultou num aumento desta duração, aumento de micro-sonos e aumento da proporção de tempo em que os olhos estão fechados. Segundo este,

geralmente os indivíduos também piscam com mais frequência quando estão com sono.

Em 2000, Lal et al. [33] verificou que os piscares rápidos e convencionais do estado de alerta foram substituídos por piscares mais lentos e de frequência mais rápida aquando a transição para a sonolência durante uma tarefa de simulação de condução.

Com o objetivo de avaliar os parâmetros piscar de olhos como um indicador de sonolência, em 2003, Caffier et al. [43] desenvolveu um método sem contacto para a medição de piscar de olhos espontâneos. Um sensor infravermelho inserido numa armação de óculos registou continuamente os movimentos das pálpebras. O estado subjetivo de 60 participantes foi determinado através de questionários imediatamente antes da gravação do piscar de olhos. Os resultados mostram que vários parâmetros do piscar de olhos espontâneos podem ser utilizados como indicadores de sonolência. Os parâmetros duração do piscar e tempo de reabertura, em particular, mostraram uma maior mudança com o aumento da sonolência. A duração média dos piscares dos olhos foi de 200 ms no estado de alerta, aumentando significativamente (cerca de 50 ms) com a sonolência. A duração do fecho dos olhos variou de uma média de 63 ms no estado de alerta para cerca 71.03 ms no estado de sonolência. O tempo de reabertura no estado de alerta foi 138 ms e na sonolência foi de 186.61 ms. Além disso, a percentagem de tempo em que os olhos estiveram totalmente fechados em cada piscar foi cerca de 9.19% para o estado de alerta e 28.78% para o estado sonolento. Considerando a idade dos participantes, verificou que a idade não foi significante.

Um estudo realizado em 2007 por Papadelis et al. [14] utilizou registos de EEG, EOG, EMG, ECG de indivíduos privados de sono expostos a condições de condução reais. Os seus resultados estatísticos acerca do piscar de olhos foram claros, mostrando que este parâmetro é bastante sensível à sonolência do motorista. Concluiu que há um aumento da duração do piscar dos olhos com o aumento do tempo de condução e um aumento significativo da frequência e duração dos piscares antes de erros de condução, erros estes que estavam associados à sonolência.

Em 2008, Schleicher et al. [45], realizou um estudo com a participação de 129 indivíduos utilizando EOG e concluiu que a duração do piscar, atraso na reabertura da pálpebra, tempo total do piscar e velocidade de fecho da pálpebra foram identificados como os melhores indicadores de sonolência. Verificou que durante a vigília praticamente não há atraso entre o fecho e reabertura da pálpebra e, portanto, os seus valores estão na faixa de 1-4 ms enquanto que durante os níveis de sonolência

mais extremos podem ocorrer atrasos superiores a 100 ms. Além disto, verificou uma considerável diferença inter-indivíduos na frequência de piscar, e os intervalos entre piscares tiveram uma correlação inesperadamente baixa com a sonolência.

Mais recentemente, em 2013, Wilkinson et al. [46] analisou os parâmetros dos movimentos oculares durante tarefas de vigilância em indivíduos com sono restrito e concluiu que o intervalo entre piscares, a duração total destes e a razão entre a amplitude e a velocidade de movimentos das pálpebras, foram os melhores preditores de sonolência.

Através de todas as investigações descritas, é possível concluir que o piscar dos olhos revelou-se de grande interesse na investigação da sonolência, podendo ser um indicativo da sonolência dos condutores. Em todos os estudos mencionados, houve uma concordância em relação ao aumento da duração do piscar com a sonolência. Além disso, métricas como a frequência e amplitude também mostraram ser de interesse para o estudo da sonolência.

3.5 Detecção de Piscares de Olhos no EEG

Os picares de olhos são normalmente vistos como artefactos do sinal EEG, sendo que a maioria dos estudos relacionados com estes, são feitos com o intuito de desenvolver métodos de eliminação ou de redução da sua interferência no sinal de interesse.

Um piscar de olhos visto no EEG pode durar até 500 ms e atingir amplitudes 10 vezes maiores aos sinais elétricos provenientes do córtex cerebral. Este é fundamentalmente gerado pelo potencial elétrico produzido pelo movimento vertical do olho: o olho possui um potencial elétrico de repouso entre as suas zonas frontal e posterior, sendo a frente do olho eletricamente positiva comparando com a parte de trás. O piscar resulta da diferença de potencial entre os dois lados do globo ocular [26]. Durante o movimento dos olhos, uma alteração no potencial é detetada devido aos polos estarem mais perto ou mais longe dos eléctrodos.

Inicialmente acreditava-se que a deteção do piscar em EOG ou EEG resultava apenas deste potencial elétrico. Contudo, recentemente, foram realizados estudos com indivíduos que não tinham algum olho que indicaram que o sinal surge não apenas devido a este fator, mas sim da combinação do movimento da pálpebra e dipolo uma vez que durante um piscar de olhos as pálpebras movem-se para fechar o olho e os globos oculares move-se para cima e para longe do centro [13].

A forma do sinal representativo do piscar num EEG, varia bastante consoante o tipo de montagem utilizada e a polaridade deste. Quando se pretende analisar um

evento específico, como por exemplo o piscar dos olhos deve usar-se uma montagem referencial (ver secção 3.2.3). Nesta montagem, um piscar de olhos tem uma forma muito semelhante à do piscar detetado a partir de EOG e pode ser visto nos eléctrodos pré-frontais (Fp1, Fp2 e Fpz) como uma subida acentuada que representa o fecho dos olhos, seguida de uma descida que surge quando os olhos são abertos (ver figura 3.7) [47, 48]. A amplitude dos picos varia consoante os indivíduos [31].

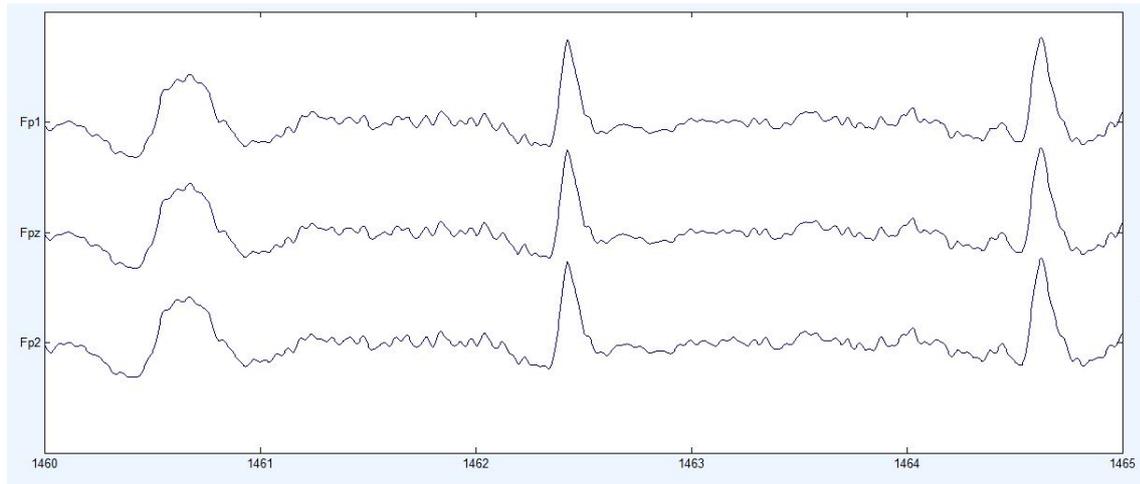


Fig. 3.7: 3 piscares de olhos visualizados no sinal EEG (eléctrodos Fp1, Fp2 e Fpz).

Uma definição de duração de piscar no EOG, podendo também ser utilizada no EEG, é a diferença entre o fim e o início do piscar, onde o fim é o ponto onde termina a queda e o início é o ponto onde inicia a subida (ver figura 3.8). Utilizando esta definição, por vezes os pontos exatos de início e fim são difíceis de definir. Assim, uma definição de duração de piscar comumente utilizada, é a diferença de tempo entre o início e o final do piscar, onde os pontos de início e fim são medidos no ponto em que metade da amplitude deste é atingida. Contudo esta definição, poderá causar um problema quando ocorre um movimento vertical dos olhos uma vez que este provoca um deslocamento vertical do sinal, tornando a amplitude difícil de definir. Uma vez que este é frequentemente o caso, uma melhor definição de duração de piscar considera que o fecho é medido a partir de metade da amplitude de subida até ao pico e a abertura é medida a partir do pico até metade da amplitude de descida (ver figura 3.8) [13]. Como mencionado anteriormente, a razão para a medição dos pontos iniciais e finais onde metade da amplitude é atingida é devido às dificuldades para determinar exactamente os pontos inicial e final do complexo piscar. Os pontos em que metade da amplitude é atingida, no entanto, podem ser determinados de forma mais exata e são menos afetados pelos erros na localização

dos pontos inicial e final do piscar [13, 43].

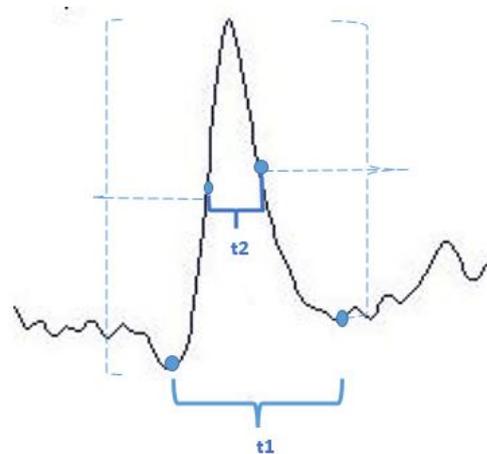


Fig. 3.8: Duração do piscar segundo duas definições diferentes. Na definição representada por t_1 , o fim do piscar é o ponto onde termina a queda e o início é o ponto onde inicia a subida. Na definição representada por t_2 o fecho é medido a partir de metade da amplitude de subida até ao pico e a abertura é medida a partir do pico até metade da amplitude de descida.

Os parâmetros que são usados para descrever o comportamento piscar de olhos, extraíveis a partir do sinal EEG com montagem referencial, são por exemplo a frequência de piscar, amplitude atingida, a duração de fecho, duração de abertura e duração total do piscar, pode ainda conseguir-se uma estimativa do tempo entre o fecho e reabertura.

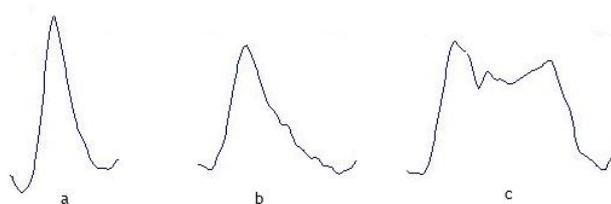


Fig. 3.9: Diferentes tipos de piscares visualizados em EEG.

Por exemplo, na figura 3.9, é possível visualizar 3 piscares diferentes representados no sinal EEG. No piscar representado em ‘a’ verifica-se que o indivíduo fechou e abriu os olhos rapidamente, havendo um intervalo entre o fecho e reabertura muito pequeno. No piscar ‘b’ denota-se um tempo de reabertura superior ao tempo de fecho. E finalmente no piscar ‘c’ é visível que a duração de fecho e reabertura são muito semelhantes, contudo é bastante nítido que o indivíduo manteve os olhos fechados

durante mais tempo. A amplitude atingida pelo piscar 'a', mostra ser ligeiramente superior à dos restantes.

É de salientar que a duração de um piscar varia entre os 100 e os 500 ms, quando um fechar de olhos involuntário excede este valor já não é denominado piscar de olhos. Quando isto acontece, apesar de os olhos manterem-se fechados a amplitude do sinal vai diminuindo. Por exemplo, se um sujeito mantiver os olhos fechados durante 3 segundos por adormecimento, quando ele fecha os olhos existe um pico, mas geralmente esse pico é de amplitude inferior ao pico do piscar, além disso a amplitude do sinal vai diminuindo ao longo desses 3 segundos, não se mantendo sempre o pico elevado até o indivíduo voltar a abrir os olhos.

Metodologia de Aquisição EEG

Para realizar o estudo da sonolência a partir da variação do espectro de potência do EEG, como a partir das variações do piscar de olhos, foi necessária a aquisição prévia de dados. Neste capítulo será descrito todo o processo de aquisição dos mesmos, o simulador de condução utilizado, as características do conjunto de dados resultante, bem como o pré-processamento realizado em todos os sinais da amostra.

4.1 Recolha dos sinais EEG

Para formar o conjunto de dados da amostra desta investigação foram adquiridos inicialmente 20 sinais de EEG, cada um deles de indivíduos diferentes. Estes sinais foram adquiridos durante uma tarefa de condução com duração de 90 minutos. A tarefa foi realizada num simulador construído para este efeito.

4.1.1 Equipamento EEG

O *hardware* e *software* de EEG utilizados, foram todos da marca *Neuroscan*¹. Relativamente ao amplificador foi o sistema SynAmps RT, o amplificador mais recente da *Neuroscan*, composto por um sistema de amplificação de 70 canais, 64 deles referenciais, 4 bipolares e 2 canais de entrada de alto nível (para receber saídas de tensão de outro equipamento) por *headbox*. Este amplificador utiliza um conversor analógico-digital de 24 *bits* para cada canal, o que permite uma resolução e precisão dos sinais bastante elevada. A resolução de 24 *bits* permite que até mesmo as diferenças mais pequenas na amplitude sejam medidas com precisão. Este amplificador

¹ <http://compumedicsneuroscan.com/>

tem embebido um sistema que aplica um sinal anti-fase de forma a eliminar o ruído ambiental ao sinal.

Nesta recolha foram usados os 64 canais monopolares. Para tal foi utilizada uma touca, da mesma marca do amplificador. Estas toucas são constituídas por uma licra elástica altamente respirável. Cada eléctrodo é envolto por neopreno, formando uma espécie de reservatório para o gel eletrolítico. Todos os eléctrodos são colocados de acordo com o padrão internacional 10-20. Poder-se-ia ter utilizado uma touca com menos eléctrodos, uma vez que foram estudados apenas 10, contudo esta permitirá a utilização destes sinais em futuros estudos, onde podem ser necessários mais eléctrodos.

A nível de *software* de aquisição foi utilizado o programa *Curry 7* da *Neuroscan*, uma vez que este está preparado para receber sinais do sistema de amplificação descrito anteriormente.

4.1.2 Simulador

A tarefa de condução foi realizada utilizando um simulador que compreende um acento relativamente confortável, um volante, um televisor LED de 42 polegadas e um jogo denominado TORCs. Segundo Schier et al. [49] simuladores deste tipo são baratos e relativamente realistas. À semelhança do método utilizado por Schier et al., na tarefa de condução foi utilizado um jogo com um único veículo num circuito circular e fechado, sem quaisquer outros veículos presentes. O condutor poderia travar, acelerar e rodar o volante consoante a trajetória que lhe era apresentada. Esta tarefa de condução foi realizada numa sala, com o sujeito sozinho, simulando assim um dos casos em que a investigação tem considerado o adormecimento mais provável, que é quando o condutor conduz sozinho, sem outros passageiros, numa estrada monótona.

A nível de luminosidade, a sala encontrava-se sem luzes ligadas, contudo tinha uma janela de vidro por onde passava alguma luz externa. Pode considerar-se uma sala com luminosidade intermédia, o que a tornava muito semelhante à luminosidade do início do anoitecer, num dia sem chuva. Durante toda a recolha foi realizada uma gravação de vídeo com uma câmara IDS-1221LE². A esta câmara foram introduzidos 4 LEDs infravermelhos, uma vez que, como foi mencionado anteriormente durante a recolha não há muita luminosidade, o que pode interferir numa boa captação de imagem do indivíduo. Na figura 4.1 é possível visualizar uma representação do

² <https://en.ids-imaging.com/store/ui-1221le.html/>

simulador bem como, a imagem captada pela câmara de vídeo numa recolha.

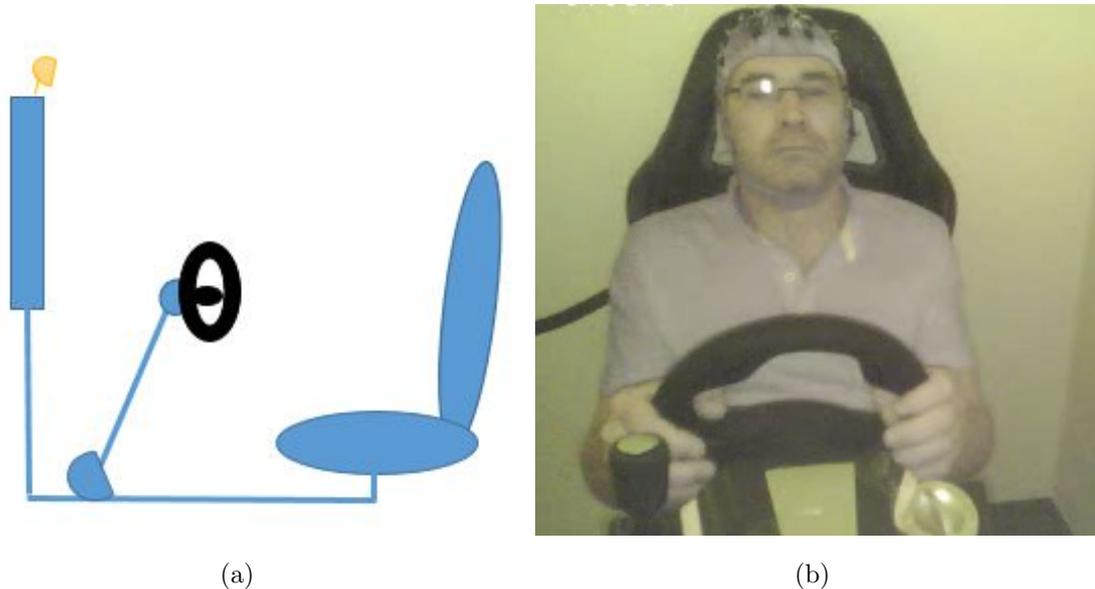


Fig. 4.1: Recolha de sinal no simulador: (a) Representação do simulador de condução utilizado, (b) Captação por vídeo de uma recolha de sinal.

4.1.3 Recolha de dados

Foram recolhidos dados de 20 participantes. Antes do início de todo o processo, foi descrito o objetivo da investigação a cada um deles, bem como, o procedimento a ser realizado. Posteriormente foi assinada pelos indivíduos uma declaração de consentimento informado. Para diminuir o ruído proveniente da sujidade do couro cabeludo foi-lhes realizada a limpeza do escalpe: Em primeiro lugar esfregando álcool em todo o couro e posteriormente um esfoliante próprio para o efeito. De seguida foi colocada a touca e o gel eletrolítico nos diferentes elétrodos. Utilizou-se uma montagem referencial, utilizando como elétrodos de referência os mastóides.

Como foi dito na secção 3.2.5, segundo o critério de Nyquist, a frequência de amostragem de um sinal deve ser no mínimo duas vezes superior à frequência máxima de interesse do sinal. Em estudos do sono, as frequências de interesse raramente excedem os 50 Hz, como tal, a frequência de amostragem deveria ser superior a 100 Hz. A taxa de amostragem utilizada na recolha dos EEGs foi 256 Hz. Quanto maior a taxa de amostragem maior é a informação do sinal, contudo mais lentos se tornam os processos e os recursos de processamento e de armazenamento.

Foi descrito a todos os participantes o funcionamento do jogo e cada um deles usufruiu de um tempo para aprendizagem e ambientação. Antes de começar a grava-

ção da simulação de condução, foi-lhes também indicado que deveriam tentar manter uma condução o mais semelhante possível à condução real, ou seja, em caso de aparecimento de sonolência, deveriam lutar contra esta e manter, sempre que possível, o foco na condução. Instantes antes da recolha do sinal os participantes preencheram um questionário presente no Apêndice A.1. O questionário serviu para posterior análise de quaisquer fatores que pudessem eliminar estas recolhas da amostra final.

Das 20 recolhas apenas 17 foram consideradas para o conjunto de dados analisar. Duas foram excluídas porque os indivíduos em questão não obedeceram às indicações dadas inicialmente, não mostrando esforço para manter a condução normal. O outro indivíduo foi excluído pelo facto de depois de analisados os inquéritos, se ter verificado que este tomava medicação que poderia interferir nos resultados. Assim, a amostra deste estudo contém 17 indivíduos, 8 do sexo masculino e 9 do sexo feminino com idades compreendidas entre os 19 e 53 anos, sem distúrbios de sono detetados anteriormente e que no momento não tomavam qualquer medicação que pudesse interferir nos resultados. Todos eles tinham carta de condução.

4.2 Avaliação *off-line* da sonolência

A sincronização do vídeo com o sinal biológico foi efetuada pedindo aos indivíduos, por várias vezes (e antes de iniciarem a tarefa de condução), para fecharem e abrirem os olhos durante cerca de 30 segundos. Posteriormente analisaram-se os vídeos identificando os momentos onde os indivíduos fecharam os olhos por longos instantes e de seguida analisaram-se os sinais EEG para verificar onde esses mesmos momentos ocorriam, sincronizando assim os dois.

Os rostos dos participantes foram gravados continuamente durante a simulação de condução. De forma a classificar cada instante de acordo com a sonolência dos indivíduos foi utilizado o método de avaliação de sonolência descrito na secção 2.6.4, ou seja a avaliação da sonolência através de um observador. Para tal, foi realizada a visualização dos vídeos e analisada a presença de indicadores comportamentais característicos de diferentes níveis. Na análise dos vídeos classificaram-se os intervalos temporais (segundo a segundo) em três níveis distintos de sonolência: 0, 1 e 2:

- O **nível 0**, estado desperto, foi representativo do estado em que os indivíduos estavam completamente despertos, ou seja não apresentam sinais faciais que levassem a crer que estivessem com sonolência;

- Os intervalos foram classificados com o **nível 1**, sonolência leve, quando os indivíduos começaram a apresentar sinais de sonolência, tais como bocejos, fecho lento das pálpebras e esforço para se manterem focados na condução, mas mesmo estando neste estado não descoravam da sua tarefa. Nunca existiria uma diminuição do nível 1 para o nível 0, uma vez que os indivíduos não poderiam sair do local da recolha nem falar com ninguém para voltarem a estar totalmente despertos e uma vez que estavam no simulador, não poderiam fazer qualquer atividade que os pudesse despertar totalmente;
- O **nível 2**, sonolência grave, representou os intervalos em que os indivíduos perderam a atenção na condução por não resistirem ao sono. Nestes intervalos eram vistos fechos dos olhos demasiado longos como micro-sonos ou até adormecimento por vários instantes. Depois destes momentos normalmente era visto um ‘susto’ por parte dos indivíduos por perceberem que estavam a adormecer. Este último caso, representa um estado em que se prevê que se a situação fosse em ambiente real o mais certo seria o condutor perder o controlo do carro. Sempre que o indivíduo atingia o nível 2 de sonolência a análise do vídeo terminava uma vez que já estariam identificados todos os instantes importantes para esta investigação.

Para determinar a confiabilidade de deteção visual de sonolência, resolveu-se pedir a um segundo avaliador, sem qualquer experiência no assunto, para analisar duas recolhas depois de lhe serem indicadas as características representativas de cada nível. Nas duas recolhas analisadas pelos dois avaliadores, estes entraram em concordância quanto ao instante em que os participantes atingiram o nível 2. Considerando que um dos indivíduos analisado em vídeo pelos avaliadores atingiu o nível 2 de sonolência aos 2000 segundos, a análise do vídeo deste sujeito terminou nesse instante. Até aos 2000 segundos os avaliadores caracterizaram segundo a segundo o nível em que o indivíduo se encontrava. Por exemplo, considerando que nos 2000 segundos os observadores classificaram 1900 segundos com o mesmo nível, para análise da concordância entre avaliadores (sensibilidade), na avaliação dessa recolha, o cálculo realizado foi:

$$SensObs = \frac{1900}{2000} \quad (4.1)$$

Verificou-se um acordo de 96,2% entre os dois avaliadores, relativamente ao nível

de sonolência dos dois indivíduos analisados a cada instante, sugerindo que o reconhecimento de sonolência com base em comportamentos faciais é uma técnica relativamente confiável. A diferença encontrada entre avaliadores, foi visualizada na detecção dos momentos em que os indivíduos passaram do nível de 0 para o nível 1, uma vez que esta é uma transição gradual, ao contrário do nível 2 em que normalmente é muito claro o momento em que este acontece. Esta diferença seria de esperar uma vez que nenhum método poderia indicar o instante exato onde se inicia a sonolência.

Depois de verificada a confiança deste método foram analisados todos os indivíduos. A figura 4.2 indica os instantes em que os indivíduos atingiram o nível 1 de sonolência. A partir desta figura pode verificar-se que todos os indivíduos atingiram o nível 1. Além disso, os sinais deste nível começaram a aparecer em todos eles antes dos 2000 segundos de recolha, ou seja, antes dos 33 minutos.

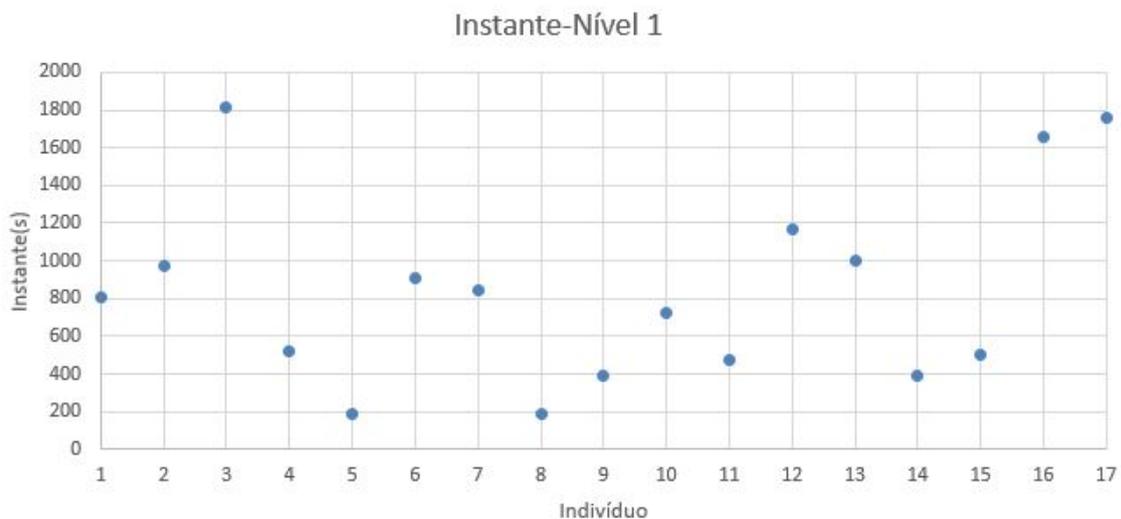


Fig. 4.2: Instante de transição para Nível 1.

A figura 4.3 indica os instantes em que os indivíduos atingiram o nível 2 de sonolência. Os indivíduos 1, 2, 16 e 17, apesar de terem mostrado a partir de um certo momento sonolência leve, nunca chegaram a atingir o nível 2, não perdendo a atenção na condução devido à sonolência. A maioria dos restantes indivíduos atingiu o nível 2 antes dos 3500 segundos, o que mostra que se a tarefa for entediante e a condução muito monótona, não é necessário muito tempo até que a pessoa entre num estado avançado de sonolência. Comparando os instantes em que os indivíduos atingiram o nível 1, com o instante em que atingiram o nível 2, verifica-se que a

maioria dos indivíduos que atingiram o nível 1 nos instantes inferiores foram também os primeiros a atingir o nível 2.

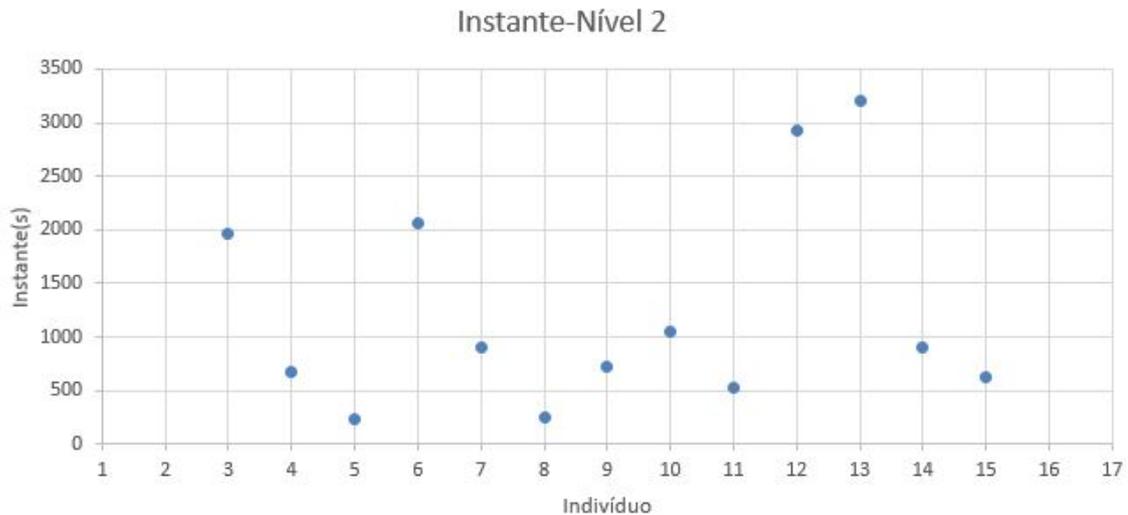


Fig. 4.3: Instante de transição para Nível 2.

Assim, pode concluir-se que a amostra é então composta por 17 indivíduos saudáveis, 9 do sexo feminino e 8 do sexo masculino, todos eles em algum momento atingiram o nível 1 de sonolência e 13 deles também atingiram o nível 2.

4.3 Pré-processamento do sinal EEG

Uma vez constituída a amostra e antes da implementação tanto do algoritmo para deteção dos piscar de olhos como do algoritmo de análise da variação da potência espectral do sinal EEG, foi necessário pré-processar os dados, de forma a eliminar o maior ruído possível, assim como extrair os elétrodos de interesse para cada um dos métodos. Para tal, foi utilizada a *toolbox* do *Matlab*, EEGLAB.

4.3.1 EEGLAB

O EEGLAB ³ é uma caixa de ferramentas de código aberto, utilizada no *Matlab*, para análise de sinais EEG. As funções disponíveis incluem a importação da informação de canais e eventos, visualização de dados, pré-processamento, incluindo a rejeição de artefactos, filtragem, seleção de épocas e médias, análise de componentes independentes (ICA), decomposição tempo/frequência e estatísticas relacionadas a

³ <http://sccn.ucsd.edu/eeglab/>

eventos. Todas estas funcionalidades fazem com que esta *toolbox* seja considerada das mais populares para trabalhar com sinais EEG.

As funções desta *toolbox* estão organizadas em camadas: As funções da camada superior permitem que o utilizador tenha acesso a uma interface gráfica iterativa (GUI) fazendo com que não seja necessário que este use a sintaxe do *Matlab*. As opções do menu permitem que os utilizadores ajustem o comportamento de EEGLAB à memória disponível. As funções de camada média permitem que os utilizadores personalizem o processamento de dados usando o histórico de comandos e funções interativas ‘pop’. A camada inferior permite que para os utilizadores experientes em *Matlab*, O EEGLAB ofereça um ambiente de programação estruturado para armazenar, aceder, medir, manipular e visualizar dados de EEG. Uma vez que a plataforma é de código aberto, esta permite que os utilizadores compartilhem novos métodos a partir da publicação de novas funções EEGLAB *plug-in* que aparecem automaticamente no menu EEGLAB de utilizadores que instalem o EEGLAB [50].

4.3.2 Tratamento dos dados

Uma vez que os ficheiros adquiridos estavam no formato .CNT foi necessário utilizar o EEGLAB para os converter para outros formatos. Para tal, o primeiro passo foi importar os dados, convertendo-os para o formato .SET. Para se visualizar e pré-processar os sinais no EEGLAB estes devem estar neste formato. Uma vez que para a análise dos piscares de olhos as frequências de interesse têm um intervalo inferior às frequências de interesse da análise da potência espectral, o pré-processamento dos dados foi diferente para ambos, sendo descrito de forma separada.

No processamento de sinais, um filtro é um dispositivo ou processo que remove algum componente ou característica indesejada do sinal. Na maioria das vezes, isto significa remover algumas frequências, a fim de diminuir as interferências/ruído do sinal ou então eliminar frequências que não sejam de interesse para um determinado estudo. Existem vários tipos de filtros lineares, os filtros básicos são: O filtro passa-baixo que deixa passar as baixas frequências, atenuando as altas; O filtro passa-alto, em que passam as altas frequências e as baixas são atenuadas; O filtro passa-banda, com o qual apenas passam frequências dentro de uma determinada faixa e por fim o filtro rejeita-banda, no qual as frequências dentro de uma determinada faixa são atenuadas. A resposta em frequência varia consoante o filtro que se utiliza, uma vez que este é que define que frequências podem passar e que frequências devem ser atenuadas. Os filtros são geralmente lineares na sua resposta uma vez que qualquer

não-linearidade poderia resultar num sinal de saída com componentes de frequência que não estão presentes no sinal de entrada.

4.3.3 Pré-processamento dos Dados para Detecção de Piscares

Como foi possível verificar no secção 3.4, para a análise dos piscares dos olhos os elétrodos mais importantes são os pré-frontais (Fp1, Fp2 e Fpz), uma vez que é nestes que se consegue ter uma boa perceção visual do piscar.

Segundo Haak et al. [51], para deteção de piscar dos olhos no EEG apenas as frequências entre 2 Hz e 20 Hz se mostram relevantes. As frequências acima de 20 Hz não dão informação importante para a deteção dos piscares. Atenuar as frequências abaixo dos 2 Hz torna a deteção visual do piscar de olhos muito mais fácil, além disso as frequências abaixo de 2 Hz são mais importantes para o estudo de estágios avançados do sono. O sinal foi filtrado de acordo com estes valores. Isto foi realizado no EEGLAB uma vez que este tem uma função *pop_eegfiltnew*, que filtra o sinal utilizando uma janela *Hamming* (ver figura 4.4). A ordem do filtro é calculada por *default* pela mesma função.

O passo seguinte, depois de filtrado o sinal, consiste em extrair o sinal dos 3 elétrodos de interesse (Fp1, Fp2, Fpz). Os dados destes três elétrodos foram extraídos no EEGLAB para um ficheiro no formato .csv, ficando prontos para serem utilizados no método de deteção de piscares elaborado neste projeto, que será descrito no próximo capítulo.

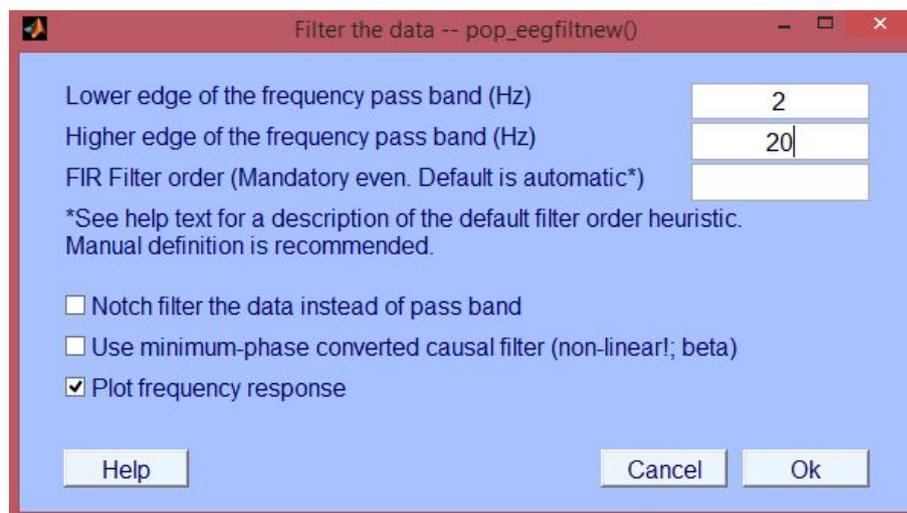


Fig. 4.4: Filtragem do sinal entre 2 e 20 Hz.

4.3.4 Pré-processamento dos Dados para Análise da Potência Espectral

Como foi possível verificar na secção 3.3.2 a maioria dos estudos relacionados com a variação da potência espectral na sonolência analisaram intervalos de frequência abaixo dos 30 Hz. Como tal, filtrou-se o sinal com um filtro passa-banda entre 1-30 Hz. A atividade abaixo ou acima desta gama não mostra grande interesse para o estudo em questão, sendo além disso mais suscetível de ser artefactual [13].

Para o estudo da potência espectral, considerou-se que a aplicação de um filtro por si só, não seria suficiente, uma vez que o ruído poderia trazer grande influência e alterações no espectro de frequência. Um dos problemas dos sinais obtidos nas recolhas EEG, é o de os sinais serem o resultado de misturas de sinais de diferentes fontes. Normalmente, não há forma de observar diretamente as fontes, nem é conhecida a forma como elas se misturam. Este problema é conhecido como problema de Separação Cega de Fontes. Um método que atualmente tem sido muito investigado e mostrando bons resultados para Separação Cega de Fontes é a Análise dos Componentes Independentes (*Independent Component Analysis-ICA*) [52].

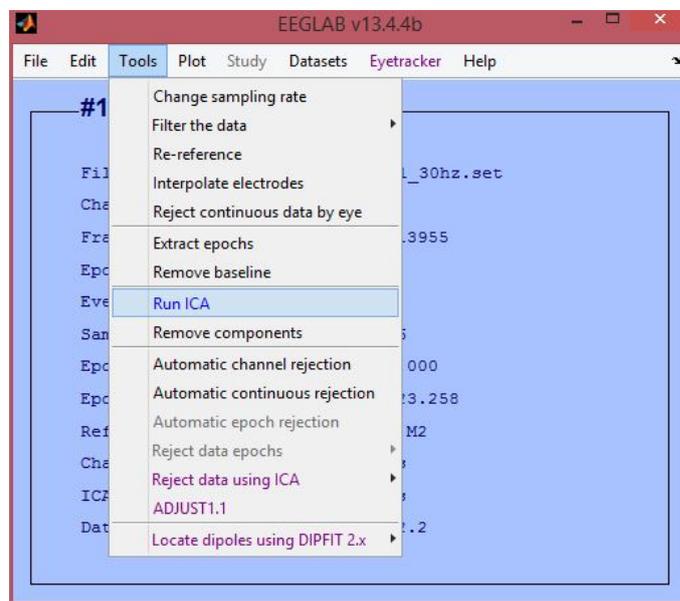


Fig. 4.5: Análise dos Componentes Independentes no EEGLAB.

A análise ICA é um método usado para encontrar fontes a partir de um conjunto de dados multidimensional, e é caracterizada por procurar fontes que são estatisticamente independentes e não gaussianas, como é o caso do ruído dos sinais, que apresentam características bastante diferentes da atividade cerebral. Quando apli-

cada a um conjunto de dados multidimensional, a ICA produz estimativas das suas estruturas estatisticamente independentes, não diretamente observáveis [53].

Uma das funcionalidades do EEGLAB é realizar a ICA (ver figura 4.5). Apesar de este ser um processo muito robusto, do ponto de vista de tempo de processamento, decidiu-se seguir este caminho, uma vez que esta abordagem tem mostrado resultados bastante satisfatórios [52, 53]. Posto isto, depois de filtrados os sinais fez-se a Análise dos Componentes Independentes a partir do EEGLAB a partir da opção ‘*RUN ICA*’.

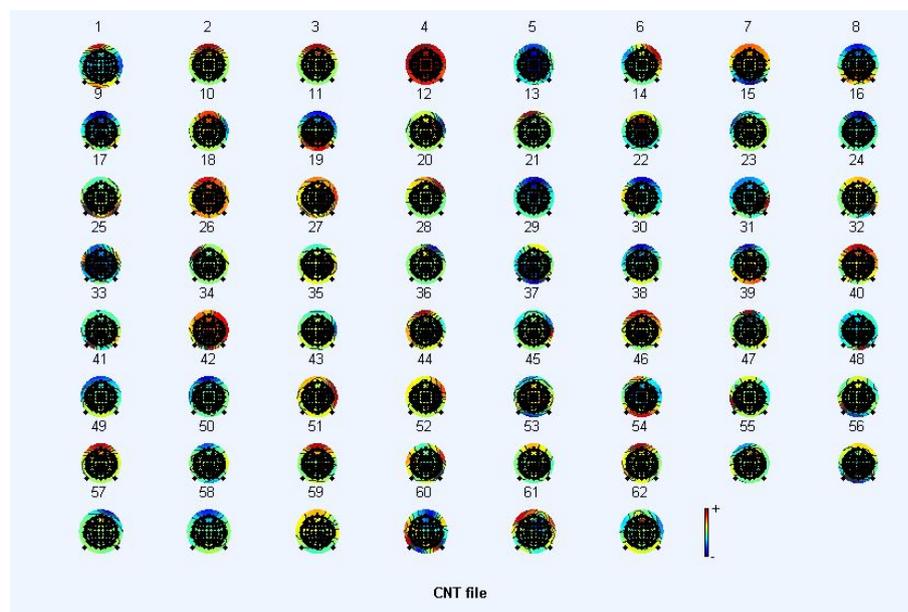


Fig. 4.6: Resultado da Análise dos Componentes Independentes no EEGLAB.

A figura 4.6 representa o resultado da análise ICA de um sinal, a cor vermelha nos diferentes componentes representa a região onde foram encontradas fontes estatisticamente independentes ao sinal original. Depois de fazer a análise ICA, o EEGLAB permite que o utilizador elimine os Componentes Independentes(CI) que considere adequados. Contudo, a sua implementação contínua é muito dependente do utilizador e além disso teria de haver uma investigação muito profunda acerca da forma como interpretar o ruído a partir dos CIs, que daria tema para outro projeto. Para superar esta limitação, Mognon et al. [54], desenvolveu o ADJUST⁴, um algoritmo completamente automático e baseado em ICA, implementado como um *plug-in* do EEGLAB, que tem vindo a ser considerado muito eficiente para remoção dos artefactos fisiológicos mais comuns em sinais EEG. O ADJUST 1.1 foi atuali-

⁴ <http://www.unicog.org/pm/pmwiki.php/MEG/RemovingArtifactsWithADJUST>

zado em Maio de 2014, tendo um número continuamente crescente de utilizadores, sendo também incluído na *NIH Neuroimaging Tools and Resources Platform* ⁵.

Assim, depois de se realizar a análise ICA ('RUN ICA' no EEGLAB), pode correr-se o algoritmo ADJUST (ADJUST 1.1 no EEGLAB) que analisa esses componentes. Neste algoritmo, cada tipo de artefacto está associada a um tipo de características temporais e espaciais:

- **Piscar de olhos:**

- **Diferença da média espacial (DME):** Uma medida especificamente sensível à amplitude maior em áreas frontais em comparação com áreas posteriores;
- **Curtose Temporal:** Calcula a curtose ao longo de do tempo da Componente Independente (CI), esta medida é muito sensível às variações na distribuição de amplitude típica do piscar.

- **Movimentos verticais dos olhos:**

- **DME;**
- **Variância máxima da época:** Calcula o valor máximo ao longo da época de variância temporal, uma medida que é mais sensível que a curtose às pequenas flutuações dos movimentos verticais dos olhos.

- **Movimentos horizontais dos olhos**

- **Diferença espacial do olho-** Esta medida é especificamente sensível às altas amplitudes em canais frontais perto dos olhos, tipicamente em anti-fase (um negativo e um positivo), típicos dos movimentos oculares horizontais;
- **DME.**

- **Descontinuidades genéricas**

- **Características espaciais genéricas das descontinuidades -** Sensível a descontinuidades espaciais locais;
- **DME**

⁵ <http://www.nitrc.org/projects/adjust/>

Como se pode verificar na figura 4.7, o algoritmo ADJUST, indica os componentes que considerou estarem relacionados com os tipos de ruído anteriormente explicados, por exemplo, visualizando a figura, o componente 2 está relacionado com o ruído provocado por piscares de olhos (*Eye Blinks-EB*).

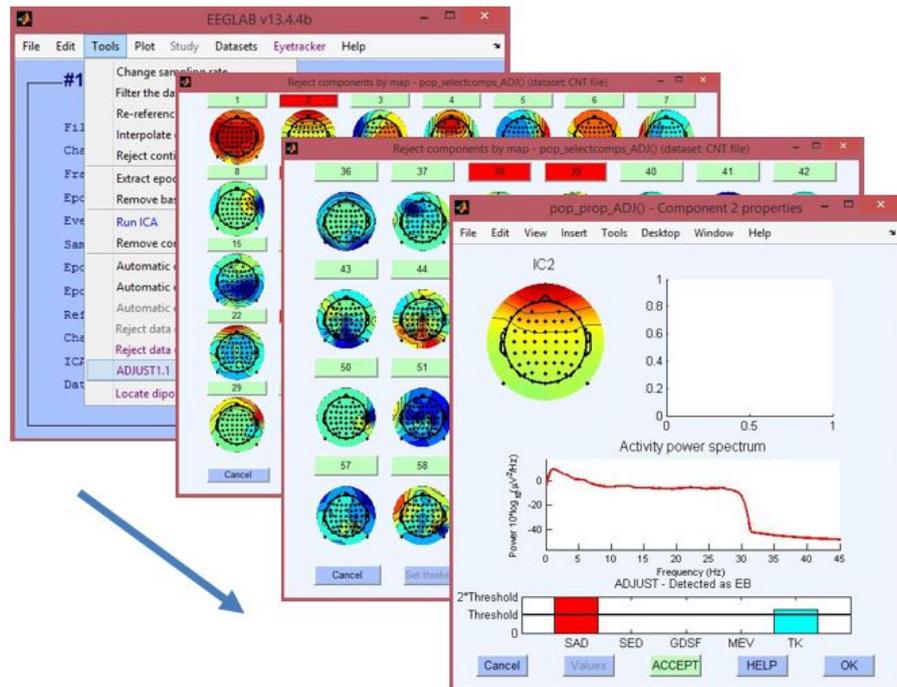


Fig. 4.7: Detecção de um CI relacionado com o ruído provocado pelos piscares de olhos.

Este processo foi realizado em todos os sinais, ou seja, sucintamente, o sinal foi filtrado no intervalo 1-30 Hz, depois disto, selecionou-se '*RUN ICA*' no EEGLAB, seguido da aplicação do algoritmo ADJUST 1.1 na mesma *Toolbox* e da eliminação dos componentes que este identificou como ruído. Com isto, uma grande parte do ruído foi eliminado.

O passo seguinte foi extrair os canais que se consideraram ser de interesse para o estudo da sonolência. Tendo em conta a revisão bibliográfica apresentada na secção 3.3.3, os canais mais referenciados para o estudo da sonolência foram: Fp1, Fp2, F3, F4, P3, P4, O1 e O2. Além de se extraírem estes, resolveu-se analisar também C3 e C4, para abordar todas as regiões da parte central do crânio.

É importante salientar que o algoritmo ADJUST não foi utilizado para pré-processar os dados a serem utilizados no método de deteção e análise de piscares, uma vez que este algoritmo incide principalmente sobre o ruído provocado pelos movimentos oculares e piscares dos olhos e utilizá-lo poderia fazer com que se elimi-

nassem componentes do sinal importantes para a detecção do piscar.

4.4 Considerações Finais

Ao longo deste capítulo foi descrito todo o processo de recolha dos sinais utilizados para análise da sonolência em condução. Foi também descrito todo o pré-processamento realizado em cada um deles de forma a eliminar o ruído do sinal, extrair as frequências de interesse e isolar os canais EEG necessários para o estudo.

Depois de efetuados todos os passos descritos ao longo deste capítulo, tanto os canais necessários para a análise do piscar dos olhos como os canais para análise da variação da potência espectral consideraram-se prontos para serem utilizados pelos dois métodos, descritos no próximo capítulo.

Algoritmos de Processamento

Ao longo deste projeto foram implementados dois algoritmos: O primeiro teve como intuito a detecção e análise automática dos piscares de olhos no EEG. Para além do instante em que ocorria cada piscar, foi analisada a duração total, duração de fecho, duração de abertura, duração do instante entre o fecho e a abertura, amplitude e frequência média. O segundo método teve como objetivo a análise da variação da potência espectral do sinal ao longo do tempo. Ambos os algoritmos foram criados com o objetivo de estudar quais alterações no EEG com a evolução da sonolência do condutor.

5.1 Detecção e Análise do Piscar

Para a detecção dos piscares os canais analisados foram os pré-frontais (Fp1, Fp2 e Fpz). Uma vez que durante o pré-processamento foram filtrados todos os sinais e extraídos os dados dos três canais pré-frontais de cada um deles, para a análise de cada indivíduo o sinal de entrada deste método é um ficheiro no formato .csv com os dados dos 3 canais pré-frontais filtrados entre 2 e 20 Hz, como é o caso do sinal representado na figura 5.1.

O método implementado começa por calcular a média destes 3 canais através da função ‘*mean*’ do *Matlab*. Quando existem vários sinais medidos para uma mesma situação (como é o caso dos sinais dos canais Fp1, Fp2 e Fpz para a análise do piscar), é comum que todos apresentem um pouco de ruído, sendo que esta ferramenta simples permite obter um único sinal, resultante da média dos três anteriores e mais ‘limpo’.

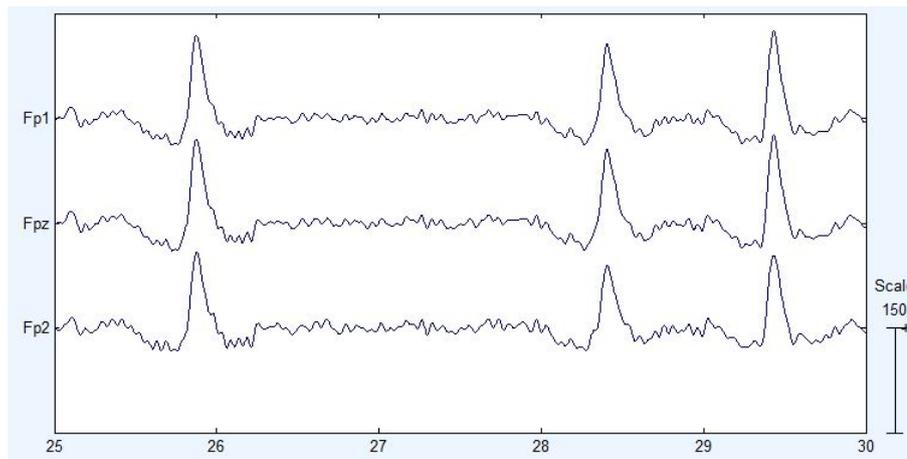


Fig. 5.1: Eléctodos pré-frontais filtrados entre 2 e 20 Hz.

A figura 5.2 mostra o resultado da aplicação da média dos 3 canais no sinal da figura 5.1. Um piscar pode ser visto nos eléctodos pré-frontais, como um pico de amplitude bastante mais elevada do que a restante atividade cerebral. Aplicando a média aos 3 canais, o sinal resultante apresenta os picos igualmente nítidos e permitirá trabalhar com um único sinal (em vez de 3) resultante da informação dos 3 eléctodos pré-frontais.

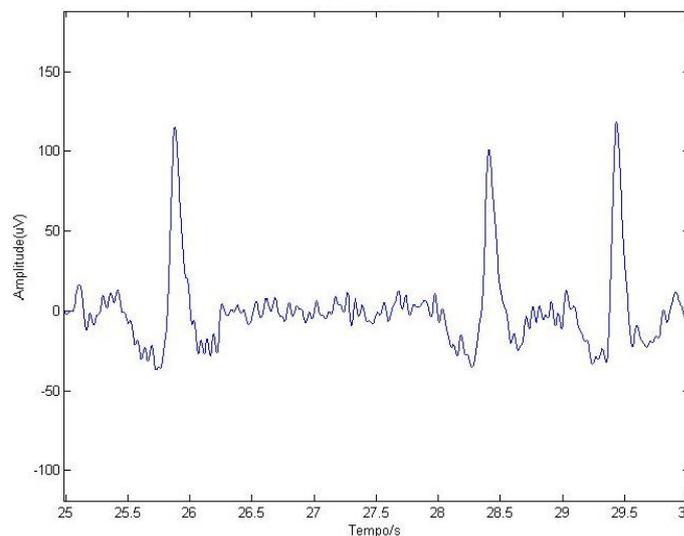


Fig. 5.2: Sinal resultante da média dos 3 canais pré-frontais.

Para a primeira deteção do piscar foi realizada a deteção de picos (máximos locais) utilizando a função *'findpeaks'* do *Matlab*, que encontra todos os picos acima de um determinado *threshold*. Depois de analisar algumas recolhas verificou-se que a amplitude média atingida pelo piscar pode variar bastante inter-indivíduos. En-

quanto alguns indivíduos atingem amplitudes médias no piscar que rondam os $60 \mu\text{V}$, outros por exemplo, apresentam piscares de cerca de $200 \mu\text{V}$, o que faz com que o *threshold* aplicado ao sinal dos segundos necessite de ser bastante superior ao *threshold* dos primeiros. Portanto utilizar um único valor de *threshold* para analisar os sinais de todos os indivíduos não mostrou ser uma boa solução. A partir daqui, haveriam duas opções: a primeira consistia em tornar o algoritmo semiautomático, fazendo com que de acordo com o sinal a analisar, o utilizador escolhe-se o *threshold*, a segunda opção seria tornar o processo de seleção de *threshold* automático de forma a que o algoritmo se adequa-se a cada sinal e fosse independente do utilizador. Escolheu-se a segunda opção, tendo em conta que este método poderá ser utilizado em trabalhos futuros, sendo que um método automático é mais vantajoso.

Analisando visualmente os sinais, verificou-se que durante os 90 minutos as amplitudes médias dos piscares sofreram ligeiras alterações, provocadas talvez pelo facto de os indivíduos estarem muito tempo concentrados no monitor de simulação. Assim, resolveu-se primeiramente dividir o sinal em intervalos de 15 minutos e posteriormente subdividi-los em intervalos de 15 segundos, sendo encontrado o valor máximo de cada um desses subintervalos de 15 segundos, que em princípio na maioria das vezes, corresponde a um pico do piscar. Foi então verificado se algum dos máximos apresentava amplitudes superiores a $400 \mu\text{V}$, se isso acontecesse, esse valor era substituído por um valor igual ao máximo dos 15 segundos anteriores, uma vez que um valor de amplitude tão alto corresponde a ruído e não a um piscar. De seguida, foi calculada a média dos máximos (que será denominada 'b') de cada intervalo de 15 minutos individualmente. O *threshold* de cada intervalo de 15 minutos foi o resultado dessa média multiplicada por uma constante. Portanto, de 15 em 15 minutos o *threshold* adapta-se às alterações na amplitude dos piscares. O valor da constante a multiplicar por 'b' depende da média dos máximos do sinal a ser analisado e foi definido de forma empírica através da análise dos sete sinais. Para tal, para cada um dos intervalos desses 7 sinais foi primeiramente definido um valor de *threshold* que seria adequado para a deteção dos piscares. Posteriormente foi verificado o valor da média dos máximos, e encontrada a constante que multiplicada pela média dos máximos resultaria no *threshold*. Foram definidas as constantes de acordo com o intervalo de amplitudes em que se encontra o valor 'b' (por exemplo, quando 'b' está entre $70 \mu\text{V}$ a $75 \mu\text{V}$ é usada uma constante, enquanto se estiver entre $75 \mu\text{V}$ a $80 \mu\text{V}$ é outra, etc), além disso esta também pode ser diferente consoante o subintervalo do sinal em que se encontra e consoante o valor de 'b' do subintervalo anterior.

Na tabela 5.1 podem analisar-se os diferentes valores de ‘b’ de 2 recolhas diferentes nos diferentes subintervalos. O subintervalo 1 representa os primeiros 15 minutos, o subintervalo 2 os segundos, etc. Como se pode verificar nas duas recolhas, existem subintervalos com valores de ‘b’ entre os $70 \mu\text{V}$ e $75 \mu\text{V}$, contudo constata-se que no sujeito A este é o valor máximo, enquanto no sujeito B é o valor mínimo. O que se verificou, é que não é adequado aplicar o mesmo *threshold* a estes intervalos.

Tab. 5.1: Média dos máximos dos subintervalos de 3 sinais

Subintervalo		1	2	3	4	5	6
Máximos (b)	Sujeito A	51.19	51.34	54.63	73.76	60.69	69.04
	Sujeito B	98.7	72.81	90.04	97.97	90.78	110.62

Assim, antes da definição da constante a multiplicar por ‘b’ ($\text{constante} \cdot b = \text{thresh}$) é analisada a localização do subintervalo no qual esta será aplicada: se for o primeiro (os primeiros 15 minutos do sinal), é-lhe aplicado diretamente uma constante (de acordo com o valor de ‘b’); se for outro (que não o primeiro) e o valor de ‘b’ estiver entre os $60 \mu\text{V}$ e os $110 \mu\text{V}$, é verificado o valor de ‘b’ do subintervalo anterior e tendo em conta esse valor e o valor de ‘b’ do subintervalo atual é aplicada a constante. Em valores de ‘b’ abaixo de $60 \mu\text{V}$ ou acima de $110 \mu\text{V}$ não se mostrou necessária esta verificação, sendo que a constante é aplicada diretamente, independentemente dos intervalos anteriores.

Na tabela 5.2 podem ser visualizadas todas as constantes utilizadas ao longo do algoritmo que, como já foi referido, são valores empíricos sempre definidos através da análise de 7 recolhas. Nesta tabela, o valor da média dos máximos é representado por ‘b’, ‘j’ representa o subintervalo analisado. O valor do *threshold* que é aplicado é representado por ‘c’. A título de exemplo, entre os 45 e os 60 minutos (subintervalo 4) do sinal do primeiro sujeito da tabela 5.1 é feita, para deteção de piscares, a análise da média dos máximos (b) do subintervalo (que neste caso é $73.76 \mu\text{V}$). Uma vez que este é o quarto subintervalo, o algoritmo analisa se no subintervalo anterior, o valor de ‘b’ é igual ou inferior a $80 \mu\text{V}$. Uma vez que isto se confirmou (o valor é inferior a 80), a constante a aplicar a este subintervalo foi 0.45. O *threshold* foi então 73.76×0.45 . Portanto, entre os 45 e os 60 minutos do sinal, picos acima dos $33.19 \mu\text{V}$ foram considerados piscares. A partir do momento em que é encontrada a média dos máximos de cada subintervalo (b), os seguintes passos do algoritmo têm sempre em conta este valor.

Tab. 5.2: Parâmetros para o algoritmo de análise e deteção dos piscares.

b	j	j-1	c	d	e	f	g
$b \leq 52$	—	—	$0.51*b$	20	5	$2.3*b$	$0.7b$
$52 < b \leq 55$	—	—	$0.53*b$	20	5	$2.3*b$	$0.68*b$
$55 < b \leq 60$	—	—	$0.492*b$	20	5	$2.3*b$	$0.8*b$
$60 < b \leq 65$	1	—	$0.49*b$	20	7.5	$1.5*b$	$0.82*b$
	>1	≤ 70	$0.513*b$				
$65 < b \leq 70$	1	—	$0.453*b$	20	7.5	$1.8*b$	$0.82*b$
	>1	≤ 75	$0.47*b$				
$70 < b \leq 75$	1	—	$0.46*b$	20	10	$1.8*b$	$0.82*b$
	>1	≤ 80	$0.45*b$				
$75 < b \leq 80$	1	—	$0.47*b$	20	10	$1.8*b$	$0.82*b$
	>1	≤ 91	$0.43*b$				
			$0.54*b$				
$80 < b \leq 85$	1	—	$0.425*b$	20	10	$1.8*b$	$0.85*b$
	>1	≤ 95	$0.58*b$				
$85 < b \leq 90$	1	—	$0.45*b$	20	12.5	$1.8*b$	$0.85*b$
	>1	≤ 100	$0.475*b$				
			$0.5*b$				
$90 < b \leq 95$	1	—	$0.5*b$	20	12.5	$1.8*b$	$0.95*b$
	>1	≤ 105	$0.46*b$				
			$0.54*b$				
$95 < b \leq 100$	1	—	$0.44*b$	20	12.5	$1.8*b$	$0.95*b$
	>1	≤ 105	$0.58*b$				
$100 < b \leq 105$	1	—	$0.52*b$	25	12.5	$1.6*b$	b
	>1	≤ 100	$0.51*b$				
			$0.54*b$				
$105 < b \leq 110$	1	—	$0.5*b$	25	12.5	$1.6*b$	$0.9*b$
	>1	≤ 115	$0.465*b$				
$110 < b \leq 130$	—	—	$0.45*b$	30	12.5	$1.6*b$	$0.8*b$
$130 < b \leq 185$	—	—	$0.39*b$	30	12.5	$1.6*b$	$0.8*b$
$b > 185$	—	—	$0.37*b$	30	15	$1.6*b$	$0.8*b$

Uma vez detetados os piscares, foi importante para o estudo em questão, detetar o seu início e fim. Para tal foi utilizada novamente a função *findpeaks* mas desta vez dos valores simétricos do sinal, ou seja o que é realmente encontrado são os mínimos do sinal. Foram definidos como início do piscar o primeiro mínimo antes de um máximo e como fim do piscar o primeiro mínimo depois de cada máximo, sendo que para estes também foi definido um *threshold* que variou consoante a média dos máximos encontrada no passo anterior (representado pela letra ‘e’ na tabela 5.2). De salientar que este *threshold* é para os valores simétricos, portanto se o *threshold* for 20, na realidade são definidos como mínimos todos os picos abaixo de $-20 \mu\text{V}$. A figura 5.3 ilustra o resultado da identificação dos piscares.

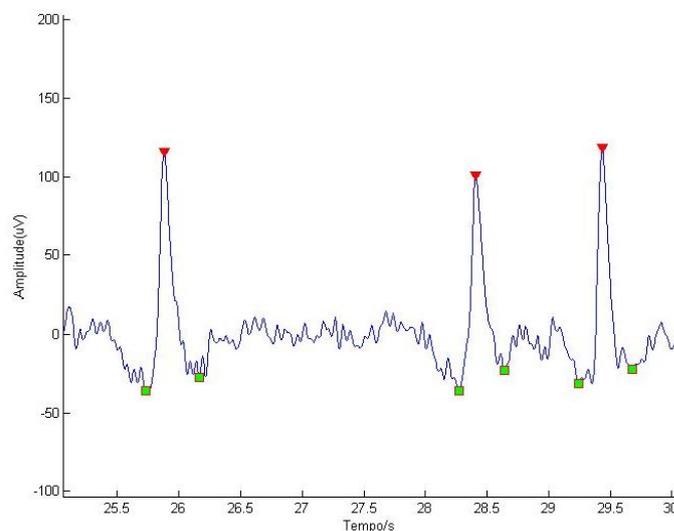


Fig. 5.3: Início e fim de cada piscar detetado pelo algoritmo proposto.

Após a deteção do início e fim do piscar definiu-se uma distância mínima entre dois máximos sucessivos e dois mínimos sucessivos. Isto foi realizado utilizando o parâmetro '*MinPeakDistance*' da função '*findpeaks*': quando forem encontrados dois picos a uma distância inferior à definida permanece o máximo com a maior amplitude ou, se for o caso, o mínimo com menor amplitude. A distância mínima entre máximos foi sempre 40 ciclos (1 segundo tem 256 ciclos) e a distância entre os mínimos variou consoante a média dos máximos (representada por ‘e’ na tabela 5.2). Como se pode analisar na figura 5.4 (a), se esta etapa não fosse aplicada ao algoritmo, em alguns casos seriam detetados dois picos num único piscar, ou seja seriam considerados dois piscares em vez de um só.

Em alguns piscares mais prolongados pelo facto do instante entre o fecho e a reabertura ser maior, o intervalo mínimo definido entre picos mostrou não ser suficiente

o que resultava na deteção de dois picos num único piscar. Contudo, aumentar o valor deste intervalo não seria solução uma vez que com isso poder-se-iam eliminar piscares verdadeiros caso ocorressem dois piscares muito seguidos. O que se constata é que quando são encontrados dois picos num mesmo piscar, não é encontrado nenhum mínimo entre eles e por isso o início dos dois picos seria o mesmo. A solução para este problema foi colocar o algoritmo a verificar se dois picos seguidos partilhavam o mesmo início de piscar e se isso acontecesse, apenas era considerado o primeiro pico encontrado, como representado na figura 5.4 (b).

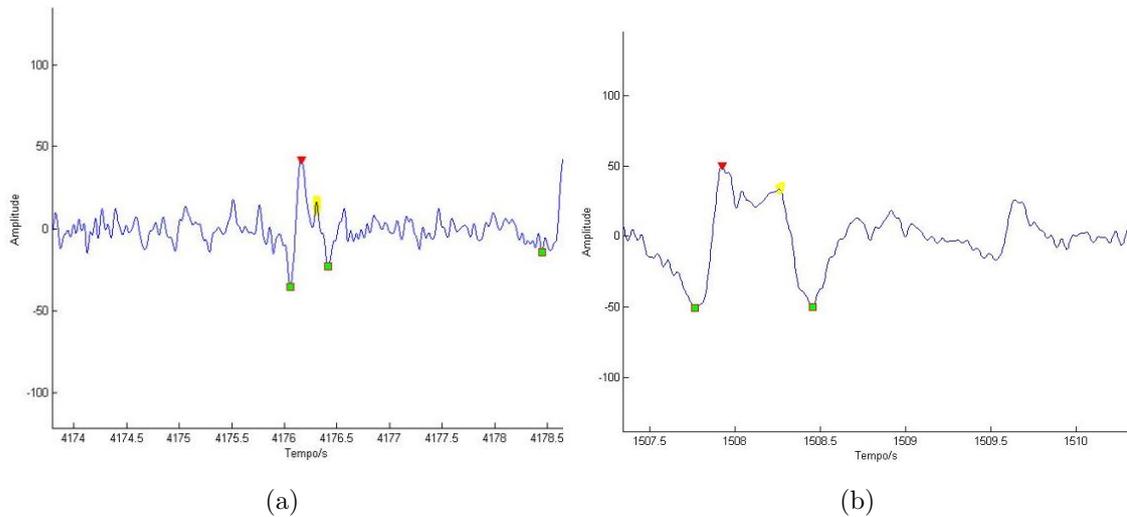


Fig. 5.4: Exemplo de falsos positivos eliminados (a amarelo): (a) Com a implementação do intervalo mínimo entre picos, (b) Com a verificação dos piscares que partilhavam o mesmo início.

Na recolha de um sinal EEG devem ser tomados cuidados para diminuir o ruído (ver secção 3.2.6). Contudo é muito difícil que não hajam interferências no sinal, mesmo que esporadicamente. Sendo os sinais recolhidos neste estudo realizados em simulação de atividade (exigindo o movimento dos indivíduos), torna-se mais provável o aparecimento de ruído, como o ruído muscular. Quando este ocorre normalmente também acontece um elevado aumento na amplitude do sinal o que faria com que o ruído fosse interpretado erradamente como um piscar. Com o intuito de eliminar uma parte das falsas deteções de piscares provenientes do ruído, o próximo passo foi colocar o algoritmo a ignorar os piscares que excedessem uma determinada amplitude. O mesmo fez-se para os pontos considerados como início ou fim, que quando ultrapassaram um determinado valor foram eliminados. Estes valores foram definidos de forma empírica pela análise de 7 recolhas. A amplitude máxima admitida em cada intervalo está representada por ‘f’ na tabela 5.2 e os

valores relativos à amplitude do início e fim dos piscares estão representados por ‘g’. Qualquer piscar em que tanto o pico, como o início ou fim excederam estes valores, passaram a ser descartados (ver figura 5.5).

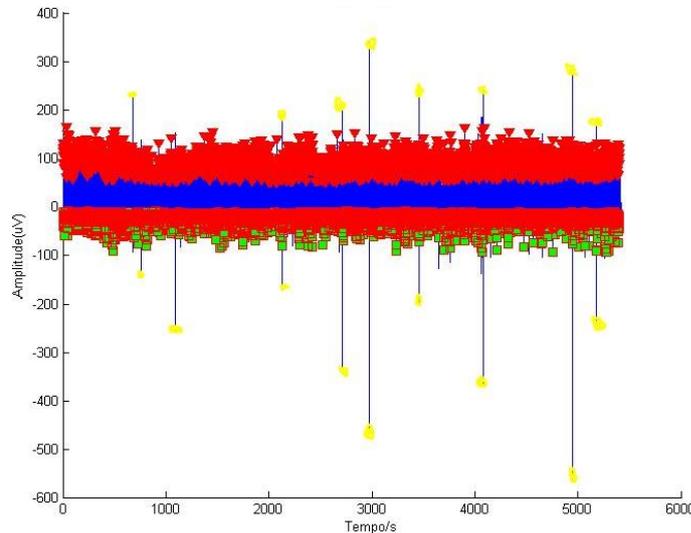


Fig. 5.5: Falsos piscares eliminados (a amarelo) com a delimitação das amplitudes máximas admitidas.

Uma vez detetados os piscares e eliminada uma grande parte dos erros na deteção destes, o restante algoritmo consiste na definição das métricas a serem analisadas. Cada piscar foi analisado segundo duas definições diferentes, que foram brevemente descritas no capítulo 3.5. A análise de ambas foi realizada com o intuito de perceber qual a melhor definição a seguir. As métricas analisadas referentes aos piscares foram: frequência, amplitude, duração total, duração de fecho, duração de abertura e duração do instante entre o fecho e abertura. Tanto a frequência, como a amplitude e a duração do instante entre o fecho e abertura foram calculadas da mesma forma para as duas definições, o que faz com que os resultados sejam os mesmos. A duração total, a duração de fecho e a duração de abertura foram calculadas de formas diferente, de acordo com a definição seguida.

Na primeira definição analisada considera-se que a duração do piscar em EEG é a diferença de tempo entre o fim da abertura e o início do fecho, onde o fim da abertura é o ponto onde termina a queda e o início é o ponto onde inicia a subida. Esta definição não considera o tempo entre o fecho e a reabertura. À semelhança do que foi realizado por Barbato et al. [55] considerou-se o instante entre o fecho e a reabertura, ou seja o instante do piscar em que os olhos estão fechados, desde o momento em que é atingida 90% da amplitude de subida até ao momento em que é

atingida 90% da amplitude de queda (t fechado na figura 5.6). Assim, a duração do fecho dos olhos no piscar foi então dada pela diferença entre o instante em que são atingidos os 90% da amplitude de subida e o instante onde se inicia o piscar (t fecho na figura 5.6). A duração de abertura resultou da diferença entre o fim do piscar e o instante em que é atingida 90% da queda (t abertura na figura 5.6). A partir deste momento esta primeira forma de analisar as métricas do piscar será denominada de FWWM (do inglês *Full Width at Whole Maximum*).

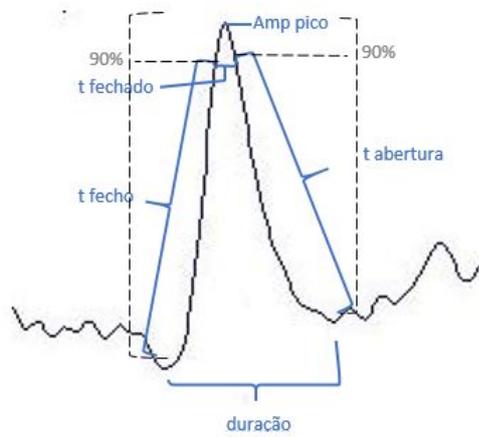


Fig. 5.6: Métricas analisadas a partir de FWWM.

A outra definição comum de duração do piscar em EEG é a soma de metade do tempo de subida e metade do tempo de queda. A primeira parte da duração (fecho) é medida desde metade da amplitude de origem até ao pico, e a segunda parte (abertura) é medida a partir do pico até metade da amplitude da queda. Esta definição deve-se à dificuldade do método FWWM em detetar de forma exata os pontos iniciais e finais dos piscares. Os pontos em que a metade da amplitude é atingida, no entanto, pode ser determinada mais exatamente e são menos afetados pelos erros na localização dos pontos inicial e final do piscar. Para análise do piscar segundo esta definição, o cálculo do instante entre o fecho e a reabertura, foi realizado da mesma forma que o método FWWM, ou seja tendo como base os 90% da amplitude de fecho e de abertura. A duração do fecho, foi calculada pela diferença entre o momento onde é atingida 90% da amplitude de subida e o momento em que é atingida metade da mesma amplitude (t fecho na figura 5.7). A duração de abertura resultou da diferença entre o momento em que é atingida metade da amplitude de queda e a o momento onde é atingida 90% da mesma amplitude (t abertura na

figura 5.7). Esta segunda forma de analisar o piscar, a partir deste momento será denominada FWHM (do Inglês *Full Width at Half Maximum*)

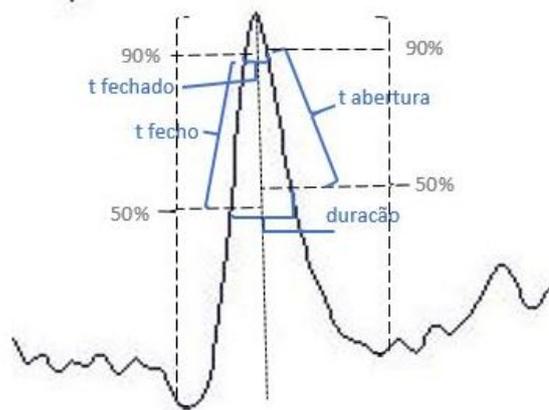


Fig. 5.7: Métricas analisadas a partir de FWHM.

Como já foi referido anteriormente fazendo uma análise superficial dos sinais verificou-se que em alguns indivíduos a amplitude média atingida pelos piscares variou consideravelmente ao longo do tempo, pretende-se portanto analisar se essa variação está relacionada com o aumento da sonolência. Como tal, esta foi uma métrica analisada em todos os piscares e consiste no valor da amplitude atingida pelo pico. Finalmente a última métrica analisada relativa aos piscares foi a frequência, cada pico foi contabilizado como um piscar, sendo que em cada instante é analisada a frequência dos 15, 30, 60 e 120 segundos anteriores.

À semelhança da frequência, a cada instante é analisada a média de todas as outras métricas debitadas pelo método nos 120, 60, 30 e 15 segundos anteriores. Posto isto, a cada instante do sinal analisado, o algoritmo extrai:

- A frequência de piscares nos 120, 60, 30 e 15 segundos anteriores;
- A média das amplitudes dos piscares nos 120, 60, 30 e 15 segundos anteriores;
- A média de durações dos piscares nos 120, 60, 30 e 15 segundos anteriores, segundo FWWM e FWHM;
- A média de durações de fecho dos piscares nos 120, 60, 30 e 15 segundos anteriores, segundo FWWM e FWHM;
- A média de durações de abertura dos piscares nos 120, 60, 30 e 15 segundos anteriores, segundo FWWM e FWHM;

- A média das durações dos instantes de olhos fechados (instante entre o fecho e reabertura) nos 120, 60, 30 e 15 segundos anteriores;

5.2 Análise da Potência Espectral

O algoritmo de análise da potência espectral, teve como objetivo o estudo de possíveis alterações no espectro de frequência do sinal que possam ser indicativas da sonolência dos indivíduos. Para descrever o método elaborado, é importante ter umas noções de algumas ferramentas de processamento de sinal, para depois ser entendido o uso das mesmas no algoritmo.

Transformada de *Fourier*

Dois conceitos fundamentais na análise quantitativa de séries temporais, em particular do EEG, são os conceitos de análises no ‘domínio dos tempos’ e no ‘domínio das frequências’. Quando se pretende analisar o instante em que ocorre um determinado evento, o sinal é considerado no ‘domínio do tempo’, quando se pretende analisar as frequências dominantes do sinal considera-se o ‘domínio das frequências’ [56].

Para passar um sinal do domínio do tempo para o domínio das frequências podem ser utilizadas duas transformadas, a Transformada Discreta de *Fourier* (DFT) ou a transformada de *Wavelet*. A principal diferença entre as duas é que na análise de *Fourier* podem-se extrair apenas informações sobre o domínio da frequência mas perde-se a informação temporal. A Transformada de *Wavelet* tem a capacidade de decompor as funções tanto no domínio da frequência quanto no domínio do tempo. Num estudo realizado por Zoubek et al. [57], onde foram analisados os dois métodos para transformar os sinais EEG do domínio dos tempos para o domínio das frequências, tendo em conta que a informação temporal não era importante, mostrou que nenhum método mostrou ser melhor que o outro. No entanto, para o estudo dos estados acordado/dormir a partir das potências relativas, qualquer um dos vários classificadores usados por este, mostrou uma precisão significativamente mais elevada quando as potências relativas do EEG foram calculados utilizando a DFT.

O teorema de *Fourier* é um importante teorema matemático que garante que qualquer sinal periódico pode ser decomposto num conjunto de funções seno e cosseno, denominadas bases ortogonais, de várias frequências múltiplas da frequência fundamental, que da mesma forma, em operação reversa, somando-se todos os seus

componentes resulta no sinal original. Por exemplo, um traçado EEG com atividade alfa (que a olho nu aparenta ser uma sequência de ondas na frequência alfa) pode ser composto por outras frequências (como por exemplo as atividades beta, teta ou delta) que ao serem sobrepostas, resultam numa atividade elétrica com aparência a olho nu de atividade alfa. A transformação rápida de Fourier, ‘*Fourier Fast Transform*’ (FFT), é uma implementação algorítmico-computacional muito eficiente para calcular a DFT e muito utilizada para decompor os sinais de EEG nas suas diferentes frequências [56, 58].

Extração de características

Uma das formas mais utilizadas para análise das características da frequência de sinais determinísticos e estocásticos é através do espectro de potência. Quando o sinal é determinístico (sequência de valores em que cada valor é inequivocamente determinado por uma regra, como uma expressão matemática), a análise de Fourier é a mais indicada. Quando o sinal é estocástico (função do tempo) podem ser utilizadas dois tipos de técnicas: a paramétrica e a não-paramétrica. A técnica paramétrica assume que o sinal a ser analisado foi gerado por um modelo específico, contudo a escolha do modelo correto é fundamental uma vez que modelos inapropriados podem levar a resultados bastante alterados, o que torna a aplicação desta técnica complexa. Já as técnicas não-paramétricas não assumem uma forma funcional particular, permitindo que a forma do estimador da potência seja determinada totalmente pelos dados. Estes métodos são baseados na DFT do segmento do sinal analisado, ou da sua sequência de autocorrelação [59].

Um dos métodos não-paramétricos mais populares é o periodograma, que é utilizado na análise do espectro de potência de sinais aleatórios estacionários. Este método calcula o quadrado da magnitude da DFT do sinal [58, 60]. É bastante recomendado, que seja feita a aplicação de uma função janela ao sinal antes de se obter a estimativa da densidade espectral de potência. Aplicar uma janela a um sinal no domínio do tempo é equivalente a multiplicar o sinal pela função que representa a janela. No domínio das frequências o espectro de um sinal janelado é a convolução do espectro do sinal original com o espectro da janela. Assim, a aplicação da janela modifica a forma do sinal tanto no domínio do tempo quanto no domínio das frequências, minimizando as margens de transição em formas de onda truncadas. O efeito criado consiste numa suavização do sinal no início e no fim do sinal registrado, controlando a perda (‘*leakage*’) espectral. Geralmente, o termo periodograma

é usado quando a janela é retangular. Já o termo periodograma modificado é usado para ressaltar o uso de uma janela não-retangular (Hanning, Hamming, etc.) [59].

O principal problema do periodograma está na sua variância, que deve ser reduzida para suavizar o espectro estimado. Sabe-se, também, que a variância da soma de K variáveis aleatórias independentes e identicamente distribuídas é $1/K$ vezes a variância de cada variável aleatória. Assim, umas das soluções para a redução da variância do periodograma é calcular a média dos periodogramas de K diferentes realizações de um sinal aleatório estacionário. Para isso, divide-se o sinal de interesse $x(n)$, em K segmentos menores e contíguos, este método é conhecido como método de Bartlett. Tipicamente, o sinal a analisar é dividido em segmentos de tempo com uma duração escolhida. Posteriormente é computada a FFT de cada um desses segmentos e calculado o quadrado da magnitude da transformada. Finalmente é realizada a média do resultado anterior de todos os segmentos, obtendo-se assim a potência espectral do sinal. Esta estimativa apresenta alta resolução, mas com grande vazamento espectral e variância também relativamente grande. Assim, surgiu o método de Welch, que é baseado no método de Barlett mas acrescenta sobreposições [59].

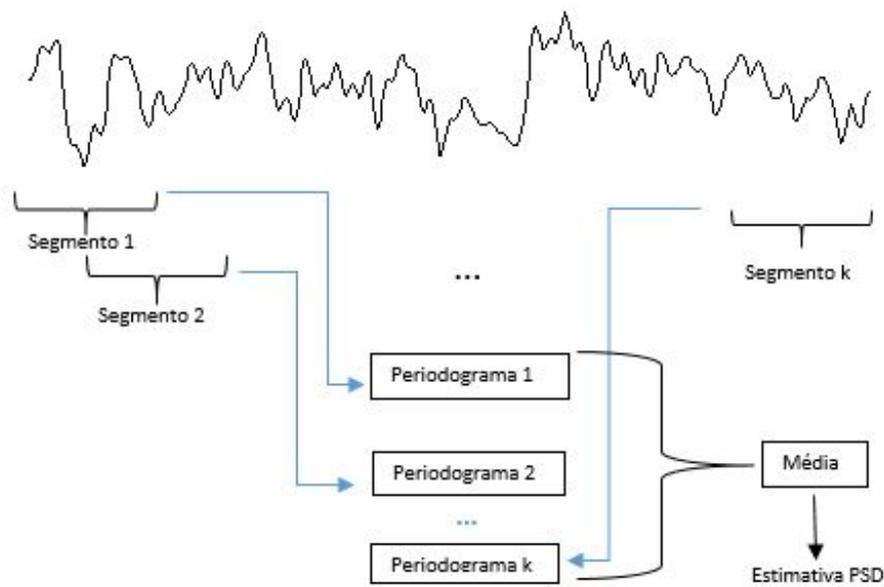


Fig. 5.8: Método de Welch com 50% de sobreposição.

Como representado na figura 5.8, no método de Welch, o sinal é dividido em segmentos sobrepostos: Os segmento de dados original é dividido em L segmentos de dimensões M , sobrepondo-os em D pontos. Se $D=M/2$, a sobreposição é de 50%. Se $D=0$, a sobreposição é de 0%, resultando na mesma situação que no método de

Bartlett. Welch mostrou que os segmentos sobrepostos por 50% reduzem a variância num fator de 2, devido à duplicação do número de segmentos. Mais sobreposição não resulta em redução adicional de variância porque os segmentos de dados tornam-se cada vez menos independente [59]. Uma vez que esta técnica se baseia numa abordagem de janelas, esta assume primeiramente que o sinal é estacionário dentro da janela. Portanto, este método deve ser preferencialmente utilizado com segmentos de janelas pequenas, de forma a reduzir os efeitos não-estacionários presentes no EEG, dentro dessa janela [60].

Algoritmo Proposto

Uma vez revistos alguns conceitos, será descrita a elaboração do método proposto neste projeto para extração de várias características do EEG relacionadas com a potência espectral. Uma visão geral deste método pode ser vista na figura 5.9.

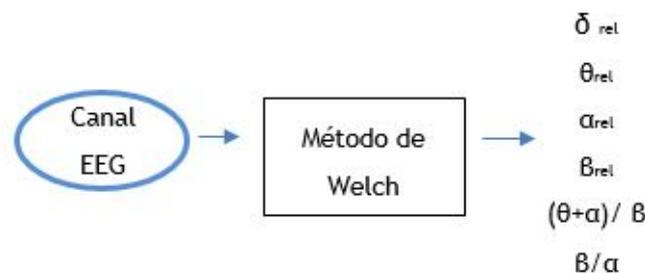


Fig. 5.9: Visão geral do método de análise da potência espectral proposto.

Uma vez que se pretende analisar as variações na potência espectral dos canais Fp1, Fp2, F3, F4, C3, C4, P3, P4, O1 e O2 ao longo do tempo, o sinal de entrada deste método é um dos canais a analisar. Assim, dividiu-se o sinal de entrada em intervalos de dois segundos, usando uma janela deslizante de um segundo. À semelhança do método utilizado por Awais et al [40], para a análise da potência espectral em cada intervalo foi computado o método do periodograma de Welch através da função ‘pwelch’ do *Matlab*, utilizando uma janela *hanning* e uma sobreposição de 50%. A figura 5.10, mostra o resultado da análise de um segmento de dois segundos. O espectro de potência do sinal da figura encontra-se distribuído entre 1 e 30 Hz, que corresponde ao intervalo de frequências no qual se filtrou anteriormente todos os sinais.

Posteriormente, em cada segmento de dois segundos, foram calculadas as potências de cada banda, ou seja, depois de analisada a potência espectral total do

segmento, foi calculada a potência das diferentes bandas δ ([1-4] Hz), θ ([4-8] Hz), α ([8-12] Hz) e β ([12-30] Hz). Por exemplo, a potência de delta resulta da soma das potências das frequências entre 1 e 4 Hz. Finalmente foi calculada a potência relativa de cada uma destas bandas e a relação $(\theta+\alpha)/\beta$.

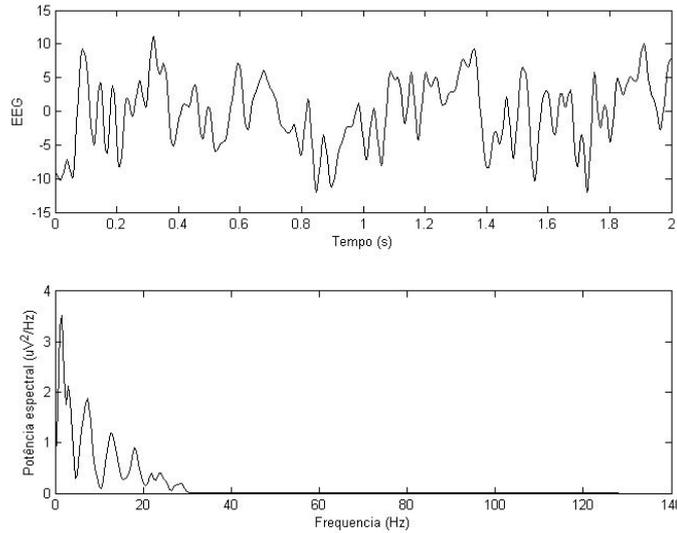


Fig. 5.10: Exemplo de um sinal (cima) e respetiva potência espectral (baixo) num segmento de 2 s.

Assim, o algoritmo extraí a cada segundo a seguinte informação relativa ao espectro de potência dos dois segundos imediatamente anteriores:

$$\delta_{rel} = \delta_{power} / (\delta_{power} + \theta_{power} + \alpha_{power} + \beta_{power}) \quad (5.1)$$

A equação 5.1 refere-se ao cálculo de δ relativo, ou seja calcula a energia da banda δ em relação à energia total do espectro do EEG.

$$\theta_{rel} = \theta_{power} / (\delta_{power} + \theta_{power} + \alpha_{power} + \beta_{power}) \quad (5.2)$$

A equação 5.2 refere-se ao cálculo de θ relativo, ou seja calcula a energia da banda θ em relação à energia total do espectro do EEG.

$$\alpha_{rel} = \alpha_{power} / (\delta_{power} + \theta_{power} + \alpha_{power} + \beta_{power}) \quad (5.3)$$

A equação 5.3 refere-se ao cálculo de α relativo, ou seja calcula a energia da banda

α em relação à energia total do espectro do EEG.

$$\beta_{rel} = \beta_{power} / (\delta_{power} + \theta_{power} + \alpha_{power} + \beta_{power}) \quad (5.4)$$

A equação 5.4 refere-se ao cálculo de β relativo, ou seja calcula a energia da banda β em relação à energia total do espectro do EEG.

$$R_A = (\theta_{power} + \alpha_{power}) / \beta_{power} \quad (5.5)$$

A equação 5.5 calcula a relação entre a soma das potências das bandas θ e α e a potência da banda β do EEG no instante analisado.

Com os parâmetros apresentados, pretende-se analisar possíveis alterações que ocorram no espectro de potência do EEG, que sejam indicadoras do avançar da sonolência dos indivíduos.

5.3 Considerações Finais

Neste capítulo foram descritos os passos para a elaboração dos métodos de análise do EEG. O método de detecção dos piscares analisa duas definições de piscares diferentes, para posterior verificação da definição mais adequada para este estudo. A partir deste método será possível analisar as variações na frequência, amplitude, duração total, duração de fecho, duração de abertura e duração do instante entre o fecho e abertura ao longo dos sinais.

Relativamente ao método de análise da potência espectral do sinal, a cada segundo este método extrai as potências relativas de cada banda bem como a relação $(\theta_{power} + \alpha_{power})/\beta_{power}$. No próximo capítulo será possível verificar os resultados da análise dos sinais em simulação de condução através da utilização destes métodos.

Resultados e Discussão

Neste capítulo, em primeiro lugar será analisado o algoritmo de detecção automática de piscares. Apenas este algoritmo poderá ser validado uma vez que não existe forma de validar o algoritmo de análise da potência espectral. Posteriormente serão analisados os dados obtidos a partir da utilização dos dois algoritmos na análise dos sinais de EEG dos indivíduos em simulação de condução. Inicialmente analisar-se-ão os dados dos piscares dos olhos e a sua relação com o aumento da sonolência, de forma a perceber se existem mudanças que possam ser indicativas dos diferentes níveis desta. Finalmente serão analisados os dados relativos à potência espectral do sinal.

6.1 Validação do algoritmo de detecção de piscares

De forma a analisar a credibilidade do algoritmo de detecção de piscares, foram analisadas as gravações de vídeo de 6 recolhas (30 minutos de cada), recolhidas estas diferentes das que foram analisadas para a elaboração do algoritmo. Isto correspondeu a mais de 5000 piscares analisados. Nesta análise foi anotado sempre que um indivíduo piscou os olhos e posteriormente foi verificado se o algoritmo detetou estes piscares. Uma vez que cada recolha teve uma duração de 90 minutos e que o algoritmo de 15 em 15 minutos atualiza o *threshold*, cada uma das recolhas teve um total de 6 *thresholds*. Assim, para analisar se estas alterações de *threshold* se mostraram adequadas, os 30 minutos analisados foram subdivididos em intervalos de 5 minutos pertencentes a cada *threshold*. Assim, analisou-se a credibilidade do algoritmo do início ao fim da recolha. Outro aspeto que se teve atenção, foi ana-

lisar recolhas em que os indivíduos apresentassem amplitudes de piscares distintas, ou seja, analisar tanto indivíduos em que a média de amplitudes de piscares fosse baixa, como indivíduos com valores de amplitudes médios e altos.

Para verificar se um leigo no assunto tem a capacidade de analisar corretamente através de vídeo o que é um piscar, foi pedido a um segundo avaliador não especializado na matéria, para analisar 30 minutos de um vídeo e identificar os instantes dos piscares. Isto depois de lhe ser mostrada uma definição escrita do que é um piscar e de como se pode detetar visualmente, sendo que ambos tiveram acesso a esta definição. Para tal, ambos analisaram os vídeos, assinalando os instantes em que ocorreram piscares de olhos. Posteriormente verificou-se o número de piscares que ambos assinalaram no mesmo instante e o número de piscares em que não houve concordância (um avaliador assinalou como piscar e outro não assinalou). Durante os 30 minutos analisados ambos entraram em concordância em relação a 1218 piscares, no entanto existiram 9 casos em que um avaliador considerou que houve piscar e outro avaliador considerou que não.

$$\text{Sensibilidade} = \frac{1218}{1218 + 9} = 0.9927 \quad (6.1)$$

Assim, verificou-se que os dois entraram em concordância em 99.27% dos casos, o que mostrou que uma pessoa não especializada na matéria consegue identificar facilmente um piscar.

6.1.1 Métodos de Validação

Em geral, os resultados de um teste podem ser resumidos pela chamada matriz de confusão [61]. A matriz de confusão para o método que se pretende analisar é apresentada na tabela 6.1.

Tab. 6.1: Relação ente os resultados obtidos pelo método e os dados reais.

		Resultado do Método	
		Positivo	Negativo
Resultado Real	Presença de Piscar	Verdadeiro Positivo	Falso Negativo
	Ausência de Piscar	Falso Positivo	Verdadeiro Negativo

Em que:

- **Verdadeiro Positivo (VP)** - Quando ocorre um piscar e o método deteta-o;
- **Falso Positivo (FP)**- Quando o método deteta um piscar mas este não ocorreu;
- **Falso Negativo (FN)**- Quando ocorre um piscar mas o método não o deteta;
- **Verdadeiro Negativo (VN)**- Quando não ocorre piscar e o método também não deteta.

Ao contrário dos métodos elaborados com o intuito de diagnóstico de patologias, não é possível atribuir níveis de gravidade aos erros deste método. Ou seja não é possível dizer se um FP traz mais interferências negativas aos resultados do que um FN. Uma vez que na validação deste método não é possível analisar os verdadeiros negativos (dado que só é possível verificar se os piscares de olhos que o algoritmo detetou aconteceram ou não), foram analisadas apenas medidas que relacionavam os VP, FP e FN. Os VN ocorreriam em todos os momentos da recolha em que o indivíduo não estivesse a piscar [61]. Assim, os métodos analisados foram então a Sensibilidade e o Valor Preditivo Positivo.

Sensibilidade

A sensibilidade representa a capacidade que o método tem para detetar os verdadeiros positivos. Neste caso específico, está relacionada com a capacidade que este apresenta para detetar os piscares que realmente existem [61].

$$\text{Sensibilidade} = \frac{VP}{VP + FN} \quad (6.2)$$

Valor Preditivo Positivo

O valor preditivo positivo (VPP), ou taxa de precisão, representa a proporção de piscares detetados pelo método que são realmente piscares.

$$VPP = \frac{VP}{VP + FP} \quad (6.3)$$

6.1.2 Resultados de Validação

Depois de analisados os vídeos e os dados debitados pelo método de detecção de piscares os resultados foram os apresentados na tabela 6.2.

Tab. 6.2: Resultados da Validação

Sujeito	Amplitude (μV)	Total de Piscares	VP	FP	FN	Sensibilidade	VPP
A	86-111	207	201	8	6	97.1%	96.2%
B	51-74	479	448	45	31	93.5%	90.9%
C	109-123	1169	1156	11	13	98.9%	99.0%
D	174-187	1230	1218	5	12	99.0%	99.6%
E	60-82	531	511	34	20	96.2%	94.8%
F	225-245	1715	1700	7	15	99.1%	99.6%
Total		5331	5234	110	97	98.2%	97.9%

Fazendo a análise da tabela 6.2, consegue perceber-se que o método apresenta melhores resultados na análise dos sujeitos com amplitudes de piscares maiores. É possível perceber, que quanto maior a amplitude dos piscares dos indivíduos, maior a sensibilidade do método, ou seja, maior a capacidade do método para detetar os piscares. O mesmo acontece com o VPP, quanto maior a amplitude de piscar do indivíduo maior a proporção de VP em relação aos FP e FN. Isto é compreensível, uma vez que os piscares com maior amplitude apresentam maior distinção em relação à restante atividade cerebral ou em relação aos movimentos oculares.

Realizando uma análise geral do método (somando os dados de todos os indivíduos), pode concluir-se que em geral o algoritmo apresenta resultados bastante satisfatórios na deteção de piscares, uma vez que apresenta percentagens de Sensibilidade e de VPP próximas dos 100%. Sendo assim considerou-se que o algoritmo pode ser usado para o estudo da variação dos piscares dos indivíduos durante a condução.

6.2 Análise dos resultados

Nesta secção serão analisadas as alterações tanto nos piscares dos olhos como na potência espectral do EEG com o evoluir da sonolência. É conveniente relembrar, que os sinais EEG recolhidos foram anteriormente analisados e cada instante destes foi classificado como nível de sonolência 0, 1 ou 2. O nível 0 refere-se ao nível em que o indivíduo se encontra completamente desperto, o nível 1 aos instantes de sonolência leve e o nível 2 aos instantes de sonolência grave que desencadeia a desatenção na condução pelo facto dos condutores não resitirem ao sono. Serão analisadas as

alterações visíveis em EEG com o evoluir destes níveis. Tanto a análise do piscar como da potência espectral, serão realizadas de acordo com diferentes níveis de sonolência dos indivíduos, para desta forma investigar possíveis padrões indicativos do avançar da mesma.

6.2.1 Piscar de Olhos no Estado de Alerta

Inicialmente serão analisadas as características do estado de alerta máximo dos indivíduos. Foi considerado que estes estavam neste estado nos primeiros 3 minutos de recolha. Poderia ser considerado estado de alerta o nível 0 anteriormente visualizado em vídeo, contudo a maioria dos estudos publicados, apenas consideraram estado de alerta máximo como os primeiros minutos de recolha. Ao longo do tempo o estado de alerta vai-se degradando até se poder considerar nível 1. Através dos dados debitados pelo método de deteção de piscar, analisou-se quantas vezes os indivíduos piscaram durante esses 3 minutos e calculou-se a frequência de piscares por minuto para todos eles. Foi calculada também a média de todos os outros parâmetros do piscar para estes 3 minutos.

Como se pode verificar na tabela 6.3 os parâmetros ‘frequência de piscares’ e ‘amplitude’ variaram bastante inter-indivíduos.

Tab. 6.3: Frequência e amplitude médias dos piscares no estado de alerta.

	Frequência (Piscar/min)	Amplitude (μV)
Indivíduo com o valor Mínimo	4	39.104
Indivíduo com o valor Máximo	58.333	196.179
Média dos indivíduos	25.176	95.235

O indivíduo que apresentou menor frequência de piscares no estado de alerta piscou em média 4 vezes por minuto. Enquanto o indivíduo que apresentou maior frequência, piscou em média 58.33 vezes por minuto. A média de frequência de piscares de todos os indivíduos foi 25.18. Em 2008, Schleicher et al. [45] também concluiu que a frequência de piscares varia bastante inter-indivíduos. Relativamente à amplitude média dos piscares no estado de alerta, esta variou dos 39.10 μV , no indivíduo com amplitudes de piscares menores, aos 196.17 μV , no indivíduo com

amplitudes de piscares maiores, a média de todos os indivíduos foi de $100.35 \mu\text{V}$. Isto entra em concordância com Mansor et al. [31], que refere que a amplitude dos picares pode variar bastante consoante o indivíduo.

Como foi mencionado ao longo do capítulo anterior, as métricas relacionadas com os piscares foram analisadas segundo duas definições diferentes, o que resultou em dois métodos de análise. O primeiro método, FWWM, considera que a duração do piscar em EEG é a diferença entre o instante de fim da abertura e o instante início do fecho, onde o fim da abertura é o ponto onde termina a queda e o início do fecho é o ponto onde inicia a subida. O segundo método, FWHM, considera que a duração do piscar é a soma de metade do tempo de subida e metade do tempo de queda. A primeira parte da duração é medida desde metade da amplitude de subida até ao pico, e a segunda parte é medida a partir do pico até metade da amplitude da queda.

Relativamente às métricas calculadas para o piscar em estado de alerta, tendo em conta os dados obtidos por FWWM, estas podem ser analisadas na tabela 6.4.

Tab. 6.4: Métricas do piscar em estado de alerta pelo método FWWM

	Piscar (s)	Fecho (s)	Abertura (s)	Olhos fechado (s)
Indivíduo com o valor Mínimo	0.267	0.071	0.135	0.031
Indivíduo com o valor Máximo	0.388	0.116	0.233	0.052
Média dos indivíduos	0.334	0.100	0.195	0.039

Como se pode verificar, o indivíduo com a duração média de piscares de 0.267 s no estado de alerta foi o que apresentou o valor menor e o indivíduo com duração média de piscares superior correspondeu a 0.388 s. Analisando a média de duração dos piscares no estado de alerta de todos os indivíduos, esta mostrou ser de 0.334 s. Este valor é consideravelmente superior aos 0.200 s de duração média dos piscares em estado de alerta verificados tanto por Stern et al. [42] como por Caffier et al. [43].

Como a duração total dos piscares mostrou uma média relativamente superior à dos estudos mencionados, as restantes durações analisadas também foram consequentemente superiores. A duração do fecho variou dos 0.071 s aos 0.116 s, com um valor médio de 0.100 s, a duração de abertura variou dos 0.135 s aos 0.233 s segundos, com uma média de 0.195 s. Por fim, o tempo em que os indivíduos permaneceram

de olhos fechados, ou seja, o tempo entre o fecho e a reabertura dos olhos variou dos 0.031 s aos 0.052 s, com uma média de 0.039 s. Caffier et al. [43] também analisou o tempo de fecho e de abertura no estado de alerta, verificando uma duração de fecho dos olhos com um valor médio de 0.063 s e uma duração média de abertura de 0.138 s. Os resultados obtidos por este são significativamente distantes dos obtidos pelo método FWWM deste projeto. O tempo entre o fecho e a reabertura dos olhos foi raramente investigado na literatura como um indicador de sonolência. Dos estudos analisados, apenas Schleicher et al. [45] referiu um duração entre os 1-4 ms, que mostram ser muito distantes dos quase 40 ms analisados neste estudo. Os resultados de ambos não podem ser discutidos uma vez que Schleicher et al. apenas refere que estas medidas são resultantes da análise de sinais EOG, não sendo explícitos os momentos em que foram considerados o início e o fim desta métrica.

Como mencionado na secção 3.4, os pontos exatos de início e fim do piscar são difíceis de definir, o que pode ser a causa das diferenças entre os resultados obtidos por este método e os resultados dos estudos mencionados. Os pontos em que metade da amplitude é atingida, no entanto, podem ser determinados de forma mais exata e são menos afetados pelos erros na localização dos pontos inicial e final do piscar. Na figura 6.1, verificam-se dois possíveis pontos de fim de um piscar (vermelho e azul). É de salientar que nem uma pessoa muito especializada na análise de piscares em EEG consegue localizar os pontos exatos de início e fim deste.

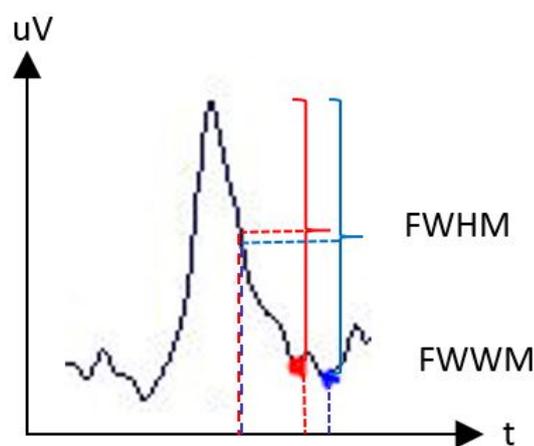


Fig. 6.1: Diferenças entre a análise das métricas segundo FWWM e FWHM.

Ao analisar a figura 6.1 consegue-se perceber que o intervalo de tempo entre o ponto vermelho e o azul é bastante superior ao intervalo de tempo dos pontos a meia amplitude. Segundo FWWM, a duração do piscar seria bastante superior

se o fim fosse o ponto identificado a azul do que se o fim fosse o representado pelo ponto vermelho. Isto faz com que as durações resultantes de FFWW sejam bastante suscetíveis aos erros de má localização do início e do fim do piscar. Já segundo FWHM, quer o fim do piscar fosse o ponto vermelho ou o azul, a duração do piscar iria ser praticamente a mesma, sendo este método menos suscetível a erros de localização do início e do fim do piscar.

Relativamente às métricas calculadas para o piscar em estado de alerta tendo em conta os dados obtidos por FWHM, estas podem ser analisadas na tabela 6.5.

Tab. 6.5: Métricas do piscar em estado de alerta a partir de FWHM

	Piscar (s)	Fecho (s)	Abertura (s)	Olhos fechados (s)
Indivíduo com o Valor Mínimo	0.091	0.021	0.035	0.031
Indivíduo com o Valor Máximo	0.136	0.035	0.062	0.052
Média dos indivíduos	0.113	0.027	0.047	0.039

Como se pode verificar, o indivíduo com a duração média de piscares no estado de alerta de 0.091 s foi o que apresentou a média menor, enquanto que o indivíduo com duração de piscares superior correspondeu a uma média de 0.136 s, a média de duração dos piscares de todos os indivíduos no estado de alerta foi 0.113 s. A duração do fecho variou dos 0.021 s aos 0.035 s, com um valor médio de 0.027 s. A duração de abertura variou dos 0.035 s aos 0.062 s, com uma média de 0.047 s. O tempo entre o fecho e a reabertura dos olhos apresentou valores iguais aos do método FFWM uma vez que foi usada a mesma forma de cálculo. Portanto, este variou no estado de alerta máximo dos 0.031 s aos 0.052 s, com uma média de 0.039 s.

Relativamente aos valores resultantes do método FWHM, não foram encontrados dados noutros estudos que possibilitassem a sua comparação. Isto deve-se ao facto da maioria dos estudos que utilizaram esta definição não analisarem os valores em si, mas as relações entre valores médios no estado de alerta e os valores nos outros níveis de sonolência. Nas suas análises estes referiram se houve aumento ou diminuição na duração das diferentes métricas e em que proporção, não disponibilizando valores concretos. Isto é compreensível uma vez que neste método analisa-se apenas metade do pico correspondente ao piscar, o que faz com que não seja correto dizer que as

durações totais das diferentes métricas são as obtidas por este.

Analisando tanto os dados obtidos pelo método FWWM (tabela 6.4), como os dados obtidos por FWHM (tabela 6.5), pode concluir-se que o piscar é complexo e varia bastante inter-indivíduo. Analisar alterações segundo valores concretos não é muito adequado.

6.2.2 Piscar de Olhos no Estado de Sonolência

Uma vez que se verificou que o piscar varia bastante inter-indivíduos, considerou-se que a melhor forma de estudar as variações do piscar com a sonolência seria calculando a relação das durações do piscar em estado de alerta com as durações nos diferentes níveis que se pretende analisar.

Considerando:

P_{a1} = Média de frequência de piscar em estado de alerta máximo (3 primeiros minutos) do indivíduo 1.

P_{b1} = Frequência média de piscar do mesmo indivíduo num dado intervalo que se pretende analisar. Ao analisar o nível 1 de sonolência, P_{b1} refere-se à média da frequência de piscares, durante os instantes em que o indivíduo se encontrou no nível 1 de sonolência. Quando se analisa os 120 segundos anteriores ao momento em que o indivíduo atingiu o nível 2, P_{b1} refere-se à frequência média nesses 120 segundos. O mesmo é feito para os restantes intervalos analisados.

A relação analisada será:

$$\bar{R}_f = \frac{P_{b1}}{P_{a1}} \quad (6.4)$$

Quando o valor da relação é muito próximo de 1 significa que o piscar não sofreu alterações significativas em relação ao estado de alerta, quando o valor da relação é inferior a 1 significa que houve uma diminuição da métrica em questão, quando por outro lado, é superior a 1 significa que sofreu um aumento em relação ao estado de alerta. Para cada indivíduo, esta relação será estudada não só para a frequência mas também para todas as outras métricas.

Nível 1 - Sonolência Leve

Foram analisadas as diferenças entre as métricas do piscar no estado estado de sonolência leve (nível 1) e o estado de alerta máximo (primeiros 3 minutos). Para tal, separaram-se os indivíduos que atingiram o nível 1 mas nunca saíram deste, ou

seja nunca atingiram o nível 2, dos indivíduos que não resistiram ao sono e atingiram posteriormente o nível 2. De seguida foi calculada a média dos resultados destes dois grupos.

A tabela 6.6 mostra os dados referentes à frequência e amplitude dos piscares. Nesta é visível a relação destes parâmetros entre o nível de alerta máximo e o nível 1 de sonolência.

Tab. 6.6: Relação do nível 1 com o estado de alerta para a frequência e amplitude.

		Indivíduos que nunca atingiram o nível 2	Indivíduos que atingiram o nível 2
Relação c/ alerta	Frequência	1.740	1.006
	Amplitude	0.932	0.881

Analisando a tabela 6.6, é possível verificar que, em média, os indivíduos que nunca chegaram a atingir o nível 2 de sonolência, mostraram uma frequência de piscares no nível 1 cerca de 74% maior à do estado de alerta. Por outro lado os indivíduos que chegaram a atingir o nível 2, não mostraram alterações significativas. Isto poderá ser um indicativo de que o método de ‘auto-ativação’ dos indivíduos para resistirem ao adormecimento, foi aumentar a frequência de piscares.

Relativamente à amplitude atingida pelos piscares, em ambos os casos esta mostrou ser inferior à amplitude dos piscares do estado de alerta. Nos primeiros, diminuiu 7% e nos segundos diminuiu 12%. Ou seja, os indivíduos que ficaram mais sonolentos apresentaram uma maior diminuição da amplitude do piscar. Estes dados sugerem que a diminuição na amplitude do piscar está relacionada com a sonolência.

A tabela 6.7 mostra os dados referentes às várias métricas dos piscares no nível 1 analisadas pelo método FWWM.

Tab. 6.7: Relação do nível 1 com o estado de alerta para as métricas FWWM.

		Indivíduos que nunca atingiram o nível 2	Indivíduos que atingiram o nível 2
Relação com o estado de alerta	Piscar	1.038	1.064
	Fecho	1.109	1.129
	Abertura	1.003	1.014
	Fechado	1.081	1.137

Analisando a tabela 6.7, verifica-se que utilizando as medidas do método FWWM não é possível grande distinção entre os indivíduos que chegaram a atingir o nível 2 e

os indivíduos que nunca atingiram. As alterações existentes nas métricas de ambos os métodos são muito semelhantes e mostraram valores muito próximos do estado de alerta. As diferenças observadas, apesar de mínimas, são sempre aumentos dos valores destas métricas.

A tabela 6.8 mostra os dados referentes às várias métricas dos piscares no nível 1 analisadas pelo método FWHM.

Tab. 6.8: Relação do nível 1 com o estado de alerta para as métricas FWHM.

		Indivíduos que nunca atingiram o nível 2	Indivíduos que atingiram o nível 2
Relação com o estado de alerta	Piscar	1.040	1.211
	Fecho	1.119	1.340
	Abertura	1.006	1.202
	Fechado	1.081	1.137

Analisando as métricas pelo método FWHM, as diferenças entre os dois grupos, já são mais evidentes. A partir deste método, consegue perceber-se que apesar de, como foi verificado anteriormente, a frequência de piscares dos indivíduos que nunca atingiram o nível 2 se ter alterado bastante no nível 1 a durações das diferentes métricas mantiveram-se muito semelhantes às do estado de alerta. Pelo contrário, nos indivíduos que atingiram o nível 2, apesar da frequência de piscares se manter relativamente constante, a duração total destes, duração de fecho, duração de abertura e duração do instante entre o fecho e reabertura sofreram aumentos significativos.

Nos indivíduos que nunca atingiram o nível 2 de sonolência, é possível verificar que houve um aumento muito ligeiro de todas as métricas durante o nível 1. Mais concretamente, verifica-se um aumento de 4% na duração total do piscar, um aumento de 11.9% na duração do fecho, um aumento de 0.6% na duração de abertura e um aumento de 8.1% na duração do instante entre o fecho e a reabertura. Nos indivíduos que chegaram a atingir o nível 2, todas as métricas analisadas sofrem aumentos mais significativos. A duração total do piscar no nível 1 aumentou 21.1% em relação ao estado de alerta, este aumento mostrou dever-se principalmente ao aumento na duração do fecho, que foi de 34%. A duração da abertura foi 20.2% superior e o instante entre o fecho e a abertura mostrou um aumento de 13.7%.

Analisando de forma geral os dados dos dois grupos e dos dois métodos, FWHM e FWHM, pode verificar-se logo à partida que através do método FWHM foi possível maior distinção entre o nível 1 de sonolência e o estado de alerta máximo.

Além disso, pode também perceber-se que o método FWWM parece mais suscetível a erros quando a duração do piscar é maior. Analisando os dados das duas tabelas, referentes aos indivíduos que atingiram o nível 2, é possível verificar que quando houve um grande aumento a partir de FWHM, os valores obtidos por FWWM não mostram aumentos semelhantes, contudo estas duas medidas deveriam ser relativamente proporcionais. Por outro lado, analisando os indivíduos que nunca atingiram o nível 2, percebe-se que as métricas mantiveram-se muito constantes em relação ao estado de alerta e que os valores obtidos pelos dois métodos são muito semelhantes.

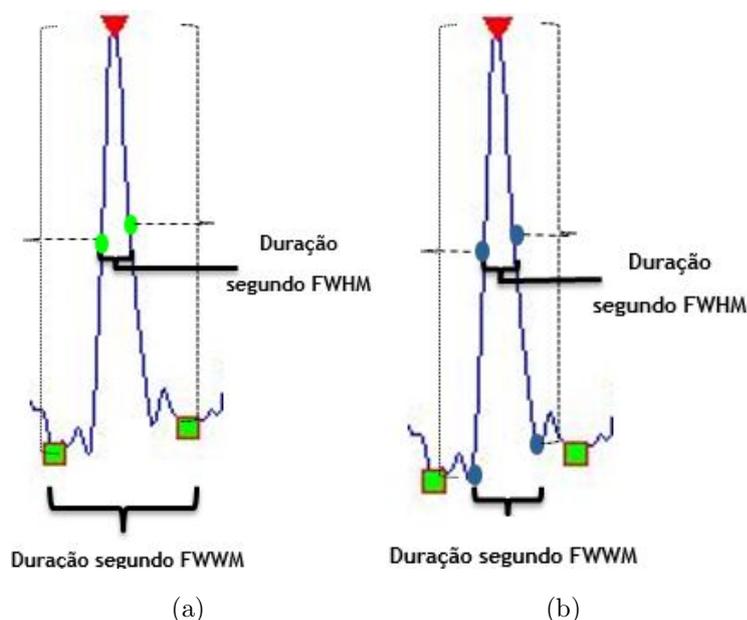


Fig. 6.2: Diferenças entre os métodos FWWM e FWHM na análise da duração dos piscarres: (a) Início e fim do piscar detetados pelo algoritmo implementado (a verde), (b) Início e fim do piscar assinalados visualmente (a azul). O método FWHM é menos suscetível aos erros na localização do início e fim do piscar.

Na figura 6.2, é dado outro exemplo de um dos fatores que podem afetar o método FWWM. Na figura 6.2(a) estão assinalados a verde o início e fim do piscar detetados pelo método elaborado, contudo, estes locais parecem não ser os mais corretos, sendo que através de análise visual, os locais de início e fim do piscar seriam os assinalados a azul na figura 6.2(b). Como é possível verificar o cálculo da duração do piscar segundo FWWM pelos pontos marcados na figura 6.2(a) ou pelos pontos da figura 6.2(b) resultará em valores muito diferentes. A duração do piscar detetado pelo algoritmo (figura 6.2(a)) é muito superior do que a duração do piscar analisado visualmente. Contudo praticamente não existem diferenças na duração se esta for avaliada pelo método FWHM: o meio da amplitude de fecho e da abertura do

piscar é praticamente igual tanto em (a) como em (b), o que resulta numa duração de piscar praticamente igual, tanto considerando uma figura como outra. Isto deve-se ao facto da amplitude tanto dos pontos verdes como dos azuis referentes a FWWM serem praticamente as mesmas, sendo esta que interfere nos resultados de FWHM. Como o método FWWM é mais suscetível a erros de localização dos pontos iniciais e finais, os resultados deste são mais instáveis e portanto menos confiáveis.

Nível 2 - Sonolência Grave

Foram analisados os 2 minutos anteriores ao instante em que os indivíduos atingiram a sonolência grave, ou seja, o momento em que estes perderam a atenção na condução por estarem a entrar em adormecimento. Para tal, foi calculada a frequência de piscares bem como a média de todos os outros parâmetros para os 120, 60, 30 e 15 segundos anteriores a esse acontecimento. O objetivo foi perceber se os instantes anteriores ao momento crítico podem trazer indicadores de que este vai acontecer. Posteriormente foi calculada a relação dos piscares nestes intervalos com os piscares do estado de alerta. A tabela 6.9 mostra a média dos resultados obtidos tanto para o parâmetro ‘frequência de piscares’ como para o parâmetro ‘amplitude’.

Tab. 6.9: Frequência e amplitude dos piscares nos instantes anteriores ao nível 2.

		120 s anteriores	60 s anteriores	30 s anteriores	15 s anteriores
Relação c/ alerta	Frequência	0.897	0.894	0.903	1.000
	Amplitude	0.907	0.892	0.892	0.898

Analisando a média da frequência de piscar tanto nos últimos 120, 60 e 30 segundos anteriores ao momento em que os indivíduos atingiram o estado 2, verificou-se que esta foi entre 10% a 11% inferior ao estado de alerta, já nos últimos 15 segundos esta frequência volta a valores praticamente iguais aos do estado de alerta. Durante a análise do nível de sonolência leve, não foi vista alguma alteração significativa na frequência dos piscares dos indivíduos que atingiram este nível, uma vez que a relação entre o nível 1 e o nível de alerta máximo tinha sido 1.006. Analisando estes instantes mais próximos, as alterações são maiores, contudo não parecem suficientemente significativas para conclusões.

Relativamente à média da amplitude dos piscares, esta manteve-se sempre entre 9% a 11% inferior em todos os instantes analisados. Este valor é muito semelhante aos valores obtidos na análise dos instantes referentes ao nível de sonolência leve. Isto

parece indicar que quando o indivíduo entra em sonolência a amplitude dos piscares diminui, embora não hajam mudanças bruscas com o aumento da sonolência. A tabela 6.10 apresenta as restantes métricas do piscar para os dados obtidos a partir da deteção de piscar por FWWM.

Tab. 6.10: Relação entre o estado de sonolência e estado de alerta para os dados obtidos por FWWM.

		120 s anteriores	60 s anteriores	30 s anteriores	15 s anteriores
Relação com o estado de alerta	Piscar	1.093	1.108	1.108	1.101
	Fecho	1.149	1.167	1.203	1.140
	Abertura	1.045	1.051	1.061	1.091
	Fechado	1.186	1.176	1.097	1.040

Relativamente à duração do piscar verificou-se que em média esta foi entre 9% a 11% superior em todos os intervalos anteriores ao instante em que é atingido o nível 2. Na duração de fecho, verificou-se que nos últimos 120 s esta mostrou ser 15% superior ao estado de alerta, aumentando ligeiramente para 17% superior nos últimos 60 s e para 20% nos últimos 30 s. Nos últimos 15 s houve uma ligeira diminuição da duração dos piscares, contudo manteve-se cerca de 14% superior ao estado de alerta. A duração de abertura, mostrou sempre valores muito semelhantes aos do estado de alerta. Quanto ao tempo entre o fecho e a reabertura do olho, este mostrou ser em média 18.6% superior ao estado de alerta. Apesar de se manter sempre com valores superiores ao estado de alerta, com o aproximar do momento em que é atingido o nível 2 este valor foi diminuído para 17.6% nos últimos 60 s, para 10% nos últimos 30 s e para 4% nos últimos 15 s. A tabela 6.11, apresenta as restantes métricas do piscar para os dados obtidos a partir da deteção de piscar por FWHM.

Tab. 6.11: Relação entre o estado de sonolência e estado de alerta para os dados obtidos por FWHM

		120 s anteriores	60 s anteriores	30 s anteriores	15 s anteriores
Relação com o estado de alerta	Piscar	1.230	1.234	1.255	1.210
	Fecho	1.344	1.382	1.512	1.283
	Abertura	1.228	1.241	1.290	1.288
	Fechado	1.186	1.176	1.097	1.040

Fazendo uma análise geral desta tabela, consegue perceber-se logo à partida que as alterações nos piscares de olhos com o avançar da sonolência são mais notórias analisando as métricas FWHM do que no caso anterior, em que foi analisado FWHM. Como foi visto na análise do nível de sonolência anterior, este método mostra resultados muito suscetíveis a erros, considerando-se portanto os resultados de FWHM mais credíveis.

Relativamente à duração total do piscar, nos últimos 120 s anteriores ao instante em que foi atingido o nível 2, os piscares segundo FWHM mostraram uma média de duração total 23% superior ao estado de alerta, aumentando ligeiramente para 23.4% e 25.5% nos últimos 60 e 30 segundos, respetivamente, sendo que nos últimos 15 s, apesar de ainda se mostrar superior ao estado de alerta, há uma queda para 21%. Estes valores são muito próximos do valor analisado anteriormente, no nível de sonolência leve, em que tinha sido visto um aumento na duração do piscar de 21.1% em relação ao estado de alerta. Conclui-se que o aumento na duração do piscar está relacionado com a sonolência, contudo não existem alterações nítidas neste valor que possam ser indicativas do aproximar do nível mais grave de sonolência, que leva à desatenção da condução.

Quanto à duração do fecho, este foi o parâmetro que mostrou maior distinção entre o estado de sonolência e o estado de alerta. Analisando os 120 s anteriores ao instante em que o indivíduo entrou no nível 2 de sonolência, verifica-se que a duração de fecho foi 34.4% superior à duração do estado de alerta. Com o aproximar do momento a duração de fecho foi aumentando, fazendo com que os 60 s anteriores apresentassem uma duração média de fecho 38.2% superior e nos últimos 30 s este valor chegasse aos 51.2%, contudo nos últimos 15 s verificou-se uma descida para os 28.3%. Na análise do nível 1 foi visto um aumento da duração do fecho de 34%, valor que se manteve muito semelhante até aos 30 s anteriores ao momento crítico, contudo pode considerar-se que nos últimos 30 s se verificou um aumento bastante significativo na duração do fecho seguido por uma diminuição acentuada nos últimos 15 s. Com estes resultados da duração do fecho conclui-se que esta pode ser um indicador do avançar da sonolência dos indivíduos, mostrando um aumento bastante significativo com o aproximar do momento de adormecimento, seguido de uma ligeira diminuição nos últimos 15 s.

Analisando a duração de abertura, verifica-se que esta também mostrou um relativo aumento em relação ao estado de alerta, sendo em média 23% e 24% superior nos últimos 120 e 60 segundos, respetivamente, aumentando ligeiramente com o avançar da sonolência, o que faz com que analisando tanto os últimos 30 s como os

últimos 15 s a duração de abertura se apresenta 29% superior ao estado de alerta. Na análise do nível 1 verificou-se um aumento da duração de abertura de cerca de 20% em relação ao estado de alerta. O que se constata é que com o aumento da sonolência este valor foi aumentando gradualmente, até que nos últimos 30 s anteriores ao instante mais crítico este valor chegou aos 29%. Estes resultados sugerem que o aumento da sonolência pode também ser visto pelo aumento da duração de abertura dos olhos.

Relativamente à duração do instante entre o fecho e a reabertura, uma vez que tanto no método FWWM como em FWHM, esta métrica é medida da mesma forma e os valores são os mesmos. Nos 120 s anteriores ao momento de sonolência mais crítico, este mostrou ser em média 18.6% superior ao estado de alerta. Apesar de se manter sempre com valores superiores ao estado de alerta, com o aproximar do momento em que é atingido o nível 2 esta valor foi diminuído para 17.6% nos 60 s anteriores a este evento, para 10% nos 30 s anteriores e para 4% nos 15 segundos anteriores. Na análise do nível 1 tinha sido visto um aumento da duração do instante entre o fecho e a reabertura (em relação ao estado de alerta máximo) de 13.7%. O que se conclui acerca da duração do instante de olhos fechados é que um aumento desta pode ser indicativo do aumento da sonolência do condutor. Contudo no minuto anterior ao momento mais crítico pode ser visto uma diminuição acentuada desta, até que nos 15 segundos anteriores apresenta uma duração bastante semelhante à duração do estado de alerta.

Fazendo uma análise geral de todas as métricas, um aumento na duração do piscar é visto com o aumento da sonolência. Além disso, a duração de abertura e a duração de fecho mostraram ser os melhores indicadores dos diferentes níveis. Destes dois, destaca-se a duração de fecho, que mostrou maior suscetibilidade ao estado de sonolência dos condutores. Estes resultados entram em acordo com a maioria das publicações analisadas, que referem que a duração total do piscar aumenta com a sonolência [14, 33, 42]. Stern et al. [42] e Schleicher et al. [45], por exemplo, também chegaram à conclusão que o aumento na duração dos piscares deveu-se principalmente ao aumento na duração do fecho. Além disso, foram analisadas duas definições diferentes de piscar, a FWWM e a FWHM, verificando-se que analisar o piscar segundo FWHM é mais fidedigno. Esta conclusão entra em acordo com Kaur et al. [13], que também considerou FWHM melhor para análise do piscar. Através dos resultados deste estudo, que entram em acordo com várias publicações analisadas (ver secção 3.4), é possível concluir que o piscar dos olhos é de bastante interesse na análise da sonolência, podendo ser um indicador da sonolência dos condutores.

6.2.3 Espectro de Potência e a Sonolência

À semelhança do método utilizado para analisar as alterações no piscar dos olhos, a análise das alterações no espectro de potência considerou vários instantes. Todos os instantes analisados foram comparados com o estado de alerta máximo, ou seja foram comparados com os 3 primeiros minutos de recolha.

Considerando:

P_{a1} = Média de δ_{rel} no estado de alerta máximo (3 primeiros minutos) do indivíduo 1.

P_{b1} = Média de δ_{rel} (no mesmo indivíduo) num dado intervalo que se pretende analisar. Por exemplo, ao analisar o nível 1 de sonolência, P_{b1} refere-se à média de δ_{rel} nos instantes em que o indivíduo se encontrou no nível 1 de sonolência. Quando se analisa os 15 segundos anteriores ao momento em que o indivíduo atingiu o nível 2, P_{b1} refere-se à média de δ_{rel} nesses 15 segundos. O mesmo é feito para os restantes intervalos analisados.

A relação que se analisará será:

$$\bar{\delta} = \frac{P_{b1}}{P_{a1}} \quad (6.5)$$

Esta relação foi calculada para todas as métricas debitadas pelo algoritmo de análise do espectro de potência do EEG, que podem ser revistas na secção 5.2 (equações 5.1 a 5.5). Assim, para cada intervalo em análise foram comparadas as métricas desse intervalo com as métricas do estado de alerta máximo dos indivíduos, obtendo-se $\bar{\delta}$, $\bar{\theta}$, $\bar{\alpha}$, $\bar{\beta}$ e $(\theta + \bar{\alpha})/\beta$.

Foi analisada a relação do nível 1 de sonolência com o nível de alerta máximo. Além disso, foram também analisados os dados relativos à potência espectral nos 15, 10 e 5 segundos anteriores ao instante em que os condutores atingiram o nível 2 de sonolência, sendo também analisado o próprio instante em que este nível foi atingido. Os intervalos de tempo são bastante inferiores aos analisados pelo método de deteção de piscares. Na literatura existente, é referido que as alterações no espectro são mais visíveis poucos segundos antes do instante onde é atingido o nível 2, como é o caso do critério OSS (tabela 3.1) que analisa os diferentes níveis de sonolência tendo em conta apenas os 10 segundos anteriores ao instante a analisar. Além disso, para se analisar alterações nos piscares são necessários intervalos de tempo maiores. Assim, para cada métrica foi calculada a média dos resultados de todos os indivíduos, considerando os canais Fp1, Fp2, F3, F4, C3, C4, P3, P4, O1 e O2.

Nível 1 - Sonolência Leve

As tabelas 6.12 e 6.13, mostram a média das relações entre as potências relativas do nível 1 de sonolência e as potências relativas do nível de alerta máximo. A tabela 6.12 refere-se aos resultados médios dos 4 indivíduos que nunca chegaram a atingir o nível 2 de sonolência. A tabela 6.13 mostra os resultados dos 13 indivíduos que em algum momento transitaram do nível 1 para o nível 2 de sonolência.

Tab. 6.12: Potências relativas do nível 1 para os indivíduos que não saíram deste nível.

	Fp1	Fp2	F3	F4	C3	C4	P3	P4	O1	O2
$\bar{\delta}$	1.135	1.139	1.131	1.105	1.135	1.106	1.085	1.081	1.109	1.138
$\bar{\theta}$	0.939	0.951	0.973	0.939	1.003	0.939	1.036	0.960	1.055	1.030
$\bar{\alpha}$	0.900	0.903	1.018	0.980	1.106	1.030	1.071	1.020	0.978	1.032
$\bar{\beta}$	1.227	1.206	0.934	1.049	1.003	0.960	0.889	0.895	0.880	0.914
$(\theta + \bar{\alpha})/\beta$	1.295	1.320	1.351	1.067	1.406	1.181	1.674	1.236	1.262	1.268

Tab. 6.13: Potências relativas do nível 1 para os indivíduos que em algum momento atingiram o nível 2.

	Fp1	Fp2	F3	F4	C3	C4	P3	P4	O1	O2
$\bar{\delta}$	0.998	1.015	0.989	0.974	0.973	0.978	0.970	0.962	1.048	1.035
$\bar{\theta}$	0.870	0.892	0.945	0.938	0.995	0.993	1.002	1.011	1.003	0.987
$\bar{\alpha}$	1.074	1.124	1.152	1.154	1.174	1.164	1.105	1.108	1.059	1.033
$\bar{\beta}$	1.284	1.176	1.108	1.239	1.047	1.043	1.008	1.018	0.958	0.916
$(\theta + \bar{\alpha})/\beta$	0.807	0.951	0.957	0.914	1.052	1.062	1.089	1.085	1.098	1.130

Analisando a tabela 6.12, referente à relação entre o nível 1 e o estado de alerta máximo dos indivíduos que nunca chegaram a atingir o nível 2 de sonolência, verifica-se que a potência média relativa que sofreu maior alteração em relação ao estado de alerta foi $(\theta + \alpha)/\beta$ no canal P3, uma vez que registou um aumento de 67.4%. Quanto às potências médias de δ_{rel} , θ_{rel} e α_{rel} , verifica-se que em todos os canais não aumentaram ou diminuíram mais de 14%. Estas alterações não são consideradas muito relevantes, de forma a poderem ser associadas ao aumento da sonolência. Relativamente a β_{rel} , este mostrou um aumento de 22.7% e 20.6% em Fp1 e Fp2, respetivamente. Nos restantes canais não existiram variações superiores a 12%. Quanto à relação $(\theta + \alpha)/\beta$, é possível verificar que foi a potência que sofreu maiores alterações, atingindo praticamente toda a zona cerebral estudada. Apenas não foi

visto aumento de $(\theta+\alpha)/\beta$ no canal F4. Nos restantes canais foram vistos aumentos consideráveis. Nos canais Fp1 e Fp2 o aumento de $(\theta+\alpha)/\beta$ foi de 29.5% e 32%, respetivamente. Em F3 houve um aumento de 35.1%. Em P3 e P4 o aumento foi de 23.6% e 67.4%, respetivamente. Em C3 foi visto um aumento de 40.6% e em C4 de 18.1%. Nos canais O1 e O2 o aumento foi de 26.2% e 26.8%, respetivamente. Assim, um aumento de $(\theta+\alpha)/\beta$ mostrou estar relacionado com o aumento da sonolência para o nível 1 dos indivíduos que não chegaram a adormecer. Os canais que mostraram ser mais suscetíveis ao aumento de $(\theta+\alpha)/\beta$ com a sonolência foram C3 e P3. De forma sucinta, um aumento de β_{rel} nos canais pré-frontais, bem como um aumento de $(\theta+\alpha)/\beta$, por toda a zona analisada, mas em especial na zona central e parietal, foram as alterações mais visíveis no espectro de potência dos indivíduos que não chegaram a atingir o nível 2 de sonolência (quando estes se encontravam no nível 1).

A tabela 6.13 mostra a relação entre o nível 1 de sonolência e o estado de alerta máximo dos indivíduos que em algum momento transitaram do nível 1 para o nível 2 de sonolência. Analisando esta tabela, verificasse que as alterações em δ_{rel} e θ_{rel} foram pouco relevantes, isto porque a relação entre o nível 1 e o estado de alerta nunca variou mais de 11%. Quanto a α_{rel} , verificasse que nas zonas frontal e central houve um aumento desta relação entre os 15.2% e os 17.4%. Em Fp2 é também visto um aumento de 12.4%. Relativamente a β_{rel} , verifica-se um aumento desta métrica nos canais pré-frontais e frontais. Em Fp1 o aumento foi em média de 28.4% e em Fp2 foi 17.6%. Em F4 o aumento foi de 23.9% e em F3 o aumento foi mais ligeiro (10.8%). Nos restantes canais as alterações foram inferiores a 10%. Na relação $(\theta+\alpha)/\beta$, é possível verificar uma diminuição de 19.3% no canal Fp1. Nos restantes canais as alterações foram muito ligeiras, não ultrapassando os 13%. Assim, um aumento de α_{rel} nas zonas frontal e central, um aumento de β_{rel} nos canais pré-frontais e frontais e uma diminuição de $(\theta+\alpha)/\beta$ na zona pré-frontal, foram as alterações mais relevantes quando os indivíduos que mais tarde atingiram o nível 2 se encontravam com sonolência leve.

Fazendo uma análise geral dos dois grupos analisados (indivíduos que nunca atingiram o nível 2 e indivíduos que posteriormente atingiram o nível 2), verifica-se quanto a δ_{rel} e θ_{rel} que ambos os grupos mostraram alterações pouco relevantes quando se encontravam no nível 1. Quanto a α_{rel} , enquanto os indivíduos que se mantiveram sempre no nível 1 de sonolência não mostraram alterações significativas nesta métrica, os indivíduos que atingiram posteriormente o nível 2 mostraram um aumento nas zonas frontal e central entre os 15.2% e os 17.4%. Assim, um aumento

de α_{rel} nestas zonas mostrou ser um indicador que o indivíduo está a transitar para um nível de sonolência superior. A potência β_{rel} mostrou aumentar na zona pré-frontal nos dois grupos. Além disso, nos indivíduos que atingiram o nível 2 este aumento também se verificou na zona frontal. A métrica que mostrou maior distinção entre os dois grupos foi a $(\theta+\alpha)/\beta$, que aumentou consideravelmente nos indivíduos que se mantiveram sempre no nível 1, enquanto no outro diminuiu no canal Fp1 e nos restantes canais as alterações foram pouco significativas.

De forma sucinta, os resultados da análise do nível 1 dos dois grupos sugerem que o aumento de β_{rel} na zona pré-frontal são um indicador que os indivíduos se encontram no nível 1 de sonolência. Quando estas alterações são acompanhadas pelo aumento de $(\theta+\alpha)/\beta$, o indivíduo não está a transitar para um nível de sonolência superior. Quando o aumento de β_{rel} nas zonas pré-frontais é acompanhado pelo aumento de β_{rel} nas zonas frontais, pela diminuição de $(\theta+\alpha)/\beta$ na zona pré-frontal e pelo aumento de α_{rel} nas zonas frontal e central, o indivíduo estará a ficar mais sonolento.

Nível 2 - Sonolência Grave

O instante em que é atingido o nível 2, representa o instante em que o condutor perde a atenção na condução por não resistir à sonolência, adormecendo. As tabelas 6.14, 6.15 e 6.16 referem-se à análise das características do espectro nos 15, 10 e 5 segundos anteriores ao momento em que é atingido o nível 2, respetivamente. A tabela 6.17 apresenta a informação referente ao instante em que o nível 2 é atingido. O objetivo da análise destas tabelas, é perceber se existem alterações no espectro do EEG que possam indicar que o condutor estará a entrar num nível de sonolência demasiado elevado, sendo muito provável o seu adormecimento. Além disso, pretende-se perceber se existem alterações no espectro que possam indicar que o condutor adormeceu.

Analisando os dados referentes aos 15, 10 e 5 segundos anteriores ao momento onde foi atingido o nível 2 (tabelas 6.14, 6.15 e 6.16), é possível verificar que δ_{rel} manteve valores sempre muito semelhantes aos valores do estado de alerta (relação próxima de 1), não mostrando ser suscetível ao aproximar do nível 2 de sonolência. Contudo no próprio instante onde os indivíduos atingiram o nível 2 (tabela 6.17), é possível verificar um pico de δ_{rel} na zona occipital (39.8% em C3 e 42% em C4). Assim, um aumento abrupto de δ_{rel} nos canais centrais parece foi uma característica do momento em que o condutor entrou no nível 2 de sonolência, perdendo a atenção

na condução.

Tab. 6.14: Potências relativas para os 15 segundos anteriores ao nível 2.

	Fp1	Fp2	F3	F4	C3	C4	P3	P4	O1	O2
$\bar{\delta}$	0.997	1.010	0.968	0.955	0.973	0.965	0.953	0.965	1.022	1.052
$\bar{\theta}$	0.822	0.881	0.955	0.942	1.005	0.995	1.029	1.015	0.975	0.968
$\bar{\alpha}$	1.009	1.085	1.065	1.078	1.118	1.157	1.100	1.104	1.095	1.007
$\bar{\beta}$	1.334	1.207	1.175	1.300	1.116	1.131	1.108	1.076	1.033	0.955
$(\theta + \bar{\alpha})/\beta$	0.784	0.882	0.921	0.816	0.996	0.991	0.999	0.996	0.995	1.035

Tab. 6.15: Potências relativas para os 10 segundos anteriores ao nível 2.

	Fp1	Fp2	F3	F4	C3	C4	P3	P4	O1	O2
$\bar{\delta}$	0.979	0.994	0.961	0.949	0.964	0.960	0.930	0.961	0.997	1.023
$\bar{\theta}$	0.820	0.880	0.969	0.958	1.027	1.027	1.055	1.025	0.984	1.014
$\bar{\alpha}$	1.089	1.147	1.110	1.122	1.188	1.209	1.101	1.105	1.135	1.054
$\bar{\beta}$	1.421	1.276	1.181	1.328	1.106	1.129	1.121	1.058	1.054	0.991
$(\theta + \bar{\alpha})/\beta$	0.780	0.880	0.919	0.815	1.048	1.014	1.037	1.025	1.020	1.044

Tab. 6.16: Potências relativas para os 5 segundos anteriores ao nível 2.

	Fp1	Fp2	F3	F4	C3	C4	P3	P4	O1	O2
$\bar{\delta}$	0.993	0.993	0.982	0.956	0.949	0.957	0.950	0.958	1.003	1.028
$\bar{\theta}$	0.780	0.845	0.873	0.915	0.991	1.021	1.000	0.996	0.996	1.010
$\bar{\alpha}$	1.191	1.225	1.164	1.158	1.218	1.200	1.100	1.108	1.189	1.092
$\bar{\beta}$	1.482	1.356	1.246	1.360	1.135	1.102	1.132	1.062	1.035	0.960
$(\theta + \bar{\alpha})/\beta$	0.704	0.787	0.837	0.794	1.067	1.082	1.024	1.029	0.998	1.072

Tab. 6.17: Potências relativas no instante em que é atingido o nível 2.

	Fp1	Fp2	F3	F4	C3	C4	P3	P4	O1	O2
$\bar{\delta}$	1.059	1.100	0.988	1.004	1.398	1.420	1.019	0.984	1.065	1.191
$\bar{\theta}$	0.546	0.561	0.722	0.718	1.026	1.067	0.947	0.953	0.969	1.030
$\bar{\alpha}$	1.325	1.297	1.319	1.319	0.909	0.940	1.110	1.112	1.232	1.245
$\bar{\beta}$	1.489	1.359	1.595	1.492	0.835	0.743	1.194	1.130	1.019	0.944
$(\theta + \bar{\alpha})/\beta$	0.620	0.649	0.805	0.793	2.046	2.114	1.109	1.126	1.010	1.045

Quanto a θ_{rel} , é possível verificar que em qualquer instante analisado os canais centrais, parietais e occipitais, mantiveram sempre um valor desta potência muito semelhante ao valor do estado de alerta. Contudo, nos canais pré-frontais é visível uma diminuição de θ_{rel} com o aproximar do momento em que os condutores atingiram o nível 2. No canal Fp1, é possível verificar que nos 15 e 10 s anteriores ao momento em que foi atingido o nível 2, houve uma diminuição do valor de θ_{rel} de cerca de 18% em relação ao estado de alerta. Nos 5 segundos anteriores a diminuição passou a rondar os 22%. No momento em que foi atingido o nível 2 houve uma diminuição brusca de θ_{rel} no canal Fp1 para um valor 45.4% inferior ao valor do estado de alerta. No canal Fp2 as alterações em θ_{rel} foram semelhantes ao canal Fp1. Nos canais frontais (F3 e F4) também se verifica uma diminuição de θ_{rel} , contudo mais ligeira do que a diminuição dos canais pré-frontais. Enquanto nos 15 e 10 s anteriores ao nível 2 de sonolência, o valor de θ_{rel} , nos dois canais, foi 6% inferior ao estado de alerta, nos 5 s anteriores a redução foi de 12.7% em F1 e 8.5% em F2. No momento em que foi atingido o nível 2, θ_{rel} foi cerca de 28% inferior ao estado de alerta. Assim, uma diminuição θ_{rel} nos canais pré-frontais está relacionado com o avançar do estado de sonolência dos condutores. A diminuição de θ_{rel} nos canais frontais é apenas relevante no momento em que os condutores adormecem.

Enquanto é visível uma diminuição de θ_{rel} nos canais pré-frontais e frontais, o oposto acontece com o valor de α_{rel} . Analisando estes canais nos 15 s e 10 s anteriores ao momento em que foi atingido o nível 2, verifica-se que o valor de α_{rel} sofreu aumentos ligeiros. Analisando os 5 segundos anteriores ao nível 2, verificam-se aumentos de α_{rel} nos canais pré-frontais e frontais entre os 15.8% e os 22.5%. Finalmente, no momento em que foi atingido o nível 2, o valor de α_{rel} mostrou ser entre 29.7% e 32.5% superior ao estado de alerta. Analisando os canais occipitais nos 15, 10 e 5 segundos anteriores ao nível 2, verifica-se um aumento gradual de α_{rel} . No momento em que foi atingido o nível 2 de sonolência O1 e O2 apresentaram em média um valor de α_{rel} 23.2% e 24.5% superiores ao estado de alerta, respetivamente. Nos canais centrais verifica-se um aumento gradual de α_{rel} , seguido de uma descida acentuada no instante em que é atingido o nível 2. Analisando os 15 segundos anteriores ao nível 2 de sonolência, o valor de α_{rel} no canal C3 é 11.8% superior ao estado de alerta e em C4 é 15.7% superior. Nos 10 e 5 s anteriores ao nível 2, α_{rel} é cerca de 20% superior ao estado de alerta (nos dois canais). Contudo analisando o momento em que os condutores atingiram o nível 2 de sonolência α_{rel} é entre 6% e 9.1% inferior ao estado de alerta. Ou seja, α_{rel} passou de um valor cerca de 20% superior ao estado de alerta para um valor cerca de 6% a 9.1% inferior, o que

mostra uma diminuição total de quase 30% nesse instante. Assim, há um aumento de α_{rel} nos canais pré-frontais, frontais e occipitais com o aproximar do nível 2 de sonolência. O aumento de α_{rel} nos canais centrais parece também indicar o aumento da sonolência, contudo o aumento seguido de uma descida acentuada indica que o condutor não resistiu ao sono e perdeu a atenção na condução, adormecendo (nível 2).

Quanto à potência média relativa β_{rel} , mais uma vez os canais pré-frontais e frontais foram os que sofreram maiores alterações com o aproximar do nível 2. Nos 15, 10 e 5 s anteriores ao momento em que foi atingido o nível 2, houve um aumento médio em Fp1 de 33.4%, 42.1% e 48.2% em relação ao estado de alerta, respectivamente. No momento em que foi atingido o nível 2, este valor foi 48.9% superior ao valor do estado de alerta. No canal Fp2, verifica-se um aumento de β_{rel} em relação ao estado de alerta de 20.7%, 27.6% e 35.6% nos 15, 10 e 5 s anteriores ao nível 2, respectivamente. No instante em que o nível 2 foi atingido este aumento teve um valor de 35.9%. Relativamente aos canais frontais, no canal F3 o parâmetro β_{rel} aumentou em relação ao estado de alerta 17.5%, 18.1% e 24.6%, nos 15, 10 e 5 s anteriores ao nível 2, respectivamente. No instante em que os indivíduos atingiram o nível 2, o valor de β_{rel} do canal F3 foi em média 59.5% superior ao estado de alerta. No canal F4 verifica-se um aumento de 30.0%, 32.8% e 36.0%, nos 15, 10 e 5 s anteriores ao nível 2, respectivamente. No instante em que o nível 2 foi atingido, o valor de β_{rel} no canal F4 foi 49.2% superior ao estado de alerta. Nos canais centrais β_{rel} manteve-se sempre próximo ao valor do estado de alerta, contudo no momento em que os indivíduos atingiram o nível 2 é visível um decréscimo desta potência. Enquanto β_{rel} foi 13.5% (em C3) e 10.2% (em C4) superior ao estado de alerta nos 5 s anteriores ao nível 2, no instante em que o nível 2 foi atingido, diminuiu abruptamente para um valor 16.5% (C3) e 25.7% (C4) inferior ao estado de alerta. Assim, as tabelas sugerem que um aumento do parâmetro β_{rel} nos canais pré-frontais e frontais é um indicador do aumento da sonolência do condutor. A diminuição abrupta de β_{rel} nos canais centrais indica que o condutor entrou no nível 2 de sonolência.

Quanto à potência relativa $(\theta+\alpha)/\beta$, é possível verificar uma diminuição desta relação nos canais pré-frontais e frontais com o avançar da sonolência. Tanto nos 15 s como nos 10 s anteriores ao momento em que os condutores atingiram o nível 2, $(\theta+\alpha)/\beta$ foi cerca de 22% e 12% inferior ao estado de alerta nos canais Fp1 e Fp2, respectivamente. Nos últimos 5 s $(\theta+\alpha)/\beta$ foi 29.6% (Fp1) e 21.3% (Fp2) inferior ao estado de alerta. No instante em que foi atingido o nível 2 este parâmetro mostrou ser ainda menor, diminuindo para valores 38% (em Fp1) e 35% (em Fp2)

inferiores ao estado de alerta. Nos 15 s e 10 s anteriores ao nível 2, os canais F3 e F4, apresentaram uma diminuição da potência $(\theta+\alpha)/\beta$ de cerca de 8% e 18.5%, respectivamente. Nos 5 s anteriores esta diminuição foi de 16.3% (F3) e 21.6% (F4). No momento em que os indivíduos adormeceram verifica-se uma diminuição de $(\theta+\alpha)/\beta$ de 19.5% em F3 e 21.7% em F4. Nos canais centrais, apesar de não se verificar uma alteração significativa nos instantes anteriores, no instante em que foi atingido o nível 2 foi visto um aumento de cerca de 111% na relação $(\theta+\alpha)/\beta$, considerando-se um aumento bastante elevado que mostrou ser um grande marco da entrada dos indivíduos no nível 2. Assim, uma diminuição de $(\theta+\alpha)/\beta$ nos canais pré-frontais e frontais, indica o aumento da sonolência do indivíduo e do aproximar do nível 2. Quando a diminuição de $(\theta+\alpha)/\beta$ nos canais pré-frontais e frontais é acompanhada de um aumento abrupto do mesmo parâmetro nos canais centrais, o indivíduo terá atingido o nível 2 de sonolência.

Depois de analisados os vários parâmetros da potência espectral no nível 1 de sonolência, bem como os instantes anteriores ao nível 2 (15, 10 e 5 s anteriores) e o próprio instante em que o nível 2 é atingido, as conclusões gerais são:

- Apesar de δ_{rel} não ser suscetível ao aumento da sonolência, é visível um aumento abrupto (entre os 39% e os 42%) de δ_{rel} nos canais centrais no momento em que os condutores adormeceram, perdendo a atenção na condução.
- Analisando todo o nível 1 dos indivíduos, não há nenhuma alteração relevante em θ_{rel} , contudo analisando os instantes mais próximos do momento em que os condutores atingiram o nível 2, verifica-se uma diminuição desta potência nos canais pré-frontais, podendo considerar-se um indicador de que o condutor se está a aproximar do nível 2 de sonolência. Nos 5 segundos anteriores ao nível 2 esta diminuição chegou aos 22% e no instante em que os indivíduos adormeceram atingiu os 45.4%. Nos canais frontais também é visível uma diminuição de θ_{rel} , contudo esta diminuição foi apenas significativa no instante em que os condutores adormeceram, onde θ_{rel} foi cerca de 28% inferior ao estado de alerta.
- Durante a análise de todo o nível 1 verificou-se um aumento (entre os 15.2% e os 17.4%) de α_{rel} nos canais frontais e centrais dos indivíduos que mais tarde atingiram o nível 2. Nos indivíduos que não chegaram a atingir o nível 2 esta banda não sofreu alterações significativas na análise do nível 1. Nos instantes anteriores ao nível 2 de sonolência α_{rel} aumentou nos canais frontais e centrais,

mas também nos canais pré-frontais e occipitais. Quando os indivíduos atingiram o nível 2, ocorreu uma diminuição bastante acentuada de α_{rel} nos canais centrais, quando comparada com os 5 segundos anteriores. Assim, considera-se que um aumento de α_{rel} nos canais frontais e centrais foram um primeiro indicador da sonolência dos condutores. Quando este aumento de α_{rel} também ocorreu nos canais pré-frontais e occipitais a sonolência aumentou, estando a aproximar-se do nível 2. Uma diminuição abrupta de α_{rel} nos canais centrais foi visível no momento em que os condutores atingiram o nível 2 de sonolência, perdendo a atenção na condução.

- Um aumento de β_{rel} nos canais pré-frontais e frontais ocorreu continuamente com o aumento da sonolência, atingindo valores 48.2% superiores ao estado de alerta nos 5 segundos anteriores ao nível 2 e 48.9% superiores no nível 2. Uma diminuição abrupta de β_{rel} nos canais centrais ocorreu quando os condutores entraram no nível 2 de sonolência, atingindo uma diminuição média de 26.7%.
- Os indivíduos que entraram no nível 1 de sonolência mas que se mantiveram nesse nível, mostram um aumento considerável de $(\theta+\alpha)/\beta$ quando se encontravam no nível 1. Nos indivíduos que ficaram mais sonolentos, foi vista uma diminuição de $(\theta+\alpha)/\beta$ na zona pré-frontal durante o nível 1. Nos instantes anteriores ao nível 2, bem como no próprio instante em que o nível 2 foi atingindo a diminuição de $(\theta+\alpha)/\beta$ aumentou nos canais pré-frontais mas também atingiu os canais frontais. Quando a diminuição de $(\theta+\alpha)/\beta$ nos canais pré-frontais e frontais, foi acompanhada de um aumento bastante abrupto (111%) do mesmo parâmetro nos canais centrais, os indivíduos atingiram o nível 2.

Fazendo uma análise geral dos estudos realizados na área da sonolência ao volante, que podem ser revistos no secção 3.3.3, a maioria destes estudos encontrou parâmetros que se correlacionassem com o aumento da sonolência, contudo não existe concordância geral. As bandas mais mencionadas foram θ e α . Destas duas destaca-se α . A banda δ foi menos estudada por ser normalmente associada a estágios do sono profundo. Enquanto Lal S.K.L. et al. [5] identificou um aumento significativo da banda δ , Craig A. Et al. [38] não encontrou nenhuma alteração significativa nesta banda com o aumento da sonolência. Neste projeto verificou-se um aumento de δ_{rel} nos canais centrais apenas no instante em que os condutores adormeceram. Nos restantes instantes não houveram mudanças significativas.

Relativamente a θ , o aumento desta potência na foi por várias vezes mencionado como tendo relação com o aumento da sonolência [38, 5, 39]. Por outro lado, o

estudo realizado por Eoh et al. [34], não encontrou ligação entre θ_{rel} e a sonolência. Os resultados deste projeto mostram uma ligeira diminuição de θ_{rel} nos canais pré-frontais nos instantes anteriores ao adormecimento. Quando os indivíduos adormeceram a diminuição de θ_{rel} foi mais evidente nos canais pré-frontais e alargou-se aos canais frontais. É de salientar que uma diminuição da potência relativa de θ não significa necessariamente uma diminuição de θ uma vez que a potência de θ poderá ter aumentado mas a potência de outras bandas também ter aumentado em maiores proporções, fazendo com que apesar da potência da banda θ aumentar, θ_{rel} diminua. No entanto, pode considerar-se que os resultados referentes à banda θ não entraram em acordo com os restantes analisados.

Aumentos da potência α foram os mais mencionadas como tendo relação com o aumento da sonolência do condutor [38, 6, 14, 34]. Os resultados deste projeto entram em acordo com os estudos anteriores, uma vez que α_{rel} mostrou aumentos na análise do nível 1 de sonolência nos canais frontais e centrais, estendendo-se aos canais pré-frontais e occipitais quando a sonolência aumentou. Quando os condutores adormeceram apesar de haver aumento de α nos canais pré-frontais, frontais e occipitais, é também vista uma diminuição abrupta deste parâmetro nos canais centrais.

A potência de β raramente foi mencionada como útil no estudo da sonolência dos indivíduos. Eoh et al. [34] referiu o aumento na potência β como bom indicador do nível de alerta mental dos condutores. Contudo neste estudo verificou-se um aumento da potência relativa β nos canais pré-frontais e frontais com o aumento da sonolência e uma diminuição desta métrica nos canais centrais quando os condutores adormeceram. Assim, apesar da banda β não ser muitas vezes estudada, os resultados deste projeto mostram que as alterações nestas métricas são de interesse para o estudo da sonolência.

A diminuição de $(\theta+\alpha)/\beta$ foi descrita por Waard et al. [37] como um dos parâmetros relacionados com o aumento da sonolência. Em oposição Wei et al. [32] verificou um aumento desta relação. À semelhança de Waard et al., neste projeto verificou-se uma diminuição desta métrica com o aumento da sonolência, uma vez que nos instantes próximos do adormecimento dos condutores foi visto uma diminuição acentuada de $(\theta+\alpha)/\beta$ e quando os condutores adormeceram a diminuição foi ainda mais nítida.

Através da comparação dos resultados deste projeto com os resultados de estudos anteriores, é possível verificar que o aumento da banda α com a sonolência é o resultado mais consensual uma vez que todos os estudos analisados bem como os

resultados deste projeto entram em acordo. As restantes bandas merecem mais estudos, uma vez que os resultados têm tendência a contradizerem-se.

6.3 Considerações Finais

Neste capítulo foram analisadas duas formas de estudar a sonolência dos condutores, uma relacionada com o piscar dos olhos e outra relacionada com o espectro de potência do EEG. Fazendo uma análise geral deste capítulo, consegue-se verificar que tanto o piscar de olhos como o espectro de potência do EEG mostraram resultados bastante promissores para a deteção da sonolência na condução. Assim, o EEG pode ser de elevada importância para a evolução dos estudos nesta área, bem como para a criação de sistemas de análise e/ou deteção da sonolência ao volante.

Conclusão

Ao longo deste projeto foi realizado um estudo acerca da sonolência com foco na condução. O estudo da sonolência na condução, bem como a definição de padrões dos diferentes níveis de sonolência do indivíduo, poderá facilitar a evolução tecnológica, de forma a permitir a detecção precoce de indivíduos com alto risco de adormecimento ao volante, bem como o desenvolvimento de sistemas de monitoramento em tempo real. Como consequência ter-se-á a diminuição da percentagem tão elevada de acidentes rodoviários provocados por este fator.

O objetivo desta tese foi estudar a sonolência na condução, tentando perceber que sinais de sonolência poderiam ser extraídos a partir do EEG. Em primeiro lugar, foram recolhidos sinais EEG de indivíduos em simulação de condução, utilizando para o efeito um simulador. Posteriormente foram analisados os vídeos das recolhas e classificados visualmente os níveis de sonolência de cada instante da recolha. Formado o conjunto de dados, foram analisados os piscares de olhos dos indivíduos e a densidade de potência de diferentes bandas.

Para possibilitar a análise dos dados referentes ao piscar e à densidade de potência espectral, foram elaborados dois métodos, um de análise dos piscares e outro de análise da potência espectral das diferentes bandas. Foi testada a capacidade do primeiro método em detetar corretamente os piscares, sendo que este mostrou uma percentagem de sensibilidade superior a 98%. Além disso, foram analisadas duas definições diferentes de piscar, a FWWM e a FWHM, sendo que mais tarde se percebeu que analisar o piscar segundo FWHM é mais fidedigno.

Os dois métodos implementados foram utilizados para analisar os sinais recolhidos e estudar que alterações existiam nos sinais com o aumento da sonolência. Relativamente ao piscar, verificou-se que este varia bastante entre indivíduos. Além

disso, os indivíduos que nunca chegaram a atingir a sonolência grave aumentaram bastante a frequência de piscares durante o nível 1 de sonolência, o que não aconteceu com os indivíduos que atingiram o nível grave. Isto sugeriu que um método de ‘auto-ativação’ dos indivíduos para resistirem ao adormecimento, foi aumentar a frequência de piscares. Também se verificou que a amplitude dos piscares diminuiu ligeiramente com o aumento da sonolência. Outra análise interessante foi que, em média, os indivíduos que nunca atingiram o nível 2 de sonolência quando se encontravam no nível 1 mantiveram as durações dos piscares muito semelhantes às do estado de alerta. Isto não aconteceu com os indivíduos que chegaram a atingir o nível 2. Nestes verificou-se um aumento substancial de todas estas métricas quando se encontravam no nível 1, em especial na duração de fecho, que aumentou em média cerca de 34%.

Analisando os 2 minutos anteriores ao nível 2, ou seja, anteriores ao momento em que os indivíduos adormeceram, verificou-se que a duração de abertura e a duração de fecho mostraram ser as métricas com maior relação com o aumento da sonolência dos condutores. Destes dois, destaca-se a duração de fecho, que com o aproximar do momento de adormecimento aumentou bastante, sendo que nos 30 segundos anteriores o aumento foi em média de 51.2%. Quanto ao piscar, pode então concluir-se que o aumento da sonolência resultou num aumento geral das durações de fecho, abertura, instante entre o fecho e reabertura e consequentemente duração do piscar total. O melhor indicador foi a duração de fecho.

Relativamente ao espectro de potência, foi visível um aumento abrupto (cerca de 40%) de δ_{rel} nos canais centrais no instante em que os condutores adormeceram. Quanto a θ_{rel} , verificou-se um ligeira diminuição (cerca de 22%) nos canais pré-frontais nos instantes anteriores ao adormecimento. Quando os indivíduos adormeceram a diminuição de θ_{rel} tornou-se mais evidente nos canais pré-frontais (cerca de 45%) e alargou-se aos canais frontais, onde apresentou nesse momento uma diminuição de cerca de 28%. No que diz respeito à potência α_{rel} , esta aumentou no nível 1 de sonolência nos canais frontais e centrais, estendendo-se aos canais pré-frontais e occipitais quando os condutores se aproximaram do nível 2 de sonolência. Quando os condutores atingiram o nível 2, apesar de haver um aumento (entre os 23% e os 32.5%) de α nos canais pré-frontais, frontais e occipitais, foi também vista uma diminuição abrupta deste parâmetro nos canais centrais. Um aumento de β_{rel} nos canais pré-frontais e frontais ocorreu continuamente com o aumento da sonolência (atingindo aumentos de 48.2%). Além disso, no momento em que o condutor entrou no nível 2 de sonolência ocorreu uma diminuição abrupta de cerca de 26.7%

em β_{rel} nos canais centrais. Nos indivíduos que ficaram mais sonolentos, foi vista uma diminuição de $(\theta+\alpha)/\beta$ na zona pré-frontal durante o nível 1. Nos instantes anteriores ao nível 2, bem como no próprio instante em que o nível 2 foi atingindo a diminuição de $(\theta+\alpha)/\beta$ aumentou nos canais pré-frontais mas também atingiu os canais frontais. Quando a diminuição de $(\theta+\alpha)/\beta$ nos canais pré-frontais e frontais, foi acompanhada de um aumento bastante abrupto (111%) do mesmo parâmetro nos canais centrais, os indivíduos atingiram o nível 2. Assim, os resultados mostraram que todas as bandas podem ser bastante úteis para o estudo da sonolência.

Os sinais do conjunto de dados foram recolhidos num simulador de condução. Realizar as recolhas em ambiente real poderia trazer resultados mais fidedignos, contudo raramente é utilizado este método uma vez que pode ser desconfortável na condução (devido à necessidade de conduzir com os elétrodos na cabeça) e prejudicar a *performance* do condutor, além disso a qualidade dos sinais seria certamente pior devido ao ruído inerente ao grande movimento do condutor. Os sinais da amostra podem ser considerados razoavelmente bons para análise da sonolência em condução uma vez que os indivíduos teriam o mesmo objetivo que numa condução normal: seguir uma trajetória sem acidentes. Contudo existem estudos com simuladores bastante robustos, que tornam o ambiente muito próximo da realidade, o que seria uma mais-valia para este projeto. A criação deste ambiente tornaria o simulador bastante mais dispendioso. Apesar de ter sido realizado o pré-processamento dos sinais, investir mais tempo nos desenvolvimentos de métodos mais eficazes de eliminação de ruído seria uma mais-valia. Finalmente, outro ponto que poderia ter trazido melhores resultados foi o tamanho da amostra. Apesar da amostra ser maior do que a maioria dos estudos já feitos em condução, um número maior de indivíduos e recolhas poderia trazer mais informação.

Futuramente seria importante analisar de que forma os dados recolhidos entram em acordo com dados de ambiente real. Além disso, uma vez que este estudo já forneceu uma visão geral das métricas que parecem dar mais indicações acerca do estado de sonolência dos indivíduos, seria interessante utilizar os dados destas para o estudo da sonolência através de classificadores para distinguir os diferentes níveis de sonolência dos indivíduos a partir dos dados das métricas referidas.

Bibliografia

- [1] Gonçalves M., Amici R., Lucas R., Åkerstedt T. et al., “Sleepiness at the wheel across Europe: a survey of 19 countries,” *Journal of Sleep Research*, vol. 24, pp. 242–253, June 2015.
- [2] Klaue, S.G, Dingus T. A., Neale V. L., Sudweeks J. D. and Ramsey D.J., “The impact of driver inattention on near-crash/crash risk: An analysis using the 100-car naturalistic driving study data,” *National Highway Traffic Safety Administration*, vol. 810, pp. 8–72, April 2006.
- [3] Bergasa L.M., Nuevo J., Sotelo M.A., Barea R. and Lopez M.E., “Real-time system for monitoring driver vigilance,” *Intelligent Transportation Systems, IEEE Transactions on*, vol. 7, pp. 63–77, March 2006.
- [4] Craig A., Tran Y., Wijesuriya N. and Nguyen H., “Regional brain wave activity changes associated with fatigue,” *Psychophysiology*, vol. 49, no. 4, pp. 574–582, 2012.
- [5] Lal S. K.L. and Craig A., “Driver fatigue: Electroencephalography and psychological assessment,” *Psychophysiology*, vol. 39, no. 3, pp. 313–321, 2002.
- [6] Chin T.L, Ruei C.W, Sheng F.Liang, Te Y.H, Tzyy P.J, “Estimating driving performance based on EEG spectrum and fuzzy neural network,” in *Neural Networks, 2004. Proceedings. 2004 IEEE International Joint Conference on*, vol. 1, pp. 152–155, 2004.
- [7] Bouchner P., Pieknik R., Novotny S., Pekny J., Hajny M. and Borzova C., “Fatigue of Car Drivers - Detection and Classification Based on the Experiments on Car Simulators,” in *Proceedings of the 6th WSEAS International Conference on Simulation, Modelling and Optimization*, pp. 727–732, 2006.
- [8] Bittencourt L.R.A, Silva R.S, Santos R.F, Pires M L.N and Mello M.T, “Sono-lência excessiva,” *Revista Brasileira de Psiquiatria*, vol. 27, pp. 16 – 21, 2005.
- [9] Picot A, Charbonnier S. and Caplier A., “Monitoring drowsiness on-line using single encephalographic chanel,” in *Biomedical Engineering, InTech*, 2009.

- [10] Guilleminault C. and Brooks S.N., “Excessive daytime sleepiness,” *Brain*, vol. 124, no. 8, pp. 1482–1491, 2001.
- [11] Shahid A., Shen J. and Colin M. S., “Measurements of sleepiness and fatigue,” *Journal of Psychosomatic Research*, vol. 69, no. 1, pp. 81–89, 2010.
- [12] Sahayadhas A., Sundaraj K. and Murugappan M., “Detecting Driver Drowsiness Based on Sensors: A Review,” *Sensors*, vol. 12, no. 12, pp. 16937–16953, 2012.
- [13] Kaur R.K. and Kaur K., “Neural Network Based Drowsiness Detection Using Electroencephalogram,” *International Journal of Engineering Research and Technology*, vol. 2, pp. 2497–2506, 2013.
- [14] Papadelis C., Chen Z., Kourtidou-Papadeli C., Bamidis P.D., Chouvarda I., Bekiaris E. and Maglaveras N., “Monitoring sleepiness with on-board electrophysiological recordings for preventing sleep-deprived traffic accidents ,” *Clinical Neurophysiology*, vol. 118, no. 9, pp. 1906–1922, 2007.
- [15] Moreno C.R.C, Rotenberg L., Louzada F.M et al., “Medicina da noite: da cronobiologia à prática clínica.,” *Cad. Saúde Pública [online]*, vol. 24, no. 10, pp. 2453–2454, 2008.
- [16] Bailes S., Libman E., Baltzan M., Amsel R., Schondorf R. and Catherine S.F., “Brief and distinct empirical sleepiness and fatigue scales,” *Journal of Psychosomatic Research*, vol. 60, no. 6, pp. 605–613, 2006.
- [17] Curcio G., Casagrande M. and Bertini M., “Sleepiness: evaluating and quantifying methods,” *International Journal of Psychophysiology*, vol. 41, no. 3, pp. 251–263, 2001.
- [18] Ingre M., Akerstedt T., Peters B., Anund A. and Kecklund G., “Subjective sleepiness, simulated driving performance and blink duration: examining individual differences,” *Journal of Sleep Research*, vol. 15, no. 1, pp. 47–53, 2006.
- [19] Marino M., Li Y., Rueschman M. N., Winkelman J. W., Ellenbogen J. M., Solet J. M. and Buxton, O. M., “Measuring Sleep: Accuracy, Sensitivity, and Specificity of Wrist Actigraphy Compared to Polysomnography,” *Sleep*, vol. 36, no. 11, pp. 1747–1755, 2013.
- [20] Albuquerque M., Cardeal J.O. and Campos C.J.R, “Distúrbios do Sono, Epilepsia e Indicações para o estudo Polissonográfico-Revisão,” *Rev. Neurociencias*, vol. 6, no. 2, pp. 69–74, 1998.
- [21] Carskadon, Mary A, Dement and William C., “Sleepiness and Sleep State on a 90-Min Schedule,” *Psychophysiology*, vol. 14, no. 2, pp. 127–133, 1977.
- [22] Dement W.C, Miltner M.M, Roth T., Westbrook P.R and Keenan S., “Guidelines for the Multiple Sleep Latency Test (MSTL): A Standard Measure of Sleepiness,” *Sleep*, vol. 9, no. 4, pp. 519–524, 1986.

- [23] Liu C.C., Hosking S.G and Lenné M.G, “Predicting driver drowsiness using vehicle measures: Recent insights and future challenges,” *Journal of Safety Research*, vol. 40, no. 4, pp. 239 – 245, 2009.
- [24] Chin T.L, Ruei C.W, Sheng F.Liang, Te Y.H, Tzyy P.J, “Estimating Driving Performance Based on EEG Spectrum Analysis,” *EURASIP Journal on Applied Signal Processing*, vol. 19, pp. 3165–3174, 2005.
- [25] Vural E., Cetin M., Ercil A., Littlewort G., Bartlett M. and Movellan J., “Drowsy Driver Detection Through Facial Movement Analysis,” in *Human-Computer Interaction*, vol. 4796, pp. 6–18, Springer Berlin Heidelberg, 2007.
- [26] Tatum W.O, *Handbook of EEG Interpretation*, vol. IV. demosMedical, 2 nd ed., 2014.
- [27] Crespel A. and Gelisse P., *Atlas of Electroencephalography. Awake and Sleep EEG, Activation Procedures and Artifacts*, vol. 1. John Libbey Eurotext Ltd, 2005.
- [28] Grabner R.H. and De Smedt B., “Oscillatory EEG correlates of arithmetic strategies: A training study,” *Frontiers in Psychology*, vol. 3, p. 428, 2012.
- [29] Stern J. M., *Atlas of EEG patterns*, vol. 1. Wolters Kluwer, 2013.
- [30] Mintchev M., *Sampling Theorem and Aliasing in Biomedical Signal Processing*, ch. 1, pp. 100–110. John Wiley & Sons, Inc., 2006.
- [31] Mansor W., Rani M.S.A and Wahy N., “Integrating Neural Signal and Embedded System for Controlling Small Motor,” in *Advances in Mechatronics* (H. Martínez-Alfaro, ed.), InTech, 2011.
- [32] Wei L., Qi-chang H., Xiu F., Zhi F., “Evaluation of driver fatigue on two channels of EEG data,” *Neuroscience Letters*, vol. 506, no. 2, pp. 235–239, 2012.
- [33] Lal S.K.L and Craig A., “A critical review of the psychophysiology of driver fatigue,” *Biological Psychology*, vol. 55, no. 3, pp. 173–194, 2001.
- [34] Eoh H.J, and Chung M. K, and Kim S.H, “Electroencephalographic study of drowsiness in simulated driving with sleep deprivation,” *International Journal of Industrial Ergonomics*, vol. 35, no. 4, pp. 307–320, 2005.
- [35] Fernandes RMF, “O sono normal,” *Medicina (Ribeirão Preto)*, vol. 39, no. 2, pp. 157–168, 2006.
- [36] Vallabhaneni A., Wang T. and He B. , “Brain-Computer Interface,” in *Neural Engineering* (B. He, ed.), Bioelectric Engineering, pp. 85–121, Springer US, 2005.

- [37] Waard D. and Brookhuis K. A, "Assessing driver status: A demonstration experiment on the road," *Accident Analysis & Prevention*, vol. 23, no. 4, pp. 297–307, 1991.
- [38] Craig A., Tran Y., Wijesuriya N. and Nguyen H., "Regional brain wave activity changes associated with fatigue," *Psychophysiology*, vol. 49, no. 4, pp. 574–582, 2012.
- [39] Pal N.R, Chuang C.Y., Ko L.W and Chao C.F, "EEG-Based Subject - and Session-independent Drowsiness Detection: An Unsupervised Approach," *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing*, vol. 2008, p. 519480, 2008.
- [40] Awais M., Badruddin N. and Drieberg M., "Driver drowsiness detection using EEG power spectrum analysis," in *Region 10 Symposium, 2014 IEEE*, pp. 244–247, April 2014.
- [41] Lavezzo M.M, Schellini S.A and Padovani C.R, "Avaliação comparativa do ritmo de piscar em crianças normais em idade pré-escolar," *Arquivos Brasileiros de Oftalmologia*, vol. 70, pp. 481–486, 2007.
- [42] Stern J.A, Boyer D. and Schroeder D.J., "Blink Rate As a Measure of Fatigue: A review," *Governement Printing Office*, pp. 560–563, 1994.
- [43] Caffier P.P, Erdmann U. and Peter Ullsperger, "Experimental evaluation of eye-blink parameters as a drowsiness measure.," *European Journal of Applied Physiology*, vol. 89, no. 3-4, p. 319, 2003.
- [44] VanderWerf F, Brassinga P, Reits D, Aramideh M, Ongerboer de Visser B., "Eyelid Movements: Behavioral Studies of Blinking in Humans Under Different Stimulus Conditions," *Journal of Neurophysiology*, vol. 89, no. 5, pp. 2784–2796, 2003.
- [45] Schleichera R., Galleyb N., Briestc S. and Galleyd L., "Blinks and saccades as indicators of fatigue in sleepiness warnings: looking tired?," *Ergonomics*, vol. 51, pp. 982–1010, 2008.
- [46] Wilkinson V. E., Jackson, M. L., Westlake, J., Stevens B., Barnes M., Swann, P. and Howard, M. E., "The Accuracy of Eyelid Movement Parameters for Drowsiness Detection.," *Journal of Clinical Sleep Medicine*, vol. 9, no. 12, pp. 1315–1324, 2013.
- [47] Soomro M.H., Badruddin N., Yusoff M.Z. and Malik A.S, "A method for automatic removal of eye blink artifacts from EEG based on EMD-ICA," in *Signal Processing and its Applications (CSPA), 2013 IEEE 9th International Colloquium on*, pp. 129–134, 2013.
- [48] Viqueira M., Zapirain B.G. and Zorrilla A.M, "Ocular Movement and Cardiac Rhythm Control using EEG Techniques," in *Medical Imaging in Clinical Practice*, InTech, 2011.

- [49] Schier M.A., “Changes in EEG alpha power during simulated driving: a demonstration,” *International Journal of Psychophysiology*, vol. 37, no. 2, pp. 155–162, 2000.
- [50] Delorme A. and Makeig S., “Eeglab: an open source toolbox for analysis of single-trial {EEG} dynamics including independent component analysis,” *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 134, no. 1, pp. 9–21, 2004.
- [51] Haak M., Bos S., Panic S and Rothkrantz L.J.M., “Detecting stress using eye blinks and brain activity from EEG signals,” in *Proceeding of the 1st Driver Car Interaction*, 2008.
- [52] Comon P., “Independent component analysis: A new concept?,” *Signal Processing*, vol. 36, no. 3, pp. 287–314, 1994.
- [53] Hyvärinen A. and Oja E., “Independent component analysis: algorithms and applications,” *Neural Networks*, vol. 13, no. 175, pp. 411–430, 2000.
- [54] Mognon A., Jovicich J., Bruzzone L. and Buiatti M., “ADJUST: An Automatic EEG artifact Detector based on the joint use of spatial and temporal features,” *Psychophysiology*, vol. 48, no. 2011, pp. 229–240, 2010.
- [55] Barbato G., Ficca G., Muscettola G., Fichelle M., Beatrice M. and Rinaldi F., “Diurnal variation in spontaneous eye-blink rate,” *Psychiatry Research*, vol. 93, no. 2, pp. 145–151, 2000.
- [56] Anghinah R., “Análise da coerência do espectro do eletrencefalograma,” *Neurociências*, vol. 2013, no. 1, pp. 50–53, 2005.
- [57] Zoubek L., Charbonnier S., Lesecq S., Buguet A., Chapotot F., “Feature selection for sleep/wake stages classification using data driven methods,” *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 2, no. 3, pp. 171–179, 2007.
- [58] Vaseghi S.V., *Advanced Digital Signal Processing and Noise Reduction*. John Wiley & Sons Ltd, 2 nd ed., 2000.
- [59] Manolakis, D. G., Ingle, V. K. and Kogon, S. M., *Statistical and adaptive signal processing: spectral estimation, signal modeling, adaptive filtering and array processing*. Artech House., 2005.
- [60] Gandhi V., *Brain-Computer Interfacing for Assistive Robotics: Electroencephalograms*, vol. 1. Elsevier, 1 ed., 2014.
- [61] Kohl M., “Performance Measures in Binary Classification,” *International Journal of Medical Research*, vol. 1, pp. 78–81, 2012.

Apêndice **A**

Anexos

A.1 Questionários realizados nas recolhas.

1. Nome:
2. Sexo:
3. Idade:
4. Peso:
5. Altura:
6. Hora atual:
7. Há quanto tempo não dorme?
8. Quantas horas dormiu a última vez?
9. Qual a melhor situação que descreve a sua situação atual?
 - i. Desperto
 - ii. A funcionar a um nível elevado mas não no pico
 - iii. Sonolento
 - iv. Muito sonolento
10. Neste momento, sente-se cansado/fatigado?
 - i. Pouco
 - ii. Moderadamente
 - iii. Muito
11. Neste momento, sente-se stressado?
 - i. Pouco
 - ii. Moderadamente
 - iii. Muito
12. Sente-se cansado ao acordar?
 - i. Praticamente todos os dias
 - ii. 3-4 vezes por semana
 - iii. 1-2 vezes por semana
 - iv. 1-2 vezes por mês
 - v. Nunca ou praticamente nunca
13. Sente-se cansado durante o dia?

- i. Praticamente todos dias
 - ii. 3-4 vezes por semana
 - iii. 1-2 vezes por semana
 - iv. 1-2 vezes por mês
 - v. Nunca ou praticamente nunca
14. Tem alguma doença relacionada com o sono?
15. Além dos possíveis problemas mencionados anteriormente, tem algum problema de saúde? Qual?
16. Toma medicamentos que lhe interferem no sono? Provocam-lhe sonolência ou tiram-lhe o sono?
17. Toma algum medicamento que lhe foi receitado com o propósito de dormir melhor?
18. Toma algum medicamento que lhe foi receitado com o propósito de o manter desperto?
19. Geralmente quantas horas dorme por dia?
20. Considera-se uma pessoa que adormece facilmente?
21. Tem dificuldades em permanecer acordado quando se sente sonolento?
22. Tem dificuldades em adormecer? Normalmente, quanto tempo pensa que demora adormecer?
23. Alguma vez adormeceu enquanto conduzia? Se sim, quantas vezes?
24. Considera que já teve algum acidente rodoviário devido a sonolência? (Mesmo que não chegasse a adormecer)
25. Tem algum problema de visão?
26. Tem algum problema de saúde que faça com que pisque com maior ou menor frequência? (Ex: deficiência na produção de lágrimas)
27. Neste momento existirá algo que poderá interferir com o seu piscar de olhos normal?

Perguntas a responder no fim da recolha

1. Qual a melhor situação que descreve a sua situação atual?
 - i. Desperto
 - ii. A funcionar a um nível elevado mas não no pico
 - iii. Sonolento
 - iv. Muito sonolento
2. Neste momento, Sente-se cansado?
 - i. Pouco
 - ii. Moderadamente
 - iii. Muito
3. Neste momento, sente-se stressado?
 - i. Pouco
 - ii. Moderadamente
 - iii. Muito

4. Houve algum momento durante o teste em se sentiu muito fatigado ou com muita vontade de dormir?
5. Houve algum momento em que não conseguia manter concentrado devido a fadiga?
6. Houve algum momento no teste em que adormeceu?