

Daniel Tavares Ribeiro

Desenvolvimento de Sistemas para Recolha, Processamento e Análise de Sinal de EEG para deteção de Sonolência

Dissertação de Mestrado na área científica de Engenharia Biomédica, especialidade em Informática Clínica e Bioinformática, orientada pelo Professor Doutor Alberto Cardoso e Professor Doutor César Teixeira e apresentada ao Departamento de Engenharia Informática da Faculdade de Ciências e Tecnologias da Universidade de Coimbra

Julho de 2017



UNIVERSIDADE DE COIMBRA



FCTUC FACULDADE DE CIÊNCIAS
E TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE DE COIMBRA

Desenvolvimento de Sistemas para Recolha, Processamento e Análise de Sinal de EEG para detecção de Sonolência

Daniel Tavares Ribeiro

Dissertação apresentada à Universidade de Coimbra para
cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de
Mestre em Engenharia Biomédica

Orientadores :

Professor Doutor Alberto Cardoso

Professor Doutor César Teixeira

27 de Julho de 2017

Este trabalho foi desenvolvido com a cooperação do:



CENTRO DE INFORMÁTICA E SISTEMAS DA UNIVERSIDADE
DE COIMBRA

Esta cópia da tese é fornecida na condição de que quem a consulta reconhece que os direitos de autor são pertença do autor da tese e que nenhuma citação ou informação obtida a partir dela pode ser publicada sem a referência apropriada.

This copy of the thesis has been supplied on condition that anyone who consults it is understood to recognize that its copyright rests with its author and that no quotation from the thesis and no information derived from it may be published without proper acknowledgement.

Agradecimentos

Começo por agradecer aos meus orientadores, Prof. Doutor Alberto Cardoso e Prof. Doutor César Teixeira, pela sua acessibilidade, competência e motivação, proporcionando-me experiências de aprendizagem e sugerindo propostas interessantes, mantendo-se sempre prontos a me ajudar a realizá-las. Também, tenho de agradecer ao meu colega de laboratório, Joaquim Leitão, por toda a ajuda e paciência, e ao Centro Integrado de Epilepsia do Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra, pela sua disponibilidade, em particular à Técnica de EEG Clotilde Martins.

A todos os meus amigos de "cá" e de "lá", pelos momentos de ajuda e aprendizagem neste percurso académico, assim como nos momentos de convívio e animação, um muito obrigado. Não são os sítios que nos marcam, mas sim as pessoas que lá estão.

À minha família, pelo carinho e pela preocupação de verdade e de quem me quer o maior bem, um obrigado.

Por fim, mas mais do que tudo, aos meus pais e à minha irmã, porque não existe um momento em que não possa contar com eles, ou que não pensem em mim. A eles, tenho de agradecer todo o carinho, amor, esforço e trabalho. Tenho de agradecer todo o tempo dispendido em mim, o seu ouvido amigo, os seus conselhos e por realmente acreditarem em mim. Um muito obrigado.

Resumo

Ao longo dos anos, têm-se observado que a sonolência é um dos fatores que contribui para a ocorrência de acidentes de condução. Focando o estudo na primeira fase do sono, período de transição entre o estado acordado e o de sono, é possível a criação de um sistema capaz de detectar sonolência. Assim, o objetivo deste projeto é o desenvolvimento de um sistema capaz de adquirir, processar e analisar um sinal de EEG, sendo que este tem a capacidade de detectar a sonolência, prevenindo desta forma a ocorrência de acidentes relacionados com a condução. Para isso, foi estudada uma base de dados específica que permitiu o desenvolvimento de um algoritmo de detecção, e de outro para a aquisição do sinal, sendo este com recurso ao *headset EPOC+* da *Emotiv*. Um segundo objetivo deste trabalho passa pelo desenvolvimento de uma plataforma Web que permite estudar e comparar diferentes metodologias na detecção de sonolência num sinal de EEG, em ambiente de simulação, demonstrando, desta forma, a estudantes ou investigadores as melhores metodologias a utilizar.

Neste trabalho, foram estudadas inúmeras metodologias para detecção de sonolência, variando as posições do sinal de EEG, janelas deslizantes, PCA, introdução de dinâmica através da introdução de atrasos e classificadores, sendo que as melhores alcançaram valores de precisão de 99,58% e *accuracy* de 89,60%.

Keywords: Sonolência, Eletroencefalograma, Emotiv EPOC+, Web, Tempo real

Abstract

Over the years it has been observed that drowsiness appears as one of the factors that contributes for the occurrence of driving accidents. Focusing the study on the first phase of sleep, the transition period between the awake and sleep states, it is possible to create a system capable of detecting drowsiness. Thus, the objective of this project is the development of a system capable of acquiring, processing and analyzing an EEG with the capacity to detect drowsiness and thus preventing the occurrence of driving related accidents. For this, a specific database was studied to allow the development of the detection algorithm, as well as the development of an algorithm for the signal acquisition, where the Emotiv EPOC+ headset was used. A second objective of this work is the development of a Web platform, that allows studying and comparing different methodologies in the detection of drowsiness in an EEG signal, in a simulation environment. In this way, it is possible to demonstrate to students and researchers the best methodologies to use.

From this work, various methodologies for drowsiness detection were studied, considering different EEG signals position, sliding windows, PCA, dynamics introduction through the introduction of delays and classifiers, being that, the best ones had a precision of 99.58% and an accuracy of 89.60%.

Keywords: Drowsiness, Electroencephalogram, Emotiv EPOC+, Web, Real time

Lista de Figuras

1.1	Tarefas do projeto: planeadas e executadas.	4
2.1	Progressão das várias fases do sono de um jovem adulto	10
2.2	Alterações das diferentes fases do sono com a idade.	10
2.3	Atividade característica do EEG para cada uma das fases re- lativas ao NREM.	12
2.4	Sistema gerador do sono no cérebro.	14
2.5	Sistema gerador do despertar no cérebro.	15
3.1	Sistema criado por Ribarić <i>et al.</i>	19
3.2	<i>The Copilot</i> criado por Grace <i>et al.</i>	20
3.3	Localização dos elétrodos num ECG.	29
3.4	Ondas específicas para cada célula especializada do coração e respetivo traçado característico de ECG.	30
3.5	Posição dos eletrodos num EOG.	31
3.6	Exemplo de um sinal EEG.	32
3.7	Sistema original 10-20.	34
3.8	<i>SmartCap</i>	36
3.9	<i>Sistemas de monitorização de sonolência da Optalert</i>	37
3.10	<i>Sistema de monitorização de sonolência da Nissan</i>	39
3.11	<i>Mensagem de alerta do sistema de monitorização da Nissan</i>	40
3.12	<i>Sistema demo da Xylon usado para a deteção da sonolência</i>	41
4.1	Sinais biométricos do registo 4001 e respetiva <i>label</i>	46
4.2	<i>Labels</i> do registo 4001 e 4121.	48
4.3	Exemplo de um classificador k-NN.	60
4.4	Exemplo de um classificador SVM.	61
4.5	Exemplo de uma rede neuronal de 3 camadas.	63
4.6	<i>Passos utilizados no estudo da deteção de sonolência</i>	66
4.7	<i>Headset EPOC+</i> da <i>Emotiv</i>	68

4.8	Disposição dos 14 canais de EEG do <i>EPOC+</i> , juntamente com os 2 canais de referência.	68
4.9	Interface desenvolvida para simulação da plataforma Web.	69
4.10	Demonstração do uso do simulador da plataforma Web.	70
4.11	Demonstração do uso do simulador para deteção em tempo real.	71
4.12	Fluxograma do funcionamento do simulador de deteção de sonolência.	72
4.13	Plataforma Web desenvolvida para o estudo da deteção de sonolência.	74
4.14	Mecanismo descritivo do funcionamento da plataforma Web.	75
4.15	Detetor de sonolência desenvolvido em Matlab.	76
5.1	Tempo de cálculo dos grupos de <i>features</i> em milissegundos.	86
5.2	Tempo de cálculo para cada janela de dados.	95
5.3	Menu das opções disponíveis ao utilizador.	97
5.4	Demonstração da plataforma Web.	98
5.5	Fluxograma da interface desenvolvida para a deteção de sonolência.	100
E.1	Fluxograma do <i>mockup</i> da aplicação Android para a deteção de sonolência.	200

Lista de Tabelas

3.1	Resumo dos trabalhos aplicados ao estudo da sonolência através do uso de câmaras	27
3.2	Resumo dos trabalhos aplicados ao estudo da sonolência	27
3.3	Resumo dos diferentes tipos de ondas cerebrais.	34
4.1	Designação e respetivo nome dos registos da base de dados.	44
4.2	Matriz de Confusão	64
5.1	Número e descrição de cada uma das <i>features</i> calculadas	80
5.2	Melhores <i>features</i> obtidas através do <i>F-Score</i> , para as diferentes metodologias.	81
5.3	Melhores <i>features</i> obtidas através do <i>AUC</i> , para as diferentes metodologias.	81
5.4	Melhores <i>features</i> obtidas através da correlação de <i>Pearson</i> , para as diferentes metodologias.	82
5.5	Melhores <i>features</i> obtidas através do teste de <i>Kruskal Wallis</i> , para as diferentes metodologias.	83
5.6	Melhores <i>features</i> obtidas através do <i>Minimum Redundancy, Maximum Relevance</i> , para as diferentes metodologias.	84
5.7	Conjunto das melhores <i>features</i> para as diferentes posições do sinal de EEG.	84
5.8	Grupo de <i>features</i> para estudo do tempo computacional.	85
5.9	Designação e descrição dos classificadores utilizados.	87
5.10	Descrição da estrutura da rede neuronal <i>Feed-Forward</i>	88
5.11	Algumas das melhores metodologias utilizadas para as diferentes posições do sinal de EEG.	89
5.12	Algumas das melhores metodologias utilizadas para os diferentes tamanhos e avanços da janela deslizante.	90
5.13	Algumas das melhores metodologias utilizadas com (Y) e sem (N) aplicação do PCA.	91

5.14	Algumas das melhores metodologias utilizadas sem e com aplicação de diferentes atrasos.	93
5.15	Apresentação das melhores metodologias.	94
A.1	Designação e respetivo nome dos registos da base de dados. . .	120
A.2	Designação e descrição das <i>labels</i> utilizadas.	120
A.3	Número e descrição de cada uma das <i>features</i> calculadas . . .	121
A.4	Designação e descrição dos classificadores utilizados.	121
A.5	Descrição da estrutura da rede neuronal <i>Feed-Forward</i>	122
B.1	Resultado obtido do F-Score para o sinal EEG localizado na posição Fpz-Cz e janela com tamanho de 20s e avanço de 2s. .	124
B.2	Resultado obtido do F-Score para o sinal EEG localizado na posição Pz-Oz e janela com tamanho de 20s e avanço de 2s. . .	125
B.3	Resultado obtido do F-Score para o sinal EEG localizado na posição Fpz-Cz e janela com tamanho de 10s e avanço de 2s. .	126
B.4	Resultado obtido do F-Score para o sinal EEG localizado na posição Pz-Oz e janela com tamanho de 10s e avanço de 2s. . .	127
B.5	Resultado obtido do F-Score para o sinal EEG localizado na posição Fpz-Cz e janela com tamanho de 5s e avanço de 2,5s. .	128
B.6	Resultado obtido do F-Score para o sinal EEG localizado na posição Pz-Oz e janela com tamanho de 5s e avanço de 2,5s. .	129
B.7	Resultado obtido do F-Score para o sinal EEG localizado na posição Fpz-Cz e janela com tamanho de 2s e avanço de 1s. . .	130
B.8	Resultado obtido do F-Score para o sinal EEG localizado na posição Pz-Oz e janela com tamanho de 2s e avanço de 1s. . .	131
B.9	Probabilidades da AUC para o sinal EEG localizado na posição Fpz-Cz e janela com tamanho de 20s e avanço de 2s. . . .	132
B.10	Probabilidades da AUC, para o sinal EEG localizado na posição Pz-Oz e janela com tamanho de 20s e avanço de 2s.	133
B.11	Probabilidades da AUC, para o sinal EEG localizado na posição Fpz-Cz e janela com tamanho de 10s e avanço de 2s. . . .	134
B.12	Probabilidades da AUC para o sinal EEG localizado na posição Pz-Oz e janela com tamanho de 10s e avanço de 2s.	135
B.13	Probabilidades da AUC, para o sinal EEG localizado na posição Fpz-Cz e janela com tamanho de 5s e avanço de 2,5s. . . .	136
B.14	Probabilidades da AUC para o sinal EEG localizado na posição Pz-Oz e janela com tamanho de 5s e avanço de 2,5s. . . .	137
B.15	Probabilidades da AUC, para o sinal EEG localizado na posição Fpz-Cz e janela com tamanho de 2s e avanço de 1s.	138

B.16	Probabilidades da AUC para o sinal EEG localizado na posição Pz-Oz e janela com tamanho de 2s e avanço de 1s.	139
B.17	Coefficientes de correlação para o sinal EEG localizado na posição Fpz-Cz e janela com tamanho de 20s e avanço de 2s.	140
B.18	Coefficientes de correlação para o sinal EEG localizado na posição Pz-Oz e janela com tamanho de 20s e avanço de 2s.	141
B.19	Coefficientes de correlação para o sinal EEG localizado na posição Fpz-Cz e janela com tamanho de 10s e avanço de 2s.	142
B.20	Coefficientes de correlação para o sinal EEG localizado na posição Pz-Oz e janela com tamanho de 10s e avanço de 2s.	143
B.21	Coefficientes de correlação para o sinal EEG localizado na posição Fpz-Cz e janela com tamanho de 5s e avanço de 2,5s.	144
B.22	Coefficientes de correlação para o sinal EEG localizado na posição Pz-Oz e janela com tamanho de 5s e avanço de 2,5s.	145
B.23	Coefficientes de correlação para o sinal EEG localizado na posição Fpz-Cz e janela com tamanho de 2s e avanço de 1s.	146
B.24	Coefficientes de correlação para o sinal EEG localizado na posição Pz-Oz e janela com tamanho de 2s e avanço de 1s.	147
B.25	Resultado obtido do Kruskal Wallis, para o sinal EEG localizado na posição Fpz-Cz e janela com tamanho de 20s e avanço de 2s.	148
B.26	Resultado obtido do Kruskal Wallis, para o sinal EEG localizado na posição Pz-Oz e janela com tamanho de 20s e avanço de 2s.	149
B.27	Resultado obtido do Kruskal Wallis, para o sinal EEG localizado na posição Fpz-Cz e janela com tamanho de 10s e avanço de 2s.	150
B.28	Resultado obtido do Kruskal Wallis, para o sinal EEG localizado na posição Pz-Oz e janela com tamanho de 10s e avanço de 2s.	151
B.29	Resultado obtido do Kruskal Wallis, para o sinal EEG localizado na posição Fpz-Cz e janela com tamanho de 5s e avanço de 2,5s.	152
B.30	Resultado obtido do Kruskal Wallis, para o sinal EEG localizado na posição Pz-Oz e janela com tamanho de 5s e avanço de 2,5s.	153
B.31	Resultado obtido do Kruskal Wallis, para o sinal EEG localizado na posição Fpz-Cz e janela com tamanho de 2s e avanço de 1s.	154

B.32	Resultado obtido do Kruskal Wallis, para o sinal EEG localizado na posição Pz-Oz e janela com tamanho de 2s e avanço de 1s.	155
B.33	Resultado obtido pelo mRMR, para o sinal EEG localizado na posição Fpz-Cz e janela com tamanho de 20s e avanço de 2s. .	156
B.34	Resultado obtido pelo mRMR, para o sinal EEG localizado na posição Pz-Oz e janela com tamanho de 20s e avanço de 2s. .	157
B.35	Resultado obtido pelo mRMR, para o sinal EEG localizado na posição Fpz-Cz e janela com tamanho de 10s e avanço de 2s. .	158
B.36	Resultado obtido pelo mRMR, para o sinal EEG localizado na posição Pz-Oz e janela com tamanho de 10s e avanço de 2s. .	159
B.37	Resultado obtido pelo mRMR, para o sinal EEG localizado na posição Fpz-Cz e janela com tamanho de 5s e avanço de 2,5s. .	160
B.38	Resultado obtido pelo mRMR, para o sinal EEG localizado na posição Pz-Oz e janela com tamanho de 5s e avanço de 2,5s. .	161
B.39	Resultado obtido pelo mRMR, para o sinal EEG localizado na posição Fpz-Cz e janela com tamanho de 2s e avanço de 1s. .	162
B.40	Resultado obtido pelo mRMR, para o sinal EEG localizado na posição Pz-Oz e janela com tamanho de 2s e avanço de 1s. .	163
C.1	Resultados da avaliação dos classificadores sem presença de atraso e para uma janela com tamanho de 20s e avanço de 2s.	166
C.2	Resultados da avaliação dos classificadores sem presença de atraso e para uma janela com tamanho de 10s e avanço de 2s.	167
C.3	Resultados da avaliação dos classificadores sem presença de atraso e para uma janela com tamanho de 5s e avanço de 2,5s.	168
C.4	Resultados da avaliação dos classificadores sem presença de atraso e para uma janela com tamanho de 2s e avanço de 1s. .	169
C.5	Resultados da avaliação dos classificadores com atraso 01 e para uma janela com tamanho de 20s e avanço de 2s.	170
C.6	Resultados da avaliação dos classificadores com atraso 01 e para uma janela com tamanho de 10s e avanço de 2s.	171
C.7	Resultados da avaliação dos classificadores com atraso 01 e para uma janela com tamanho de 5s e avanço de 2,5s.	172
C.8	Resultados da avaliação dos classificadores com atraso 01 e para uma janela com tamanho de 2s e avanço de 1s.	173
C.9	Resultados da avaliação dos classificadores com atraso 12 e para uma janela com tamanho de 20s e avanço de 2s.	174
C.10	Resultados da avaliação dos classificadores com atraso 12 e para uma janela com tamanho de 10s e avanço de 2s.	175

C.11 Resultados da avaliação dos classificadores com atraso 12 e para uma janela com tamanho de 5s e avanço de 2,5s.	176
C.12 Resultados da avaliação dos classificadores com atraso 12 e para uma janela com tamanho de 2s e avanço de 1s.	177
C.13 Resultados da avaliação dos classificadores com atraso 012 e para uma janela com tamanho de 20s e avanço de 2s.	178
C.14 Resultados da avaliação dos classificadores com atraso 012 e para uma janela com tamanho de 10s e avanço de 2s.	179
C.15 Resultados da avaliação dos classificadores com atraso 012 e para uma janela com tamanho de 5s e avanço de 2,5s.	180
C.16 Resultados da avaliação dos classificadores com atraso 012 e para uma janela com tamanho de 2s e avanço de 1s.	181
C.17 Resultados da avaliação dos classificadores com atraso 23 e para uma janela com tamanho de 20s e avanço de 2s.	182
C.18 Resultados da avaliação dos classificadores com atraso 23 e para uma janela com tamanho de 10s e avanço de 2s.	183
C.19 Resultados da avaliação dos classificadores com atraso 23 e para uma janela com tamanho de 5s e avanço de 2,5s.	184
C.20 Resultados da avaliação dos classificadores com atraso 23 e para uma janela com tamanho de 2s e avanço de 1s.	185
C.21 Resultados da avaliação dos classificadores com atraso 2 e para uma janela com tamanho de 20s e avanço de 2s.	186
C.22 Resultados da avaliação dos classificadores com atraso 2 e para uma janela com tamanho de 10s e avanço de 2s.	187
C.23 Resultados da avaliação dos classificadores com atraso 2 e para uma janela com tamanho de 5s e avanço de 2,5s.	188
C.24 Resultados da avaliação dos classificadores com atraso 2 e para uma janela com tamanho de 2s e avanço de 1s.	189

Lista de Conteúdos

Agradecimentos	ix
Resumo	xi
Abstract	xiii
Lista de Figuras	xiv
Lista de Tabelas	xvii
Lista de Conteúdos	xxiii
Abreviaturas	xxvii
Glossário	xxviii
1 Introdução	1
1.1 Contextualização	1
1.2 Motivação	2
1.3 Objetivos	3
1.4 Planeamento	3
1.5 Síntese	5
1.6 Estrutura do Documento	6
2 Fisiologia do Sono	9
2.1 Regulação entre adormecer e acordar	13
2.1.1 Sistema de geração do sono no cérebro	14
2.1.2 Sistema de geração do despertar no cérebro	15

2.2	Ritmos circadianos	16
2.3	Síntese	16
3	Estado da arte	17
3.1	Abordagens para detecção da sonolência	17
3.1.1	Medidas baseadas no comportamento do condutor . . .	18
3.1.2	Medidas fisiológicas do condutor	21
3.2	Técnicas para a detecção da sonolência	28
3.2.1	Eletrocardiografia - ECG	28
3.2.2	Eletromiografia - EMG	29
3.2.3	Eletrooculografia - EOG	31
3.2.4	Eletroencefalografia - EEG	31
3.3	Produtos existentes no Mercado	35
3.3.1	SmartCap	35
3.3.2	Optalert	36
3.3.3	Sistemas de detecção de sonolência da Nissan	38
3.3.4	logiDROWSINE	40
3.4	Síntese	41
4	Base de Dados e Metodologias de Análise	43
4.1	Base de Dados	43
4.1.1	Descrição da Base de Dados	43
4.2	Metodologias de Análise dos Dados	46
4.2.1	Pré-Processamento dos Sinais	46
4.2.2	Processamento dos Sinais	48
4.2.3	Seleção de Features	52
4.2.4	Redução da dimensionalidade dos dados	56
4.2.5	Normalização dos dados	57
4.2.6	Balanceamento dos dados	57
4.2.7	Introdução de dinâmica através da introdução de atrasos	58
4.2.8	Classificação dos Dados	59
4.2.9	Métodos de avaliação do desempenho do classificador .	63
4.2.10	Síntese da Metodologia utilizada	65
4.3	Equipamento <i>Emotiv EPOC+</i>	67
4.4	Desenvolvimento dos simuladores	67
4.4.1	Simulação da plataforma Web	68
4.4.2	Simulação da Detecção em Tempo Real	70
4.5	Plataforma Web	72

4.6	Plataforma de Detecção de Sonolência	75
4.6.1	Aquisição do sinal de EEG	75
4.6.2	Processamento e Análise do sinal	76
4.6.3	Armazenamento do sinal	77
4.7	Síntese	77
5	Apresentação e Discussão dos Resultados Obtidos	79
5.1	Seleção de <i>Features</i>	79
5.1.1	F-Score	80
5.1.2	AUC	81
5.1.3	Correlação de <i>Pearson</i>	82
5.1.4	<i>Kruskal Wallis</i>	82
5.1.5	<i>Minimum Redundancy, Maximum Relevance</i>	83
5.1.6	Convergência dos métodos de seleção de <i>features</i>	84
5.1.7	Tempo de computação	84
5.2	Avaliação da metodologia utilizada	86
5.2.1	Avaliação das Posições do sinal de EEG	88
5.2.2	Avaliação das Janelas Deslizantes	89
5.2.3	Avaliação do PCA	91
5.2.4	Avaliação do Atraso	92
5.2.5	Avaliação geral das metodologias	93
5.2.6	Avaliação da aplicação da metodologia em ambiente de simulação	94
5.3	Avaliação da Plataforma Web	96
5.3.1	Funcionamento	96
5.4	Avaliação da aplicação em tempo real	97
5.4.1	Funcionamento	98
6	Conclusão e Trabalho Futuro	101
6.1	Conclusões	101
6.2	Trabalho Futuro	104
	Bibliografia	107
A	Terminologia usada	119
A.1	Registos	120
A.2	<i>Labels</i>	120

A.3	<i>Features</i>	121
A.4	Metodologias	121
B	Seleção de <i>Features</i>	123
B.1	<i>F-Score</i>	124
B.2	<i>Area Under the Curve</i>	132
B.3	Correlação de <i>Pearson</i>	140
B.4	<i>Kruskal Wallis</i>	148
B.5	<i>Minimum Redundancy, Maximum Relevance</i>	156
C	Desempenho dos Classificadores	165
C.1	Sem Atraso	166
C.2	Atraso 01	170
C.3	Atraso 12	174
C.4	Atraso 012	178
C.5	Atraso 23	182
C.6	Atraso 2	186
D	Publicações	191
E	<i>Mockup</i> da Aplicação Android	199

Abreviaturas

AUC (*Area under ROC curve*) Área sob a curva ROC

DWT (*Discrete Wavelet Transform*) Transformada Discreta de Onduletas

ECG Eletrocardiografia

EEG Eletroencefalografia

EMD (*Empirical Decomposition Method*) Método de Decomposição Empírica

EMG Eletromiografia

EOG Eletrooculografia

ICA (*Independent Component Analysis*) Análise das Componentes Independentes

IMF (*Intrinsic Mode Functions*) Funções de modo intrínseco

k-NN (*K-Nearest Neighbor algorithm*) K vizinhos mais próximos

MLP (*Multi-Layer Perceptron*) Perceptron de Multi-camadas

NREM (*Non Rapid Eye Movement*) Movimento Não Rápido dos Olhos

PCA (*Principal Component Analysis*) Análise das Componentes Principais

PSD (*Power Spectrum Density*) Densidade Espectral

REM (*Rapid Eye Movement*) Movimento Rápido dos Olhos

SCN (*Suprachiasmatic Nucleus*) Núcleos Supraquiasmáticos

SVM (*Support Vector Machine*) Máquina de Vetores de Suporte

Glossário

accuracy Métrica de medição da qualidade dos resultados previstos por um algoritmo de classificação.

aliasing Erro que resulta do facto da frequência de amostragem não ser adequada às características do sinal.

average power Valor da energia média para um dado conjunto de dados.

Fall-Out Probabilidade de rejeitar falsamente a hipótese nula para um dado teste.

features Conjunto de características extraídas de um dado conjunto de dados.

input Argumento de entrada para um dado classificador.

label Variável de identificação da classe no contexto deste projeto.

PERCLOS Proporção de tempo em que os olhos se encontram mais de 80% fechados.

power spectrum Demonstra a porção da potência de um sinal para uma determinada janela de frequências.

threshold Limiar definido como limite de separação de algo.

Capítulo 1

Introdução

Esta dissertação corresponde ao trabalho de investigação e desenvolvimento realizado no Laboratório de Informática Industrial e Sistemas do Departamento de Engenharia Informática, no âmbito da unidade curricular de Projeto do Mestrado Integrado de Engenharia Biomédica, da Universidade de Coimbra.

1.1 Contextualização

Em média um indivíduo passa cerca de um terço da sua vida a dormir, correspondendo a um intervalo de 7,5 a 8,5 horas por dia, no entanto pouco se sabe a esse respeito [1, 2]. Até aos anos 50, a maioria das pessoas tinha uma ideia preconcebida do sono ser uma parte passiva do nosso quotidiano. Atualmente, sabemos que não é verdade devido ao facto de o nosso cérebro se encontrar bastante ativo durante este período de tempo. Sabemos também,

que tem a capacidade de influenciar as nossas funções diárias, bem como a nossa saúde física e mental [3].

1.2 Motivação

Só no ano de 2009, a Polícia Rodoviária registou cerca de 2.400 acidentes causados pelo sono [4]. De acordo com um estudo realizado pelo Observatório da Prevenção Rodoviária Portuguesa, projeto relativo a indicadores de risco, desempenho de segurança rodoviária e comportamento, em 2014, conclui-se que a sonolência é responsável por 20% dos acidentes rodoviários em Portugal. Outros estudos revelam que, na União Europeia, a sonolência surge como principal fator e causa em pelo menos 10% dos acidentes envolvendo veículos ligeiros e nos acidentes que em que pelo menos um veículo pesado está envolvido, a sonolência aparece associada a 20% dos acidentes [5–7]. Nas autoestradas, especialmente à noite, estes eventos surgem com maior frequência, cerca de 20-30%, devido à monotonia das manobras e ao tempo de condução [5, 8, 9].

De um modo geral, as principais causas que levam um indivíduo a adormecer ao volante derivam do facto deste ter dormido pouco na noite anterior, do "relógio biológico", da condução a horas a que normalmente o indivíduo estaria a dormir e, por último, da existência de doenças do sono [10]. Ainda em outros estudos realizados, foi provada a existência da semelhança entre os efeitos da sonolência e os efeitos provocados pelo excesso de álcool. A condução de um indivíduo que se encontre acordado há 17 horas irá corresponder a uma condução com taxa de álcool no sangue de 0,50 g/l. Para o caso de 24 horas, este valor duplica [10].

Assim sendo, é de grande importância o desenvolvimento de um sistema capaz de detetar a sonolência e alertar o condutor, de forma a prevenir a ocorrência de acidentes.

1.3 Objetivos

O principal objetivo deste projeto passa pelo desenvolvimento de uma aplicação de aquisição, processamento, análise e armazenamento do sinal de Eletroencefalografia (EEG) para deteção da sonolência em tempo real, que posteriormente leva à emissão de um sinal sonoro. Relativamente à aquisição do sinal de EEG, esta é efetuada com o auxílio de um equipamento portátil, *Emotiv EPOC+*, sendo extraídas *features* do domínio no tempo e da frequência, que posteriormente são classificadas. Em síntese, quando um condutor entra em estado de sonolência, é emitido um sinal sonoro que pretende impedir que este adormeça. Um segundo objetivo deste trabalho corresponde ao desenvolvimento de uma plataforma Web que permita estudar e comparar diferentes metodologias na deteção de sonolência num sinal de EEG, em ambiente de simulação. Pretende-se, assim, demonstrar a estudantes ou investigadores as melhores abordagens para análise e processamento de sinal para a deteção de sonolência, dando-lhes assim uma base para o seu trabalho futuro.

1.4 Planeamento

A calendarização do projeto, figura 1.1, é composta por 9 tarefas principais:

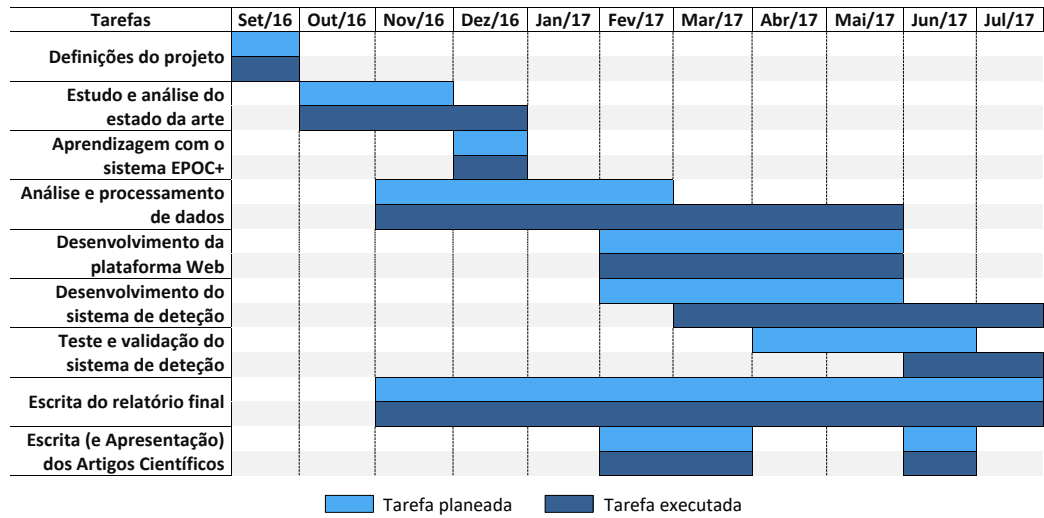


FIGURA 1.1: Tarefas do projeto: planeadas e executadas.

1. **Definições do projeto:** Nesta fase, foram definidos os principais objetivos do projeto, bem como a identificação do processo fisiológico a estudar, possíveis metodologias a implementar e a definição de etapas de trabalho.
2. **Estudo e análise do estado da arte:** De forma a desenvolver o sistema de detecção pretendido, foi necessário o estudo do estado da arte, principalmente no que diz respeito às metodologias adequadas para a detecção de sonolência.
3. **Aprendizagem com o sistema *EPOC+*:** Estudo do funcionamento do equipamento de aquisição, no que diz respeito ao processo da recolha dos sinais de EEG, bem como à análise do formato dos mesmos.
4. **Análise e processamento de dados:** Implementação de metodologias para detecção de sonolência.

5. **Desenvolvimento da plataforma Web:** Consistiu no desenvolvimento da plataforma Web, incluindo o algoritmo em Matlab para suporte ao seu funcionamento.
6. **Desenvolvimento do sistema de detecção:** Implementação da metodologia com melhor desempenho para detecção de sonolência e aquisição do sinal de EEG em tempo real.
7. **Teste e validação do sistema de detecção:** Paralelamente ao desenvolvimento do sistema de detecção, foram realizados os testes para testar e validar a correta aquisição do sinal de EEG e a correta integração da metodologia de detecção.
8. **Escrita do relatório final:** Esta etapa correspondeu à escrita do relatório final do projeto.
9. **Escrita (e Apresentação) de artigos científicos:** Etapa correspondente à escrita de dois artigos científicos para submissão em conferência internacional, bem como à sua apresentação, envolvendo a demonstração da plataforma Web.

1.5 Síntese

Neste projeto foram estudadas diferentes metodologias para a detecção de sonolência, desde o estudo da aplicação do Principal Component Analysis (PCA) ao estudo da presença de atraso no *input* dos classificadores. Como resultado, obteve-se o melhor classificador com uma *accuracy* de 89,60% e uma precisão de 99,58%, tendo a abordagem utilizada as seguintes características: classificação com recurso a Suport Vector Machine (SVM) com função

base radial; janela deslizante com tamanho de 5 segundos e avanço de 2,5 segundos; sinal EEG localizado na posição Fpz-Cz; sem aplicação do *PCA*; aplicação de atraso 23.

Como resultado deste projeto foram publicados os seguintes artigos, presentes no Apêndice D:

- Daniel Ribeiro, Alberto Cardoso, César Teixeira, “*EEG-based drowsiness detection platform to compare different methodologies*”, in *Proceedings of the 4th Experiment@ International Conference - exp.at’17*, Faro, Portugal, pp. 318-322 (2017).
- Daniel Ribeiro, Alberto Cardoso, César Teixeira. “*Online demonstration of a EEG-based drowsiness detection*”, in *Proceedings of the 4th Experiment@ International Conference - exp.at’17*, Faro, Portugal, pp. 93-94 (2017).

1.6 Estrutura do Documento

Este documento está dividido nos seguintes capítulos: no Capítulo 1, é apresentada uma introdução ao projeto desenvolvido; no Capítulo 2, é descrito o estado da arte acerca do processo fisiológico em estudo, sonolência; no Capítulo 3, são apresentadas as várias abordagens estudadas aplicadas a este processo fisiológico, bem como os sistemas desenvolvidos e que se encontram atualmente no mercado; no Capítulo 4 são descritos os vários aspetos relativos à base de dados utilizada e as metodologias aplicadas para a análise destes; no Capítulo 5, são mostrados e analisados os resultados obtidos; e, a finalizar, no Capítulo 6 são apresentadas considerações finais e o trabalho

futuro proposto. Em anexo, encontra-se o Apêndice A, onde é descrita a terminologia utilizada no desenvolvimento do trabalho; no Apêndice B são apresentados resultados obtidos dos métodos de seleção de *features*; no Apêndice C, os resultados obtidos do desempenho dos classificadores; no Apêndice D, os artigos científicos publicados; e, a finalizar, o Apêndice E, é ilustrado o *mockup* da aplicação Android.

Capítulo 2

Fisiologia do Sono

De modo a tornar possível a construção de um sistema de detecção de sonolência é necessário, primeiramente, perceber este conceito e as suas implicações fisiológicas.

O sono pode ser categorizado em dois tipos, *rapid eye-movement* (REM), caracterizado pelo movimento ocular rápido, e em *non-rapid eye-movement* (NREM), caracterizado pelo movimento ocular não rápido, podendo este último ser ainda dividido em 4 fases: 1, 2, 3 e 4, de acordo com R&K [11]. Quanto ao sono em si, este tem uma duração cíclica média de 90 a 110 minutos, sendo que cada ciclo é repetido cerca de 4 a 7 vezes durante o período de sono. No primeiro ciclo, o período REM é relativamente curto, enquanto que no sono profundo é mais alongado. Com o avançar da noite, os períodos REM aumentam, enquanto que os do sono profundo diminuem, como é possível observar na figura 2.1 [1, 3].

Ao longo da vida a duração das fases vão variando, enquanto que os adultos passam 20-25% do sono na fase REM, os bebés passam mais de

50%. Isto deve-se ao facto de ao longo do tempo as fases 3 e 4 diminuírem, predominando desta forma o sono leve, como é possível observar na figura 2.2 [12, 13].

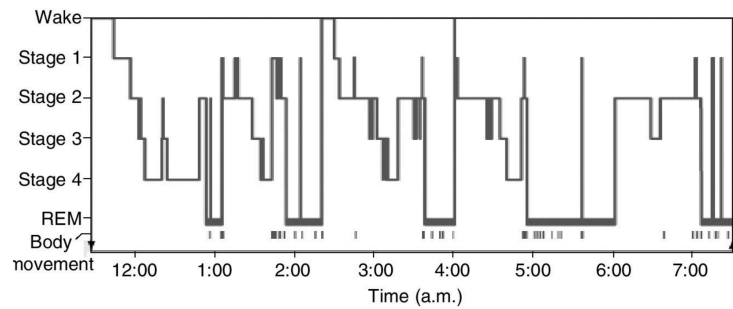


FIGURA 2.1: Progressão das várias fases do sono de um jovem adulto. (Adaptado de [2])

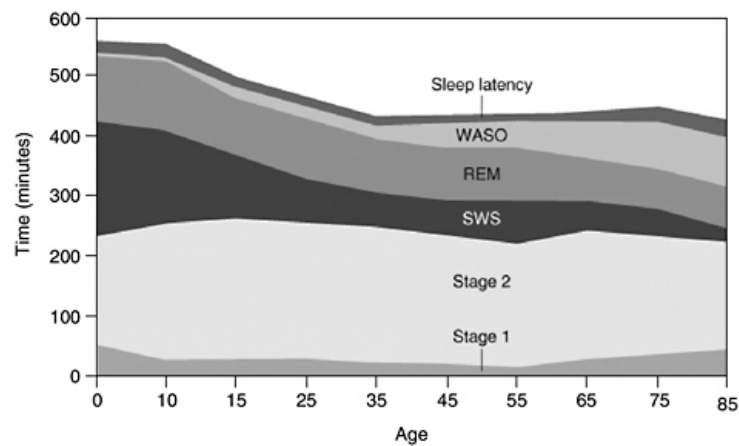


FIGURA 2.2: Alterações das diferentes fases do sono com a idade. Tempo (em minutos) para a latência do sono e tempo de despertar após o início do sono (WASO), REM, NREM, fases 1 e 2 e ondas lentas (SWS). (Retirado de [13])

A fase 1 é o período de sonolência, ou momento de transição entre o estado de vigília e de sono e terá grande interesse para este trabalho, pois corresponde ao caso de estudo que irá ser abordado. Nesta fase, as ondas cerebrais e a atividade muscular começam a abrandar, podendo em alguns

casos acontecer contrações musculares súbitas, designadas por mioclonias hipnagógicas, precedidas por uma sensação de queda. Esta fase tem uma duração média de 1 a 7 minutos no ciclo inicial [1, 3, 12, 14].

A fase 2 é um período de sono leve, durante o qual os movimentos dos olhos param. As ondas cerebrais tornam-se mais lentas, existindo o aparecimento de ondas rápidas, designadas fusos do sono, e os complexos K, juntamente com períodos espontâneos de contração e relaxamento muscular. Ocorre também nesta fase a diminuição da frequência cardíaca e da temperatura corporal. Esta fase tem uma duração média de 10 a 25 minutos no ciclo inicial, aumentando ao longo dos ciclos [1, 3, 12, 14].

As fases 3 e 4 (que em conjunto são designadas por sono de ondas lentas) são caracterizadas pela presença de ondas cerebrais lentas, ondas delta, que são ondas intercaladas com ondas menores mais rápidas. A pressão sanguínea e a temperatura corporal diminuem, a respiração fica mais lenta e o corpo torna-se imóvel. A fase 3 tem uma duração muito curta, escassos minutos, enquanto que a fase 4 tem uma duração cíclica média de 20 a 40 minutos [1, 3, 12, 14].

Na figura 2.3 é possível observar a atividade característica do EEG para cada uma das fases relativas ao NREM, anteriormente abordadas.

Relativamente ao sono REM, este trata-se de um período ativo de sono marcado por uma atividade cerebral intensa, onde as ondas são rápidas e dessincronizadas, semelhantes à do estado de vigília. A respiração torna-se mais rápida e irregular, o movimento ocular é rápido, ocorrendo em várias direções, os músculos dos membros tornam-se temporariamente paralisados e a pressão sanguínea e a frequência cardíaca aumentam. É nesta fase que

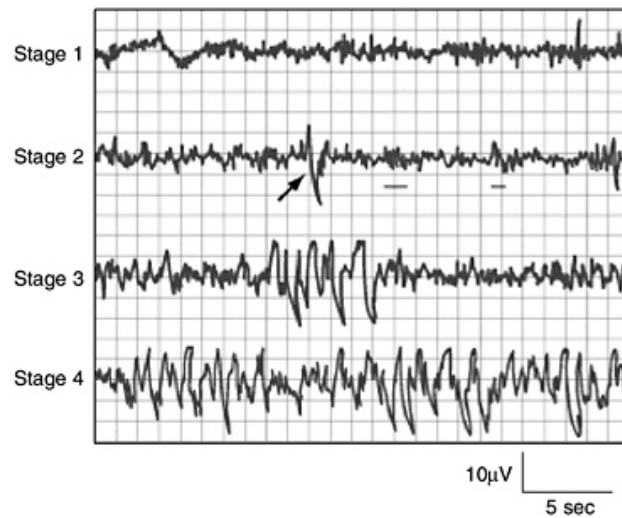


FIGURA 2.3: Atividade característica do EEG para cada uma das fases relativas ao NREM. Na fase dois, a seta indica o complexo K e os traços os fusos de sono.
(Retirado de [2])

ocorrem a maioria dos sonhos, tendo uma duração cíclica média de 1 a 5 minutos, para o primeiro ciclo, aumentando progressivamente ao longo do sono [1, 3, 12].

O sono é mais profundo, quando não existe movimento ocular e a atividade muscular é reduzida, apesar destes manterem a sua capacidade funcional. Nestas fases, ficam mais difícil de ser acordado e, quando estas situações ocorrem, os indivíduos podem demonstrar sintomas de tontura e de desorientação durante vários minutos. É também nesta fase que algumas crianças vivenciam sonambulismo, pesadelos e incontinência urinária. Embora o papel de cada uma das fases seja incerto relativamente à saúde geral, acredita-se que o equilíbrio entre elas é importante para a obtenção de um bom descanso. Este equilíbrio também promove processos relacionados com a aprendizagem, memória, humor e capacidade de concentração [3, 12].

2.1 Regulação entre adormecer e acordar

O adormecer e o acordar são regulados a partir de uma ação combinada entre dois grandes processos, um que promove a sonolência (processo S) e outro que promove o despertar (processo C). A necessidade para dormir vai aumentando ao longo do dia, atingindo o seu pico no momento antes de dormir, dissipando-se ao longo da noite [1, 15].

O processo C é regulado pelo sistema circadiano, sendo que este processo aumenta ao longo do dia de modo a contrariar o processo S, permitindo desta forma que nos encontremos acordados e despertos. No entanto, com o aproximar da hora de dormir, este processo tende a decair fazendo com que o processo S se torne dominante, promovendo assim o sono. Como referido anteriormente, o processo S, ao longo da noite, vai diminuindo e o sistema circadiano começa a aumentar, iniciando-se assim o ciclo novamente. Um aspecto importante é o facto da sincronização do sistema circadiano permitir uma coordenação entre os ciclos de adormecer e de acordar e os ciclos de dia e de noite [1, 15]. Apesar de ainda não se compreender totalmente o processo homeostático, acredita-se que a adenosina seja uma componente química indutora do sono, sendo que a sua concentração no sangue aumenta ao longo do dia, e diminui durante o sono. Certas drogas, tais como a cafeína, têm a capacidade de bloquear recetores de adenosina, interrompendo este processo [12].

2.1.1 Sistema de geração do sono no cérebro

O processo S é regulado por neurónios que obstruem os sistemas de excitação, permitindo desta forma que possamos dormir. Muitos destes neurónios podem ser encontrados na área pré-óptica do hipotálamo, como se pode observar na figura 2.4. Estes neurónios contêm moléculas que inibem a comunicação neuronal, obstruindo assim os sistemas de excitação durante o sono, sendo que a sua perda leva à ocorrência de insónias. No entanto, não são apenas estes neurónios que regulam o processo S pois os neurónios presentes na parte mais inferior do cérebro também transmitem informação relativa ao estado do corpo (ex: estômago cheio é um contribuinte para o sono), assim como áreas relacionadas com a emoção e a cognitividade [1, 16].

Este sistema inclui ainda neurónios que fazem a troca entre o NREM e REM no decorrer do sono, enviando sinais para a parte inferior do cérebro e para a medula espinhal [1].

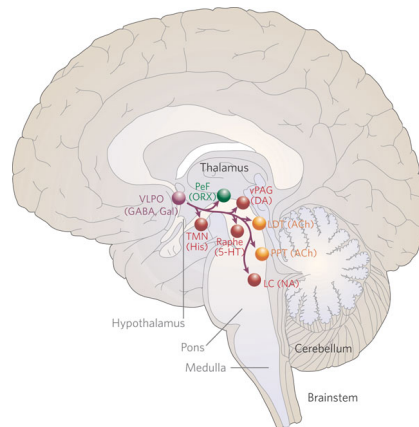


FIGURA 2.4: Sistema gerador do sono no cérebro.
(Retirado de [16])

2.1.2 Sistema de geração do despertar no cérebro

O despertar ocorre devido à ascensão do sistema de excitação proveniente do cérebro, que ativa estruturas cerebrais que mantêm o estado de vigília, como se pode observar na figura 2.5.

A origem principal do aumento da influência da excitação inclui duas vias que têm origem na parte superior do tronco cerebral. A primeira tem origem nos neurónios colinérgicos, que segregam acetilcolina na parte superior do tronco cerebral, que ativa partes do tálamo responsáveis pela manutenção da transmissão de informação sensorial para o córtex cerebral. A segunda via tem origem no grupo de células da parte superior do tronco cerebral que contém neurotransmissores monoamínicos (serotina, dopamina, histamina e norepinefrina) e que vai capturando *inputs* de várias células até chegarem, por fim, ao córtex cerebral, onde estes, de forma difusa, ativam as células nervosas e as preparam para a interpretação e análise da informação sensorial que irá chegar [1, 16].

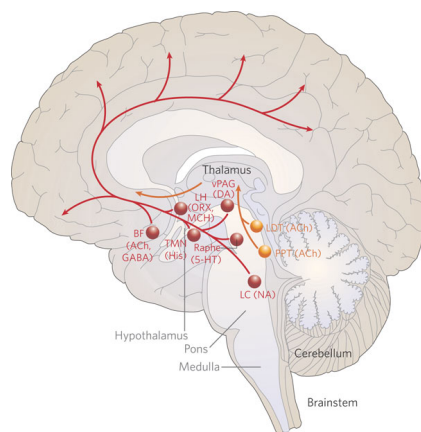


FIGURA 2.5: Sistema gerador do despertar no cérebro.
(Retirado de [16])

2.2 Ritmos circadianos

Os ritmos circadianos controlam o ciclo de dormir e de despertar, tendo uma duração de 24 horas e a capacidade de modular a atividade física e o consumo de alimentos, regulando, ao longo do dia, a temperatura corporal, a frequência cardíaca, o tônus muscular e a secreção hormonal. Os ritmos são gerados por estruturas neuronais no hipotálamo, funcionando como um relógio biológico, estando na base deste relógio genes designados por genes "relógios"[3, 15, 17]. Os núcleos supraquiasmáticos (SCN) são responsáveis pela regulação dos ritmos circadianos em todos os órgãos. Estes recebem ordens diretamente da classe de células nervosas que se encontram na retina, atuando como detetores de luminosidade, capazes de reiniciar os genes "relógio" diariamente. No entanto, nem sempre estes ciclos se encontram em fase, podendo, assim, existir situações em que os ciclos de adormecer e de acordar fiquem desfasados dos ciclos relativos aos SCN e relativos aos de dia e de noite [15].

2.3 Síntese

Este capítulo teve como principal objetivo descrever, de forma abrangente, todo o processo fisiológico do sono. No entanto, é referido que o processo fisiológico em estudo neste projeto, a sonolência, advém da primeira fase do sono. Ao longo dos próximos capítulos, apenas será abordada esta fase do sono, não sendo consideradas as restantes, uma vez que não apresentam relevância neste trabalho.

Capítulo 3

Estado da arte

No presente capítulo serão abordadas as diferentes medidas existentes para a detecção de sonolência, bem como a implementação de técnicas baseadas nestas. Assim como, alguns sistemas existentes atualmente no mercado. Este estudo, é de extrema importância uma vez que, é a partir deste que é possível a determinação das etapas necessárias para o desenvolvimento do sistema de detecção de sonolência.

3.1 Abordagens para detecção da sonolência

Um condutor que adormeça ao volante perde o controle do seu veículo, resultando em muitas situações, em acidentes, quer seja envolvendo outros veículos, quer com objetos fixos. De modo a minimizar estas ocorrências, têm vindo a ser estudados métodos capazes de avaliar o estado do condutor. Estes métodos têm por base certas medidas, que podem ser divididas em três grupos distintos:

- medidas relacionadas com o comportamento do veículo tais como o desvio da posição do veículo em relação à estrada, a aceleração, o movimento do volante, entre outras;
- medidas baseadas no comportamento do condutor tais como o bocejar, o movimento ocular, a posição da cabeça, entre outras;
- medidas fisiológicas tais como as atividades elétrica cerebral e muscular, variabilidade do pestanejar e do batimento cardíaco, entre outras.

Assim sendo, para efetuar um estudo relativamente ao estado do sono, é possível escolher um variado número de técnicas, e suas combinações, que irão ser de seguida abordadas.

De notar que, no estudo realizado, as medidas relacionadas com o veículo não surgem de forma independente dos outros dois tipos de medidas, sendo utilizadas como complemento, de modo a obter um classificador com melhor precisão.

3.1.1 Medidas baseadas no comportamento do condutor

Ribarić *et al.* (2010), desenvolveram um protótipo para monitorização do nível de fadiga do condutor, como é possível observar na figura 3.1. O sistema deste protótipo é constituído por módulos para a extração de *features* relativas ao comportamento do condutor, ângulos de rotação da cabeça, quando entram e saem do plano, e a abertura dos olhos e da boca. Estas *features* são posteriormente consideradas *inputs* de redes neuronais *feed-forward*, tais como percetrões de multi-camada (MLP) e redes neuronais convolucionais (CNN) que se encontra num outro módulo. Com as CNN obtiveram

uma precisão de 93,5% para a abertura dos olhos e de 97,2% para a abertura da boca. Com os MPL obtiveram uma precisão de 97,3% para detecção e localização da face, de 93,4% para o ângulo da cabeça dentro do plano e de 96,2% e 95,9% para o deslocamento horizontal e vertical, respetivamente [18].

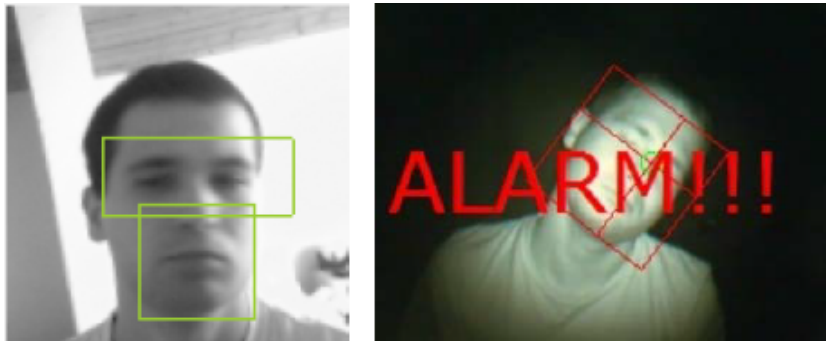


FIGURA 3.1: Na imagem à esquerda são apresentadas duas sub-janelas que determinam a área da boca e dos olhos. Na imagem à direita encontra-se um exemplo de um alarme, retratando um caso em que o condutor estaria a entrar na fase de sonolência.

(Adaptado de [18])

Grace *et al.* (1998), desenvolveram um sistema com uma câmara, com o intuito de obter medidas psicofisiológicas do fecho dos olhos. Para obtenção dos dados relativos ao fecho dos olhos é utilizado um vídeo, onde é retirado o valor de *PERCLOS*, definido como a proporção de tempo em que os olhos se encontram mais de 80% fechados. A detecção do olho humano tem por base o facto da retina refletir raios infra-vermelhos com diferentes frequências, dependendo do comprimento da onda incidida. Assim, são obtidas duas imagens onde a percentagem de reflexão da retina é diferente, através do uso de duas câmaras focadas no mesmo ponto. Estas duas imagens são posteriormente subtraídas, uma à outra, podendo assim calcular o *PERCLOS*.

Quando o sistema deteta o estado de sonolência é emitido um alerta ao condutor. Quanto aos resultados do classificador, estes não estão disponíveis [19].

O equipamento anteriormente descrito [19] sofreu novo desenvolvimento por parte de *Grace and Steward*, designando-se por *The Copilot*, que se encontra na figura 3.2, consistindo numa câmara digital integrada com processador de sinal digital. Este equipamento está a ser utilizado em veículos pesados, uma vez que em grande parte das situações estes são utilizados no período da noite, onde é mais suscetível a ocorrência de sonolência. Um alerta é emitido quando o *PERCLOS* é superior a 3 minutos [20].



FIGURA 3.2: Equipamento desenvolvido por Grace *et al.*.
(Retirado de [20])

Com estes estudos, é possível notar um grande potencial para o uso do movimento ocular e da variabilidade do pestanejar, principalmente pelo facto de não ser necessário o condutor estar ligado a nenhum aparelho, ao contrário do que se observa no caso das medidas fisiológicas, podendo ainda

ser feita uma calibração para cada uso, tornando este processo personalizável e único para cada condutor. Tendo em conta que os valores obtidos na classificação são bastantes satisfatórios, este tipo de métodos demonstram ser bastante eficazes na deteção de sonolência. No entanto, não são perfeitos, sendo necessário um maior desenvolvimento nesta área para que se tenha em conta fatores que possam de certa forma influenciar os resultados finais, tais como a luz, temperatura do ar e ventilação do veículo [9]. O fator luz é sem dúvida influenciador, uma vez que estatisticamente é mais provável que os acidentes ocorram durante a noite, situação de pouca luminosidade.

3.1.2 Medidas fisiológicas do condutor

Lin *et al.* (2005), desenvolveram um sistema capaz de detetar sonolência com base no EEG utilizando as sub-bandas principais do sinal de EEG, correlação, PCA e regressão linear. Os dados utilizados foram obtidos a partir de um simulador de condução 3D, baseado em realidade virtual, durante 45 minutos, onde foram retirados dados relativos ao EEG, eletrooculografia (EOG) e desempenho da condução do indivíduo, através dos desvios entre o centro do veículo e o centro da estrada. Os dados de EEG sofreram um pré-processamento, usando um filtro passa-baixo com uma frequência de corte de 50Hz para remoção de ruído. Em seguida, calcularam a média móvel das sub-bandas principais de todos os canais do EEG e do desempenho de condução, para seleção dos melhores canais com maior coeficiente de correlação, obtendo Cz e Pz. Posteriormente, estes dois canais foram projetados usando o PCA para redução da dimensionalidade das *features*, diminuindo assim a carga de processamento necessário para o algoritmo de classificação. Os primeiros 50 componentes representativos do PCA, com valores próprios mais

elevados, foram selecionados como os vetores de entrada para o modelo de regressão linear, que é criado para cada sessão, sendo assim específico para cada indivíduo. O coeficiente de correlação médio obtido entre o desempenho de condução estimado com o atual foi de $(90 \pm 3,4)\%$ [21].

Este sistema de reconhecimento de sonolência foi posteriormente alterado, sendo acrescentado o método *independent component analysis* (ICA), de forma a remover o movimento ocular e outros artefactos tais como a atividade muscular, ruído e sinais cardíacos do EEG. Este algoritmo é utilizado no pré-processamento, juntamente com o filtro passa-baixo, os coeficientes de correlação deixam agora de ser obtidos entre o desempenho de condução suavizado com a média móvel das sub-bandas principais de todos os canais do EEG mas sim com o EEG sem os artefactos, sendo selecionados os dois canais de EEG com melhor correlação, servindo como *input* para a regressão linear. O coeficiente de correlação médio foi de $(88,2 \pm 4,8)\%$ [22].

Em 2006, foi realizada uma terceira abordagem com este modelo, usando o ICA com base em redes neuronais difusas. Foi criado, assim, um mecanismo adaptativo para seleção automática de *features* (AFSM) baseado na análise da correlação entre os erros de condução dos indivíduos e o *power spectrum* das componentes do ICA. Posteriormente, é utilizado o modelo do ICA com as redes neuronais difusas (ICAFNN) com o intuito de aumentar o desempenho da previsão, sendo os resultados comparados com os do modelo de regressão linear (LRM). Para a abordagem AFSM+LRM obtiveram $(88,6 \pm 5,4)\%$ e para o AFSM+ICAFNN obtiveram $(91,3 \pm 2,7)\%$ [23].

Uma quarta tentativa com este modelo, teve por base uma abordagem sem supervisão, na qual, em todas as sessões de condução, era gerado um modelo estatístico do estado de alerta do indivíduo, utilizando um conjunto

de dados obtidos no início dessa mesma sessão de condução, correspondendo aos dados de um período de 3 minutos. No modelo criado foram consideradas algumas suposições como o indivíduo estar em estado de alerta no início da sessão de condução, caso contrário, era desencadeado outro modelo de forma a contornar essa situação. Nesta situação, o modelo de regressão linear, caso não fosse aprovado pelo teste de *Mardia*, baseado na distribuição normal multivariada, era indicativo de que o indivíduo não estava em estado de alerta nesses 3 minutos, sendo necessária a criação de um novo modelo de regressão linear. Outra suposição foi o facto do *power spectrum* conseguir caracterizar o estado em que o indivíduo se encontrava, assumindo também que o *power spectrum* do EEG em estado de alerta pudesse ser facilmente modelado, usando uma distribuição normal multivariada. Pal *et al.*, utilizaram apenas um canal de EEG, Oz, chegando a este a partir do coeficiente de correlação mais elevado entre o desempenho de condução e o estado atual do indivíduo, resultante do modelo de distância de *Mahalanobis*. Quanto ao modelo de classificação, foram criadas três vertentes, uma com base no espectro de banda das ondas alfas, outra com base no espectro de banda das ondas teta e, por fim, uma baseada nos desvios entre os dois modelos, obtendo respetivamente 58%, 76% e 78% de precisão [24].

Goovaerts et al. (2014), desenvolveram dois métodos para a detecção de sonolência com base em artefactos oculares, presentes nos sinais de EEG. Os artefactos foram gerados a partir do EEG, com recurso ao *Blind Source Separation-Canonical Correlation Analysis* (BSS-CCA) que decompõe o sinal de EEG. As componentes que contêm o movimento ocular são identificadas através das transformadas de *wavelet*, mais concretamente através da decomposição com a *wavelet Haar* de 4 níveis, uma vez que apresenta melhores resultados, sendo criadas 16 *features*. No primeiro método foi utilizada a

regressão linear, obtendo uma percentagem correta de estados de sonolência de 97%, enquanto que para a deteção difusa foi de apenas 65%. A validação dos dois modelos foi feita através de uma auto-avaliação do indivíduo relativamente ao seu nível de sonolência, sendo usada a escala de sonolência de *Karolinska* (KSS), em que 1 corresponde a extremamente atento e 9 a extremamente sonolento. Este tipo de validação poderá não ser a mais correta quando se trata destes casos de sonolência, uma vez que a avaliação do sujeito é bastante subjetiva, podendo considerar-se mais ou menos cansado do que se encontra realmente, levando assim à existência de erros [25].

Kiyimik et al. (2004), desenvolveram um método para reconhecimento do nível de sonolência, usando a transformada discreta de *wavelet* (DWT) do *Power Spectral Density* (PSD) do EEG, criando assim os *inputs* utilizados na rede neuronal com retropropagação, tendo esta a capacidade de discriminar os estados de alerta, sonolência e de sono. Aos dados provenientes dos canais de EEG foi aplicado um filtro passa-banda, na banda 0,3-70Hz, sendo utilizado posteriormente a DWT, mais precisamente a *wavelet Daubechies* de segunda ordem, para decompor em quatro sub-bandas de frequência α , β , θ e δ . Em seguida, foi aplicado o PSD, obtendo-se assim os *inputs* para o treino da rede neuronal. Quanto à validação deste classificador, esta foi feita por comparação com os dados obtidos por dois neurologistas que interpretaram os sinais de EEG, avaliando as sequências nos três estados possíveis. A precisão desta rede neuronal foi de $(96 \pm 3)\%$ para o estado de alerta, $(95 \pm 4)\%$ para o estado de sonolência e $(94 \pm 5)\%$ para o estado de sono [26].

Ainda no mesmo ano, *Subasi* apresentou o mesmo trabalho, desenvolvendo um estudo da melhor arquitetura para a rede neuronal, obtendo $(95 \pm 3)\%$ para o estado de alerta, $(93 \pm 4)\%$ para o estado de sonolência e $(92$

± 5)% para o estado de sono. A arquitetura da rede neuronal era 15-32-3, isto é, a rede neuronal possuía 3 camadas, sendo que a primeira era constituída por 25 neurónios, a segunda por 32 e a terceira por 3. Como funções de transferência, utilizaram para a primeira camada tan-sigmoíde e, para a segunda log-sigmoíde [27].

Kaur et.al (2013), utilizaram os dados de 16 canais de EEG, aplicando filtros passa-baixo e passa-alto com frequências de corte de 1Hz e de 70Hz, respectivamente. De seguida, utilizam o filtro *Notch* para remoção de artefactos acima dos 50Hz, sendo aplicado o *Empirical Decomposition method* (EMD) para decompor o sinal, obtendo-se assim as *intrinsic mode functions* (IMFs), que serviram como *inputs* para a rede neuronal. A validação do classificador foi cumprida através de marcadores inseridos manualmente através da visualização do EEG, obtendo 84,8% de precisão para a deteção dos estados de sonolência [28].

Mardi et al. (2011), utilizam para a extração de *chaotic features* a dimensão fractal de *Higuchi* e de *Petrosian* e o logaritmo de energia de sinal, utilizando redes neuronais para classificação. Começaram por obter os dados, num ambiente de condução virtual, usando 19 canais do EEG e 1 canal EOG, sendo que este último facilita a posterior remoção de artefactos no sinal EEG, como já foi mencionado anteriormente em outros métodos. Simultaneamente, o indivíduo foi filmado de modo a criar os marcadores para o classificador. No pré-processamento, utilizaram um filtro passa-banda de 0,5-30Hz, do tipo *Chebyshev* de segunda ordem. Para remoção de ruído nos 50Hz, utilizaram o filtro de *Notch*, seguido da extração com o logaritmo de energia e dimensões fractais de *Higuchi* e de *Petrosian*. A precisão obtida pelo classificador é de 83,3%, utilizando todas as *features* extraídas [29].

Patel et al (2010), apresentam uma abordagem diferente das anteriores, uma vez que só utilizaram o Eletrocardiograma (ECG). Para identificar os batimentos cardíacos, os dados foram filtrados com um filtro passa-banda de 2-40Hz, removendo assim a presença de ruído. Seguidamente, os dados filtrados passam por uma função quadrática, deixando de existir valores negativos, aumentando assim a distinção entre as frequências altas provenientes do complexo QRS. Caso os valores dos dados tivessem ultrapassado um determinado *threshold* era identificado um pico, existindo um intervalo mínimo de 350ms entre estes. A frequência cardíaca foi medida através da diferença entre picos e a frequência de amostragem. Aos dados relativos à frequência cardíaca foi aplicada a *Fast Fourier Transform* (FFT) com janelas de *Hanning*, para diminuir o *aliasing*, de modo a obter o PSD, usado como argumento de entrada para a rede neuronal, tendo esta uma precisão de 90% [30].

Por último temos *Mehmet et al.* (2010), que apresentam o uso do EEG juntamente com a Eletromiografia (EMG), obtendo desta forma uma maior precisão na deteção da sonolência. Os dados EEG foram filtrados com um filtro passa-banda de 0,3-30Hz, e os da EMG com um filtro passa-banda *Butterworth* com frequências de corte nos 40 e 4000Hz. O EMG não só foi utilizado para a construção do classificador, como também para remoção de artefactos do EEG. Em seguida, separaram o EEG em sub-bandas usando a transformada de *wavelet*, e calcularam o PSD do sinal de EMG, obtendo assim as *features* para criação da rede neuronal. Essa rede classifica os três estados de viglância do indivíduo, acordado, sonolento e sono, obtendo-se uma precisão de 98-99%, uma melhoria comparativamente com os resultados obtidos, 95-96%, pelos mesmos autores num estudo em que apenas utilizaram o EEG [31].

Capítulo 3. *Estado da arte*

De seguida, são apresentadas duas tabelas (tabela 3.2, tabela 3.1), onde se encontra o resumo dos trabalhos analisados no estudo da sonolência.

TABELA 3.1: Resumo dos trabalhos aplicados ao estudo da sonolência através do uso de câmaras

Ref	Sensores	Medição de Sonolência	Técnicas de Reconhecimento	Classificador	Precisão(%)
[18]	câmara CCD	ângulos de rotação da cabeça movimento ocular movimento da boca	<i>Haar Wavelet</i>	Rede Neuronal Convulucional Perceptrão de Multi-Camada	93,5/97,2 97,3/93,4/96,2
[19]	câmara CCD	<i>PERCLOS</i>	Subtração de duas imagens onde a retina reflete diferentes percentagens de infra-vermelhos	Rede Neuronal	ND
[20]	câmara CCD	<i>PERCLOS</i>	Subtração de duas imagens onde a retina reflete diferentes percentagens de infra-vermelhos	Rede Neuronal	ND

TABELA 3.2: Resumo dos trabalhos aplicados ao estudo da sonolência

Ref	Sinais	Pré-Processamento	Extração de <i>features</i>	Classificador	Precisão (%)
[21]	EEG EOG	Filtro passa-baixo (50Hz)	PCA	Regressão Linear	90 ± 3, 4
[22]	EEG EOG	Filtro passa-baixo (50Hz) ICA	<i>Fast Fourier Transform</i>	Regressão Linear	88, 2 ± 4, 8
[23]	EEG EOG	Filtro passa-baixo (50Hz) ICA	<i>Fast Fourier Transform</i>	AFSM+LRM AFSM+ICAFNN	88, 6 ± 5, 4 91, 3 ± 2, 7
[24]	EEG	Filtro passa-baixo (50Hz)	<i>Fast Fourier Transform</i>	MDA+LRM MDT+LRM MDA/MDT+LRM	58 76 78
[25]	EEG	<i>Canonical Correlation Analysis</i>	<i>Haar Wavelet</i>	Regressão Linear Deteção Difusa	72 65
[26]	EEG	Filtro passa-banda (0,3-70Hz)	<i>Discrete Wavelet Transform</i>	Rede Neuronal	96 ± 3 95 ± 4 94 ± 5
[28]	EEG	Filtro passa-baixo (1Hz) Filtro passa-alto (70Hz) Filtro Notch (50Hz)	<i>Empirical Decomposition Method</i>	Rede Neuronal	84, 8
[29]	EEG EOG	Filtro passa-banda (0,5-30Hz) Filtro Notch (50Hz)	Logaritmo de Energia de Sinal Dimensão Fractal de <i>Higuchi</i> Dimensão Fractal de <i>Petrosian</i>	Rede Neuronal	83,3
[30]	ECG	Filtro passa-banda (2-40Hz) Função quadrada	<i>Fast Fourier Transform</i>	Rede Neuronal	90
[31]	EEG EMG	Filtro passa-banda (0,3-30Hz) Filtro Butterworth (40- 4000Hz)	<i>Discrete Wavelet Transform</i> Power Spectral Densities	Rede Neuronal	98-99

3.2 Técnicas para a detecção da sonolência

Através dos trabalhos mencionados anteriormente, é possível concluir que o uso de dados fisiológicos provenientes do condutor são mais fidedignos para a detecção da sonolência, sendo possível utilizar os sinais de EEG, EOG, ECG e o EMG. Como neste projeto apenas será utilizado o sinal do EEG para posterior classificação, é apenas feita uma breve abordagem relativamente aos últimos três métodos (EOG, ECG e EMG) e um estudo mais extensivo relativamente ao EEG.

3.2.1 Eletrocardiografia - ECG

A eletrocardiografia regista a atividade elétrica do coração, durante um período de tempo, sendo necessário o uso de elétrodos que são colocados na pele. Estes detetam as pequenas alterações elétricas na pele que surgem da despolarização e repolarização que ocorre durante cada batimento cardíaco [32, 33]. Um ECG convencional possui 12 derivações, sendo colocados 10 elétrodos no total, como é mostrado na figura 3.3, 4 nos membros e 6 na superfície torácica do doente, permitindo assim a medição do potencial elétrico do coração a partir de 12 ângulos diferentes [32, 34].

Durante cada batimento cardíaco, um coração saudável tem uma progressão ordenada de despolarização que começa com as células *pacemaker* no nódulo sinoatrial, alastrando-se pelo átrio, passando de seguida pelo nódulo atrioventricular para dentro do feixe de *His* e posteriormente pelas fibras *Purkinje*, espalhando-se à esquerda, ao longo dos ventrículos. Este padrão ordenado de despolarização dá origem ao característico traçado de ECG que

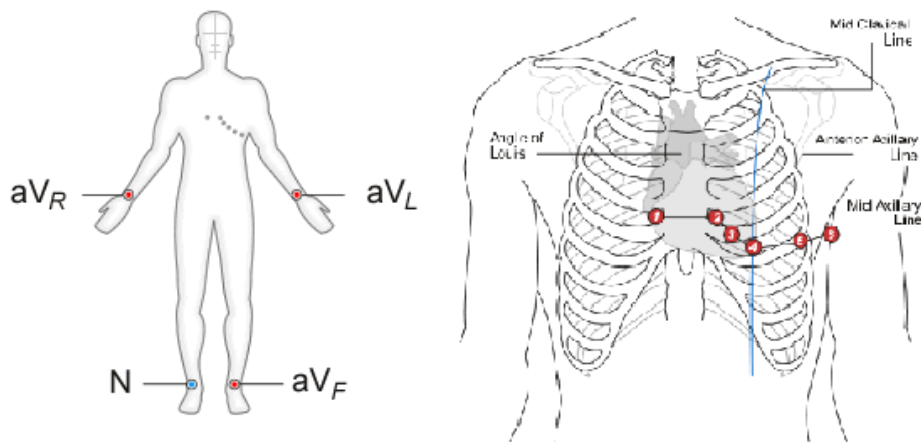


FIGURA 3.3: Localização dos eletrodos num ECG.
(Adaptado de [35])

se encontra representado na figura 3.4, sendo que a onda P representa a despolarização atrial, o complexo QRS representa a despolarização ventricular e a onda T representa a repolarização ventricular [32].

3.2.2 Eletromiografia - EMG

A eletromiografia regista a atividade elétrica produzida pelas células musculares quando estas são eletricamente ou neurologicamente ativadas, tendo o sinal uma amplitude de 0-10mV [36, 37].

A EMG pode ser dividida em dois tipos, a de superfície e a intramuscular. A EMG superficial avalia a função muscular, registando a atividade muscular na superfície da pele e, fornecendo apenas uma avaliação limitada da atividade muscular. Esta pode ser registada por um par de eletrodos ou por uma matriz mais complexa, constituída por múltiplos eletrodos, sendo

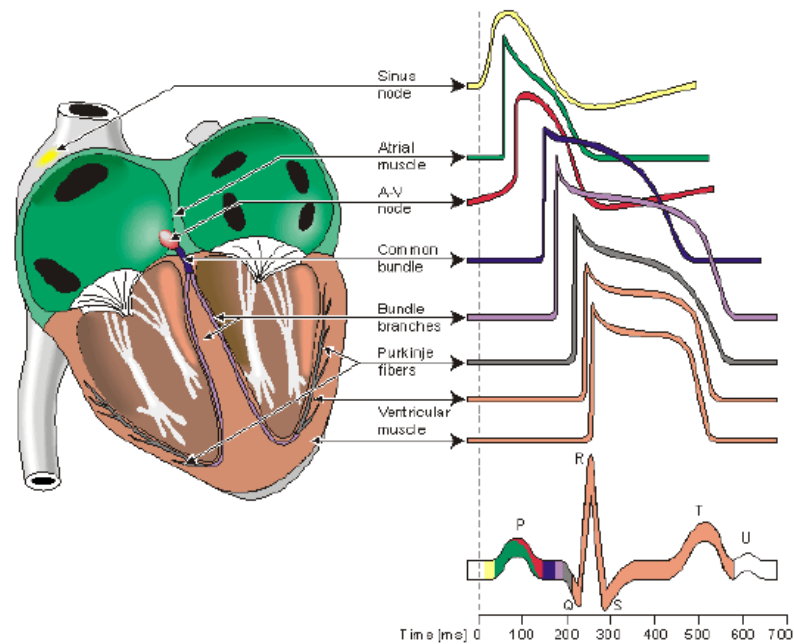


FIGURA 3.4: Ondas específicas para cada célula especializada do coração e respectivo traçado característico de ECG. (Adaptado de [32])

assim essencial a utilização, em ambas as situações, de pelo menos dois elétrodos de forma a calcular a diferença de potencial (diferença de tensão) entre dois elétrodos separados. A EMG intramuscular pode ser realizada utilizando uma variedade de diferentes tipos de elétrodos, recorrendo a abordagem mais simples a um elétrodo de agulha monopolar, sendo que para este caso é introduzida uma agulha no tecido muscular, de forma a medir a atividade elétrica do mesmo [36].

3.2.3 Eletrooculografia - EOG

A eletrooculografia regista o potencial Corneal-Retinal, gerado dentro do globo ocular metabolicamente pelo epitélio retinal ativo, tendo uma amplitude de 10-100 μV [38–40]. O sinal EOG é adquirido através de um sistema vertical e outro horizontal, sendo os elétrodos colocados tipicamente acima e abaixo do olho ou para a esquerda e direita do olho, respetivamente, como é possível observar na figura 3.5. Se o olho se move da posição central em direção a um dos dois elétrodos, este elétrodo "vê" o lado positivo da retina e o elétrodo oposto "vê" o lado negativo da retina. Consequentemente, ocorre uma diferença de potencial entre os eléctrodos. Assumindo que o potencial de repouso é constante, o potencial gravado é uma medida da posição do olho, podendo o pestanejar induzir alterações no sinal [38–40].

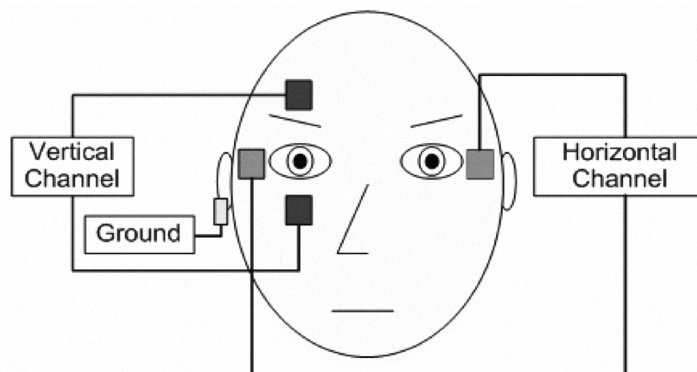


FIGURA 3.5: Posição dos eletrodos num EOG.
(Adaptado de [40])

3.2.4 Eletroencefalografia - EEG

Um EEG regista a atividade elétrica gerada pelo cérebro. Na figura 3.6, encontra-se representado um traçado típico. Em geral, o EEG é obtido com

recurso a elétrodos que consistem em discos de Ag-AgCl, colocados no couro cabeludo com um gel condutor, podendo estes existir sob a forma de agulha. Este tipo de elétrodos são utilizados quando o período de medição é longo, no entanto apresentam desvantagens pelo facto de serem subcutâneos e de poderem causar infeções. No cérebro, existem milhões de neurónios, sendo que cada um destes gera pequenos potenciais elétricos. O conjunto destes potenciais leva a que seja possível a deteção e leitura de um sinal elétrico no couro cabeludo. A amplitude de um sinal de EEG varia tipicamente entre 1-10 μV num adulto normal [41, 42].

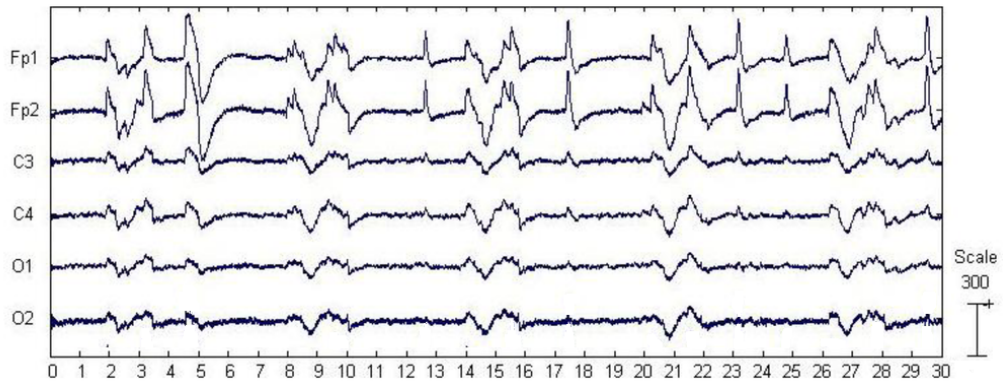


FIGURA 3.6: Exemplo de um sinal EEG.
(Adaptado de [43])

A *FFT* é um processo matemático, usado na análise do EEG, para investigar a composição espectral deste. Uma vez que a *FFT* transforma um sinal a partir do domínio do tempo para o domínio da frequência, podem ser observadas as distribuições de frequência do EEG, as quais que são bastante sensíveis a estados mentais e emocionais, bem como à localização do(s) elétrodo(s) [41].

Existem dois tipos de montagens de EEG que são atualmente utilizadas, a monopolar e a bipolar. A montagem monopolar recolhe sinais no local

ativo e compara-os com um eléctrodo de referência, que deve estar localizado numa área que não seja afetada pela atividade cerebral [44, 45]. A principal vantagem deste tipo de montagem é o facto da referência permitir comparações válidas dos sinais em diferentes eléctrodos. Como desvantagens, temos o facto de não existir um local ideal para a área de referência, sendo os lóbulos das orelhas comumente usados. Ainda como desvantagem temos a possível existência de artefactos de EMG, EOG e ECG [45]. Um artefacto trata-se de formas de onda do EEG que não tem origem do cérebro, podendo estes ser divididos em duas categorias: fisiológicas e não-fisiológicas. Qualquer fonte do corpo que tenha a capacidade de gerar um potencial eléctrico é capaz de produzir artefactos fisiológicos. Estes incluem o coração, os olhos, os músculos e a língua. Os artefactos não-fisiológicos correspondem à da interferência de 50 Hz proveniente dos equipamentos eléctricos [42]. Relativamente à montagem bipolar, esta compara os sinais eléctricos entre duas regiões ativas do cérebro. Qualquer atividade que seja comum em ambas as regiões é subtraída, sendo apenas registada a diferença na atividade, levando a que algumas informações sejam perdidas com este tipo de montagem [44, 45].

O sistema internacional 10-20, como se pode observar na figura 3.7, é usado como esquema padrão de nomenclatura e posicionamento para medições de EEG. Embora o sistema original de 10-20 incluía 19 eléctrodos, foram feitas extensões de modo a que 70 eléctrodos pudessem ser colocados nas posições padrão [42, 46].

O EEG é geralmente descrito em termos das suas bandas de frequência. A sua amplitude apresenta uma grande variabilidade dependendo da estimulação externa, bem como dos estados mentais internos. As bandas de frequência alfa, beta, teta e delta são algumas bandas que estão relacionadas

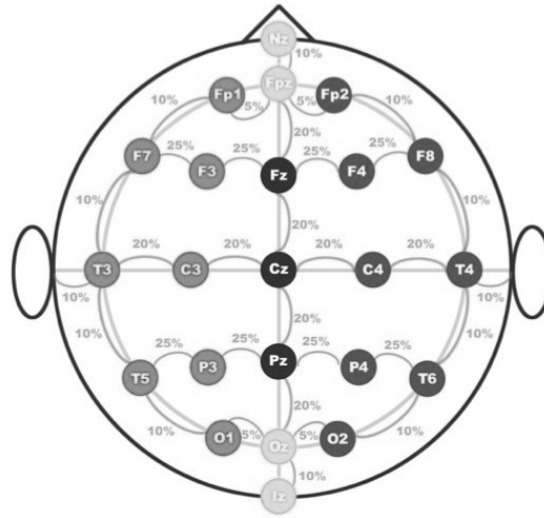


FIGURA 3.7: Sistema original 10-20.
(Adaptado de [46])

com diferentes estados cerebrais, encontrando-se esta informação na tabela 3.3.

TABELA 3.3: Resumo dos diferentes tipos de ondas cerebrais [42, 44].

Tipo de onda cerebral	Banda de frequência (Hz)	Estados mentais e condições
Delta	0.5-4	Sono profundo, sem sonhos, NREM
Teta	4-8	Sonho intuitivo, creativo, imaginário
Alfa	8-13	Relaxado mas ainda sem estar na fase de sonolência, tranquilo e consciente
Beta	13-30	pensativo, consciente, alerta
Gama	30-100	funções motoras, atividade mental elevada

3.3 Produtos existentes no Mercado

De forma a colmatar a necessidade de prevenir a ocorrência de acidentes causados pela sonolência do condutor ao volante, tem-se verificado a interligação de áreas de Engenharia, bem como a Medicina para o desenvolvimento de dispositivos que permitam alertar o condutor acerca do seu estado. Assim sendo, já é possível ter acesso a variados aparelhos, que utilizam diferentes tipos de medidas para detecção de sonolência.

3.3.1 SmartCap

O sistema *SmartCap* [47], figura 3.8, é uma ferramenta de monitorização de sonolência para motoristas de veículos ou operadores de veículos pesados, com base na medição fisiológica direta. Cada *SmartCap* é um *headwear* (boné, chapéu, gorro, *headband*) equipado com um sensor removível. O *SmartCap* é capaz de ler a atividade elétrica do cérebro (EEG) e processar essa informação para determinar o nível de sonolência de um indivíduo (alerta / sonolência). O sistema funciona dentro de um veículo (pesado) e usa uma conexão *Bluetooth* para transmitir dados do *SmartCap* para um *display* na cabine. Este *display* fornece informações em tempo real ao operador com alertas visuais e de áudio, se forem correspondidos critérios específicos. Estes critérios correspondem a algoritmos armazenados num processador onde é feito o processamento do sinal de EEG. Ainda relativamente ao *display*, este pode ser utilizado sem comunicações, tendo armazenamento integrado para garantir que os dados não sejam perdidos.

O *SmartCap* também tem a opção de fornecer monitorização em tempo real de alarmes, sendo necessário a existência de comunicação. Para utilizadores com conectividade 3G / 4G ou acesso a uma rede Wi-Fi, os dados podem ser enviados para uma central, para monitorização em tempo real. Dado o exemplo de uma firma de transportes, era possível a monitorização de todos os empregados.



FIGURA 3.8: *SmartCap*.
(Retirado de [47])

3.3.2 Optalert

A *Optalert* [48] possui no mercado dois sistemas o *eagle* portátil e o industrial, apresentados na figura 3.9. Ambos os sistemas integram os óculos sem fio da *Optalert*, sendo apresentada uma pontuação de sonolência do motorista (JDS™) num *display*, alertando os utilizadores sobre os seus níveis

de risco de sonolência. Para o caso do portátil, o *display* é o do *smartphone*, que possua a *app* instalada, e para o caso profissional existe *hardware* próprio.



FIGURA 3.9: Sistemas de monitorização de sonolência da *Optalert*, à esquerda encontra-se o sistema portátil e à direita industrial. (Adaptado de [48])

Os óculos de deteção de sonolência da *Optalert* medem a velocidade das pálpebras do utilizador, 500 vezes por segundo, por meio de um LED incorporado na armação. Essencialmente, com a medição da velocidade e o tamanho da abertura da pálpebra de uma pessoa durante o piscar de olhos é calculado o nível de sonolência.

Com este sistema os utilizadores podem ver rapidamente o seu nível de sonolência que é exibido com a classificação de 0 a 10, usando a Escala *Johns* de sonolência (*JDS*TM). As leituras de maior valor do *JDS*TM equivalem a níveis maiores de sonolência do utilizador, o que leva à emissão de alertas sonoros.

O utilizador pode, ainda, ver um histórico dos alertas de risco durante o seu percurso, para ajudá-lo a gerir e prevenir o seu próprio risco.

Existe ainda a possibilidade de uma equipa de monitorização poder aceder aos níveis de sonolência, em tempo real, de um grupo de condutores, em qualquer parte no mundo, através do Sistema Indicador de Risco Individual *Optalert* (IRIS™). Exibido numa página web, o IRIS permite mostrar o nível de risco para cada condutor. Além disso, os supervisores têm a opção personalizada de receber um alerta, por SMS e/ou e-mail, sempre que um utilizador sob sua supervisão receba avisos de ‘Alto risco’.

3.3.3 Sistemas de deteção de sonolência da Nissan

A Nissan desenvolveu dois sistemas para a deteção de sonolência. O primeiro usa processamento de imagem para detetar o pestanejar do condutor, existindo um mecanismo de alerta que permite avisar o condutor. Este sistema, representado na figura 3.10, inclui uma câmara CCD instalada no painel do veículo, de forma a captar a face do condutor. Processando as imagens obtidas e recorrendo a um critério pré-definido, é possível obter o estado atual do condutor. Ainda neste sistema, é utilizado um *led* infravermelho para situações de escassa luminosidade. No entanto, esta situação continua a ser ainda um dos problemas para este tipo de sistema, como já foi referido anteriormente, sendo este problema também abordado pelos autores [49].

De forma a combater a sonolência, foi desenhado um sistema de alerta que resulta da combinação de um sinal sonoro e de uma fragrância. A combinação destes dois mecanismos é utilizado, uma vez que oferece um melhor

resultado em comparação com o uso destes individualmente [49].

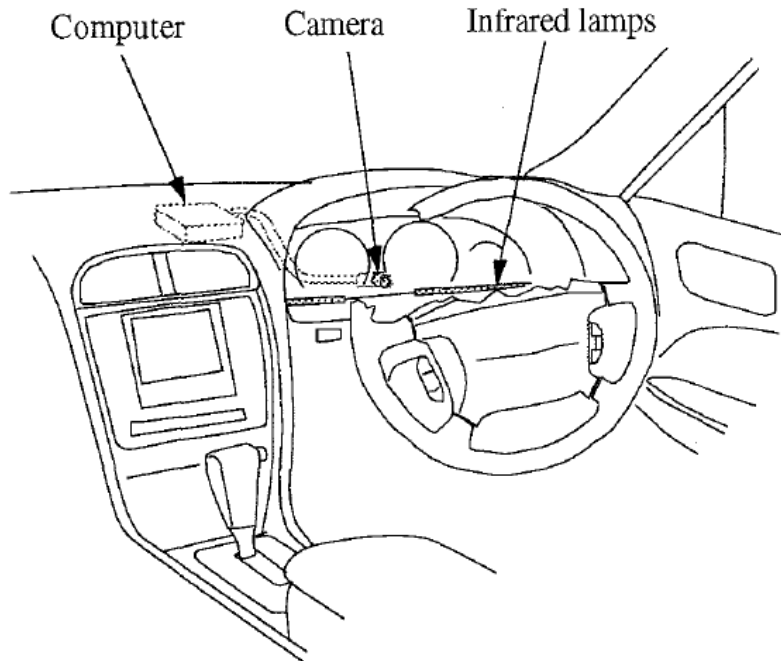


FIGURA 3.10: Sistema de monitorização de sonolência da *Nissan*.
(Retirado de [49])

Quanto ao segundo sistema desenvolvido, este consiste na análise dos comportamentos de condução, de uma forma adaptativa para cada condutor. Este modelo recolhe os comportamentos de um dado condutor, criando padrões que utiliza como base para o seu sistema de deteção de sonolência. Assim, ao longo da condução os dados são comparados à base criada inicialmente, através de análises estatísticas. caso seja detetada sonolência, é emitido um sinal sonoro e uma mensagem no *display*, figura 3.11. O sistema tem a capacidade de lidar com as mudanças de faixa, travagem, curvaturas da estrada e fracas condições da estrada, sendo reinicializado automaticamente no momento em que o motor é desligado [50–52].

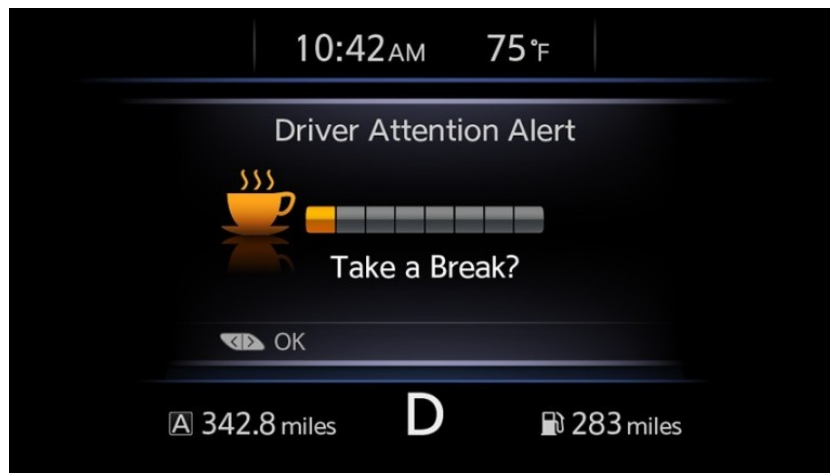


FIGURA 3.11: Mensagem de alerta do sistema de monitorização da *Nissan*.
(Retirado de [51])

3.3.4 logiDROWSINE

O *logiDROWSINE* é um *IP core, hardware* onde se encontra o algoritmo, que conjuntamente com uma câmara, ambos desenvolvidos pela *Xylon*, permitem a deteção de sonolência de um dado condutor em tempo real. Este sistema tem a capacidade de detetar o movimento dos olhos, as sobrancelhas, os lábios e da cabeça, permitindo assim o cálculo do *PERCLOS*, da frequência do pestanejar, do olhar fixo, do bocejar e da sua frequência, do ângulo da cabeça e o movimento das sobrancelhas. Após a extração das *features*, o *logiDROWSINE* calcula o estado de sonolência atual do condutor. Um exemplo do comportamento deste sistema pode ser observado na figura 3.12. Para finalizar, é referido que é possível o uso deste equipamento com óculos de sol e em ambiente de luminosidade reduzida [53].



FIGURA 3.12: Sistema demo da *Xylon* usado para a deteção da sonolência.
(Retirado de [53])

3.4 Síntese

Através do estudo do estado da arte, é possível concluir que existem vários caminhos possíveis para a deteção da sonolência. Reforçando novamente a ideia de que as abordagens onde são utilizados sensores ou câmaras para análise do comportamento do condutor podem ser mais cómodas para a pessoa, o facto da baixa luminosidade ser um entrave na obtenção dos dados torna a abordagem onde são utilizados dados fisiológicos mais confiável.

Assim sendo, como já foi mencionado neste capítulo, os dados utilizados para este trabalho têm origem nas medidas fisiológicas do condutor e não no seu comportamento. Dentro destas medidas, existe a possibilidade de utilização de 4 sinais, mas, de forma a tornar o processo, em situação real, mais cómodo para o condutor, foi apenas seleccionado um sinal, o EEG. Pela observação das metodologias presentes no estado da arte, o uso de um filtro torna-se imperativo, sendo que a extração de *features* e classificadores pode

ter inúmeras variações. Assim, será feito um estudo com o uso do PCA, bem como com as transformadas de *Fourier*, para a extração de *features*. Quanto aos classificadores, serão estudados vários, sendo um destes as redes neuronais, tendo como intuito encontrar o mais apropriado para este caso de estudo. Com a introdução de atraso nos *input* dos classificadores, pretende-se explorar um novo caminho na busca da melhor metodologia para a detecção de sonolência. Todos estes aspetos, e outros serão abordados no próximo capítulo.

Capítulo 4

Base de Dados e Metodologias de Análise

Neste capítulo serão abordadas as várias metodologias utilizadas para o desenvolvimento do projeto, bem como todos os elementos de suporte utilizados. Como elementos de suporte temos a base de dados que contém a informação necessária para a análise do nosso caso de estudo, a sonolência, e como metodologias temos vários algoritmos para o pré-processamento dos dados, para extração de *features* e classificação.

4.1 Base de Dados

4.1.1 Descrição da Base de Dados

Os dados de estudo, utilizados para o desenvolvimento do sistema de detecção de sonolência, encontram-se na base de dados *The Sleep-EDF Database*

[*Expanded*], criada por *Bastiaan Kemp et al.* [54], no banco de dados PhysioNet [55]. A base de dados consiste em 61 polissonogramas, com os respetivos hipnogramas (anotações dos estados do sono, realizadas por especialistas), proveniente de dois estudos, um com voluntários saudáveis e outro com voluntários que tinham dificuldade em adormecer. Para este caso, foi feito um estudo dos efeitos do *temazepam*, medicamento utilizado no tratamento das insónias [56]. Como se pretende apenas fazer o estudo da sonolência sem os efeitos de drogas, este segundo conjunto de dados foi descartado, reduzindo assim o número de polissonogramas para 39, como é possível observar na tabela 4.1. Para simplificação da extração dos dados e posterior conversão em ficheiros do tipo *.mat*, recorreu-se ao uso do *EDFbrowser* [57].

TABELA 4.1: Designação e respetivo nome dos registos da base de dados.

Designação	Nome	Designação	Nome
4001	SC4001E0-PSG	4101	SC4101E0-PSG
4002	SC4002E0-PSG	4102	SC4102E0-PSG
4011	SC4011E0-PSG	4111	SC4111E0-PSG
4012	SC4012E0-PSG	4112	SC4112E0-PSG
4021	SC4021E0-PSG	4121	SC4121E0-PSG
4022	SC4022E0-PSG	4122	SC4122E0-PSG
4031	SC4031E0-PSG	4131	SC4131E0-PSG
4032	SC4032E0-PSG	4141	SC4141E0-PSG
4041	SC4041E0-PSG	4142	SC4142E0-PSG
4042	SC4042E0-PSG	4151	SC4151E0-PSG
4051	SC4051E0-PSG	4152	SC4152E0-PSG
4052	SC4052E0-PSG	4161	SC4161E0-PSG
4061	SC4061E0-PSG	4162	SC4162E0-PSG
4062	SC4062E0-PSG	4171	SC4171E0-PSG
4071	SC4071E0-PSG	4172	SC4172E0-PSG
4072	SC4072E0-PSG	4181	SC4181E0-PSG
4081	SC4081E0-PSG	4182	SC4182E0-PSG
4082	SC4082E0-PSG	4191	SC4191E0-PSG
4091	SC4091E0-PSG	4192	SC4192E0-PSG
4092	SC4092E0-PSG		

Cada registo tem uma duração média de 20 horas, sendo composto por 2 ficheiros: um do tipo **PSG.edf*, onde se encontram os polissonogramas, que contém os sinais fisiológicos e um segundo ficheiro do tipo **Hypnogram.edf* que contém as anotações relativas às diferentes fases do sono (W, R, 1, 2, 3, 4), M (tempo de movimento) e ? (não se encontra classificado o estado do voluntário). As anotações foram escritas seguindo a classificação de R&K. Os voluntários têm idades compreendidas entre 25 e 34 anos, sendo 10 homens e 10 mulheres. Os registos foram realizados durante dois dias consecutivos. No entanto, o registo relativo ao segundo dia do voluntário 13 foi perdido [54].

Cada registo possui um EEG, cujos elétrodos se encontram nas posições Fpz-Cz e Pz-Oz, um EOG, um EMG, a respiração oro-nasal e a temperatura corporal. Os sinais EOG e EEG têm uma frequência de amostragem de 100 Hz. O sinal EMG foi filtrado com um filtro passa-alto, retificado e filtrado novamente com um filtro passa-baixo, tendo uma frequência de amostragem de 1Hz. O fluxo de ar oro-nasal, a temperatura corporal e a *label*, anotações relativas às diferentes fases do sono, também foram amostrados a 1Hz [54]. Como se pretende apenas identificar os episódios de sonolência com o sinal de EEG, conforme a figura 4.1, todos os restantes sinais foram descartados.

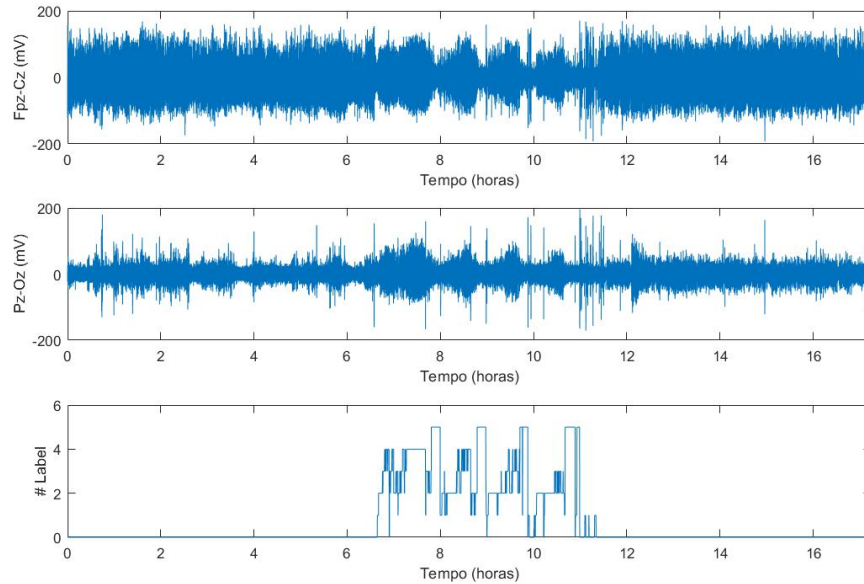


FIGURA 4.1: Sinais biométricos do registo 4001 e respetiva *label*.
(Dados retirados de [55])

4.2 Metodologias de Análise dos Dados

Nesta secção, são apresentados todos os métodos utilizados para a análise dos sinais referentes ao caso de estudo.

4.2.1 Pré-Processamento dos Sinais

Sinais

Como referido anteriormente, o sinal de EEG poderá conter artefactos provenientes de EMG, EOG e ECG, assim como ruído proveniente do equipamento elétrico [42, 45]. Para contornar esta situação, foi aplicado ao sinal um filtro passa-banda do tipo *Butterworth* entre 0.3 e 30Hz. Desta

forma é atenuado ou removido o impacto destes artefactos no sinal de EEG, o que possibilita, posteriormente, uma melhor classificação do sinal. Para utilização deste filtro, foi realizado inicialmente um estudo onde se observou a resposta da aplicação de vários filtros ao sinal. Um dos exemplos foi o *Chebyshev*, que apesar de ter uma atenuação mais íngreme, fazia com que existisse o aparecimento de *ripples*, desvios entre as características reais face às ideais. Deste modo, conclui-se que o filtro do tipo *Butterworth* serviria para o objetivo pretendido.

Label

Uma vez que em certos registos existem segmentos que não representam nenhum tipo de classificação pertinente para o caso de estudo (M, representado pela *#label 6*, e ?, representado pela *#label 7*), conforme a figura 4.2, estes foram removidos do sinal.

Assim, ficamos com notações com os valores W, R, 1, 2, 3 e 4. No entanto, o objetivo deste trabalho não é identificar os diferentes estados de sono mas sim detetar a sonolência. Deste modo, para a criação da *label* final, utilizada em classificação, foi atribuído o valor 0 aos segmentos em que o voluntário se encontra acordado (W) e o valor 1 aos segmentos correspondentes à fase 1 do sono (1). Os restantes (2, 3, 4 e R) foram ignorados, notando novamente que é destacada a fase 1 das restantes, pelo facto de corresponder ao momento de transição entre um indivíduo estar acordado e a dormir [1, 13], momento este que têm grande importância para este caso de estudo.

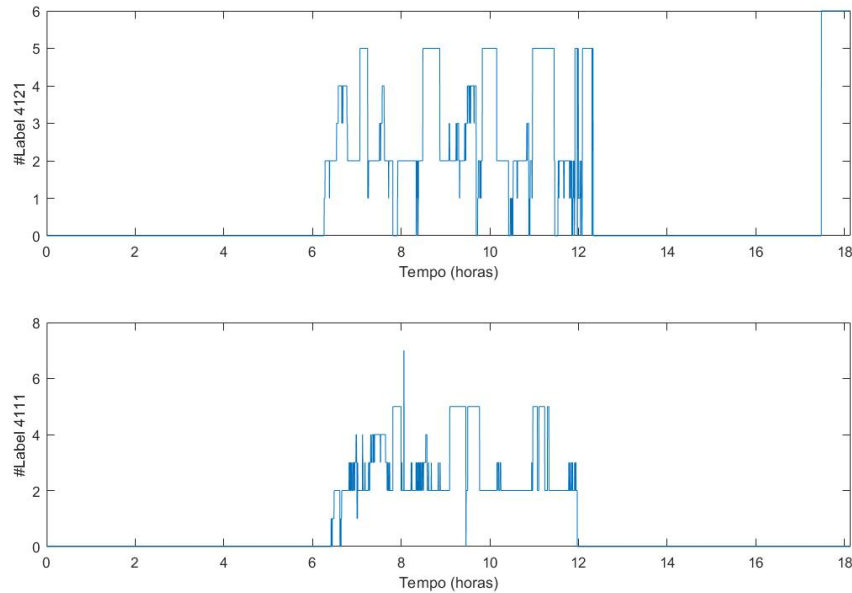


FIGURA 4.2: *Labels* do registo 4001 e 4121.
(Dados retirados de [55])

4.2.2 Processamento dos Sinais

Extração de Features

A escolha das *features* a serem extraídas, independentemente do sinal que se estude, influencia o desempenho do classificador a ser usado. Assim sendo, quanto mais representativo o conjunto de *features* for, mais eficiente será o desempenho do classificador.

Apesar de existir uma grande variedade de *features* a serem extraídas do sinal de EEG, apenas irão ser abordadas aquelas onde se observaram melhores resultados do desempenho dos classificadores, pelo estudo do estado da arte.

Uma vez que o sinal de EEG, trata-se de um sinal não estacionário, ou seja, um sinal em que as suas características variam no tempo, é necessário que as *features* consigam demonstrar essa variação. Deste modo, o cálculo destas é feito através de janelas deslizantes. Assim sendo, foi feito um estudo de diferentes tamanhos e avanços de janela, de forma a obter os melhores resultados. Para isso, foi necessário ter em conta o facto do tamanho não poder ser excessivamente longo, de forma a não englobar dados com características diferentes, nem excessivamente curto de forma a não limitar a informação contida na janela.

Features no domínio do tempo Da análise do sinal no domínio do tempo é possível extrair *features* relativas à média, variância, assimetria, *kurtosis* e coeficientes de *Hjorth* (mobilidade e complexidade). Para isso, recorreu-se ao uso das janelas deslizantes, referidas anteriormente, que permitem assim seccionar as amostras para posterior aplicação dos métodos.

Média O valor da média aritmética (\bar{x}) é calculado através do quociente entre a soma do valor das amostras, x_i , e o número de amostras da janela, n , dado pela equação 4.1.

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (4.1)$$

Variância A variância diz respeito ao quadrado do desvio padrão, dado pela equação 4.2 [58]. Esta evidencia os desvios dos dados relativamente ao valor correspondente à média aritmética, sendo n o número de amostras da janela, x_i o valor da amostra e \bar{x} a média aritmética.

$$\sigma^2 = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \quad (4.2)$$

Assimetria A assimetria, dada pela equação 4.3, é uma medida dos dados em torno da média da amostra, em que n corresponde o número de amostras da janela, x_i o valor da amostra e \bar{x} a média aritmética. Se o valor for negativo, os dados encontram-se mais espalhados à esquerda da média do que à direita. Se o valor for positivo, observa-se o inverso. Se a distribuição dos dados for normal, o valor é zero [59, 60].

$$s = \frac{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^3}{\left(\sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}\right)^3} \quad (4.3)$$

Kurtosis O valor da *kurtosis* (κ), dado pela equação 4.4, em que n é o número de amostras da janela, x_i é o valor da amostra e \bar{x} é a média aritmética, representa o grau de achatamento de uma distribuição em relação a uma distribuição normal [61, 62].

$$\kappa = \frac{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^4}{\left(\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2\right)^2} \quad (4.4)$$

Se o valor da *kurtosis* for igual a 3, então tem o mesmo achatamento que a distribuição normal. Chama-se a estas funções de mesocúrticas. Se o valor é maior que 3, então a distribuição em questão é mais alta (afunilada) e concentrada que a distribuição normal. Diz-se que esta função é leptocúrtica. Por último, se o valor é menor que 3, então a função de distribuição é mais "achatada" que a distribuição normal. Chama-se-lhe a esta função de platicúrtica [61, 62].

Coefficientes de Hjorth Os coeficientes de *Hjorth* [63] descrevem quantitativamente o EEG em parâmetros: atividade, mobilidade e complexidade.

A atividade corresponde ao simples cálculo da variância. A mobilidade, dada pela equação 4.5, é determinada pela raiz quadrada do quociente da variância da primeira derivada do sinal, $\sigma^2(\frac{dy(t)}{dt})$, e a variância do sinal, $\sigma^2(y(t))$, dando assim uma estimativa da frequência média. A complexidade, dada pela equação 4.6, dá uma estimativa da largura de banda do sinal [63].

$$mobilidade = \sqrt{\frac{\sigma^2(\frac{dy(t)}{dt})}{\sigma^2(y(t))}} \quad (4.5)$$

$$complexidade = \frac{mobilidade(\frac{dy(t)}{dt})}{mobilidade(y(t))} \quad (4.6)$$

Features do domínio da frequência Da análise do sinal no domínio da frequência é possível extrair *features* relativas à entropia, estimativa da PSD, *average power* e as potencias relativas das sub-bandas do EEG (alfa, beta, teta e delta). Novamente, recorreu-se ao uso de janelas deslizantes, referidas anteriormente, que permitem assim seccionar as amostras para posterior aplicação dos métodos.

Estimativa da *Power Spectrum Density* Estimativa da distribuição de potências (energia) em função da frequência do sinal de EEG, sendo esta obtida através da função *pwelch* do *Matlab* [64].

Entropia A entropia, dada pela equação 4.7, mede o grau em que a probabilidade do sistema se pode distribuir pelos diferentes estados possíveis [65], sendo que p_i representa a estimativa da PSD para um dado instante.

$$S = - \sum p_i \log_2(p_i) \quad (4.7)$$

Average Power A *average power* devolve o valor da energia média para um dado conjunto de dados, sendo esta obtida através da função *bandpower* do *Matlab* [66].

Potencias relativas das sub-bandas do sinal EEG As potencias relativas das sub-bandas do sinal foram calculadas com um filtro passa-banda do tipo *Butterworth*. Para as ondas delta: 0.5-4Hz, as teta: 4-8Hz, as alfa: 8-13Hz e as beta: 13-30Hz.

4.2.3 Seleção de Features

A seleção das *features* é um passo importante no processamento dos dados, na medida que permite reduzir o custo computacional e aumentar o desempenho do classificador, porque permite a preservação da informação mais relevante e conseqüentemente a eliminação da informação redundante. Foram usadas diversas métricas para a seleção de *features*. As mesmas são descritas de seguida.

F-Score

O *F-Score* avalia o poder discriminatório para uma dada *feature*. Dado um conjunto de vetores $x_k, k = 1, \dots, m$, cujo número de instâncias positivas e negativas são dados por n^+ e n^- , respectivamente, o *F-score* da i -ésima *feature* é definido pela equação 4.8, onde $\bar{x}_i, \bar{x}_i^{(+)}, \bar{x}_i^{(-)}$ são a média da i -ésima *feature* de todo o conjunto de dados, dos dados positivos e dos dados negativos do dado vetor, respetivamente. Por dados positivos, entende-se os dados onde existe a presença de sonolência e como negativos a sua ausência. O $\bar{x}_{k,i}^{(+)}$ corresponde à i -ésima *feature*, da k -ésima instância positiva e o $\bar{x}_{k,i}^{(-)}$ a i -ésima *feature*, da k -ésima instância negativa. Quanto maior for o valor de *F-Score* obtido, maior poder discriminatório terá uma determinada *feature*. Como desvantagem, este método não tem em consideração a informação mútua que existe entre as *features* [67].

$$F - Score = \frac{(\bar{x}_i^{(+)} - \bar{x}_i)^2 + (\bar{x}_i^{(-)} - \bar{x}_i)^2}{\frac{1}{n_+ - 1} \sum_{k=1}^{n_+} (\bar{x}_{k,i}^{(+)} - \bar{x}_i^+)^2 + \frac{1}{n_- - 1} \sum_{k=1}^{n_-} (\bar{x}_{k,i}^{(-)} - \bar{x}_i^-)^2} \quad (4.8)$$

Area Under the Curve

A *Area Under the Curve* (AUC) calcula a capacidade discriminativa da *feature* em relação à *label*, tendo como base um classificador linear. Esta técnica assume que as amostras pertencem a um conjunto de uma variável aleatória contínua, possibilitando a utilização de funções de densidade de probabilidade [68, 69].

Quanto maior for a área, melhor é o desempenho, ou seja, mais discriminativa será a *feature*. Se o valor da área for 1, significa que se obtém dessa forma uma sensibilidade e especificidade de 100%, e abaixo de 0,5 é uma decisão aleatória [69]. Esta curva poderá ser calculada de diferentes formas [70], sendo utilizada neste caso a função *perfcurve* do *Matlab*, de onde é possível retirar a *AUC*.

Correlação de *Pearson*

A correlação de *Pearson*, dada pela equação 4.9, mede o grau de correlação e a direção da mesma entre duas variáveis A e B, onde \bar{x}_A e σ_A representam a média e o desvio padrão de A, respetivamente, e \bar{x}_B e σ_B representam a média e o desvio padrão de B, respetivamente [71].

$$\rho(A, B) = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n \left(\frac{A_i - \bar{x}_A}{\sigma_A} \right) \left(\frac{B_i - \bar{x}_B}{\sigma_B} \right) \quad (4.9)$$

O coeficiente, apresenta um valor compreendido entre -1 e 1. Se $\rho = 1$, significa que existe uma correlação perfeita entre as duas variáveis, se $\rho = -1$ significa que também existe uma correlação perfeita entre as duas variáveis, no entanto estas variam no sentido oposto (se uma aumenta a outra diminui). Se $\rho = 0$ significa que as duas variáveis não são dependentes linearmente, sendo necessário o estudo através de outros métodos [72].

Kruskal Wallis

O *Kruskal-Wallis* é um teste não paramétrico que serve para testar se um determinado número de amostras provem da mesma distribuição, ou seja,

retorna um *p-value* para a hipótese nula dos dados de uma dada *feature* pertencerem à uma determinada classe, conseguindo isto através da comparação das medianas dos grupos de dados. Este teste utiliza então um *rank* dos dados, em vez de valores numéricos, para calcular as probabilidades estatísticas. A forma como ele cria os *ranks* é através da ordenação dos dados, do menor para o maior, utilizando o índice numérico dessa ordenação. Como o resultado deste teste é um valor de probabilidade que suporta a hipótese nula, isto é, as distribuições da *feature* e da *label* serem iguais, o que se pretende de cada *feature* é que tenha um poder discriminatório alto encaixando-se na hipótese alternativa. Deste modo, o objetivo é ficar apenas com as features que irão permitir rejeitar a hipótese nula. Assim, quanto menor o valor do *p-value*, maior será o poder discriminatório da *feature* [73, 74].

Minimum Redundancy, Maximum Relevance

A *Minimum Redundancy, Maximum Relevance* (mRMR) devolve um conjunto de *features* ordenado, desde o mais relevante até ao menos relevante. Este método considera a *F-Statistics* como critério para encontrar a relevância e redundância para uma dada *feature*, utilizando para tal a *label*, que possui a maior relevância. Inicialmente, é indicado ao método qual a *feature* mais relevante e, posteriormente, em cada iteração, este encontra uma nova *feature* que seja a mais relevante e que possua a menor redundância, devolvendo deste modo um conjunto ordenado, como já foi referido inicialmente [75, 76].

Tempo de Computação

Este método não avalia o poder discriminatório de uma *feature* mas sim o custo computacional na produção desta, numa janela de dados. Como o objetivo é a aquisição em tempo real, e sabendo que uma janela de dados terá numa das situações um avanço mínimo de 1 em 1 segundo, é imprescindível verificar o tempo dispendido apenas para a produção das *features*.

No final, é necessário fazer um balanço entre o poder discriminatório das *features* e o seu respetivo tempo de computação, podendo ser necessário ceder no desempenho do classificador de forma a tornar viável a utilização da aplicação em tempo real.

4.2.4 Redução da dimensionalidade dos dados

Para a redução da dimensionalidade dos dados recorreu-se ao uso do PCA. Esta técnica encontra a direção onde a variância é maior e, seguidamente, encontra os eixos perpendiculares cuja variância é maior, através dos valores da matriz de covariância. Quanto maior for um valor próprio, mais informação tem uma determinada componente principal. Por outras palavras, esta técnica visa reduzir o espaço de representação dos dados, como mínimo de redundância e sem perda de informação. Contudo, existe a desvantagem da perda de significado físico das variáveis finais [77].

De notar que, para encontrar o melhor número de dimensões a utilizar de forma a não perder informação, foi utilizado o teste de *scree* [78], isto é, pelo *scree plot* foi possível observar que a partir da terceira componente

não era apresentada qualquer informação, sendo apenas utilizadas as duas primeiras dimensões.

4.2.5 Normalização dos dados

A normalização permite que *features* iguais, em diferentes registos, tenham o mesmo nível de importância aquando o processo de criação do classificador, sendo esta dada pela equação 4.10, onde Y representa os dados normalizados, X os dados iniciais, \bar{x} a média dos dados e σ o desvio padrão dos dados.

$$Y = \frac{X - \bar{x}}{\sigma} \quad (4.10)$$

De notar que, para os dados referentes ao grupo de validação e teste, foram utilizados os parâmetros obtidos da normalização dos dados do grupo de treino.

4.2.6 Balanceamento dos dados

Uma vez que existe uma grande discrepância entre as classes das várias *labels*, é necessário efetuar o balanceamento dos dados, de modo a existir uma divisão equitativa dos dados de treino. Caso este passo não seja realizado, o desempenho do classificador irá ser menor, uma vez que poderão ocorrer fenómenos de *over-predicting*, nos quais o classificador devolve sempre como saída a classe com o maior número de amostras nos dados de treino. Assim, de forma a garantir o melhor desempenho do classificador, é realizado este

processo. A forma como este se processa é determinada pelo número de amostras para cada classe. Obtendo-se o menor número, é feita a escolha aleatória, em cada classe, do mesmo número de amostras. Relativamente aos dados do grupo de validação e de teste, estes não sofrem qualquer tipo de balanceamento.

4.2.7 Introdução de dinâmica através da introdução de atrasos

De forma a tornar mais completo o estudo da deteção da sonolência, foi tido em conta que, em sistemas fisiológicos, estes eventos não ocorrem instantaneamente. Assim sendo, foi estudado o caso em que os argumentos de entrada dos classificadores não possuem atraso e casos onde este existe.

Para o caso da presença de atraso nos *inputs*, foram estudadas 5 situações: 01, 12, 012, 2 e 23. Os números utilizados representam as janelas utilizadas para a criação do atraso, ou seja, para o caso 01 é utilizado como *input* a janela atual, bem como a anterior como argumento. Para 12, é utilizada a janela anterior e a sua antecedente, em relação à atual. O mesmo raciocínio é aplicável para os outros casos. Em termos práticos, num caso sem atraso é utilizada uma matriz $m \times n$ como *input* para o classificador, enquanto que para um atraso 01 é utilizada uma matriz $2m \times n$. A razão pela qual não se optou por ultrapassar mais de 3 janelas para a criação do atraso, prende-se pelo facto de não se querer afastar em demasia do presente. Isto é, ao utilizar um atraso elevado o detetor poderia perder a capacidade de deteção em tempo real, passando a classificar algo que já tinha ocorrido

anteriormente, por outras palavras, a classificação ficaria desfasada da realidade.

4.2.8 Classificação dos Dados

K-Nearest Neighbors

K-Nearest Neighbors (k-NN) é um algoritmo de classificação que usa os k-vizinhos mais próximos para determinar a classe a que os dados pertencem, sendo esta determinação feita a partir da minimização de uma medida de similaridade. A sua principal desvantagem prende-se no facto do k-NN ser um *lazy learning algorithm*, ou seja, ele não usa os dados de treino para fazer qualquer generalização [79]. Sempre que utilizamos este algoritmo, ele procura os vizinhos mais próximos dos dados, sendo esta procura estendida ao conjunto total de dados. Este tipo de abordagem torna-se problemática para casos em que as bases de dados são enormes, sendo necessário um maior poder computacional. Outra questão é encontrar o número ideal de vizinhos (o valor de k) e a métrica de distância mais apropriada a ser usada. Este tipo de questões requer um estudo cuidadoso do conjunto de dados e o desenvolvimento de vários modelos k-NN, de forma a obter os melhores resultados [79, 80]. Na figura 4.3, encontra-se um exemplo da forma como este classificador funciona. Como é possível observar, para a situação *q1* a resposta é direta, é classificado como **O**, no entanto a situação *q2* é mais complexa sendo necessário uma votação da classe maioritária ou uma votação baseada nas distâncias aos vizinhos.

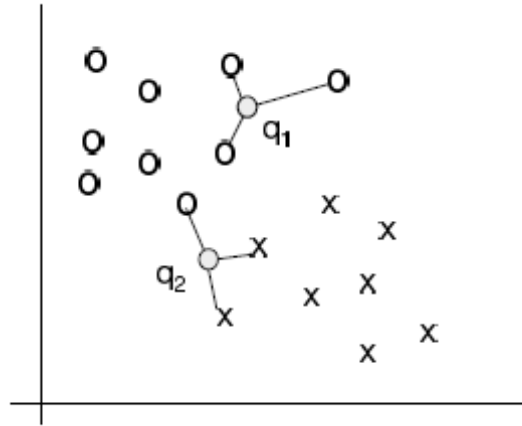


FIGURA 4.3: Exemplo de um classificador k-NN.
(Adaptado de [79])

Support Vector Machine

Support Vector Machine (SVM) é um método de classificação onde se projeta um conjunto de dados de treino que representam duas classes diferentes num espaço de alta dimensão por meio de uma função *kernel*. Os dados não-lineares sofrem uma transformação algébrica de modo a que uma linha reta possa ser gerada (hiperplano de decisão) para separar as classes, maximizando assim a sua separação (na figura 4.4 é ilustrado esse exemplo). Os pontos na margem dessa zona de separação são denominados de vetores de suporte. Os dados a testar são projetados para o espaço de alta-dimensionalidade criado no treino, sendo então classificados com base na sua localização no que diz respeito ao hiperplano de discriminação [81, 82]. Contudo, esta abordagem pode levar a modelos *poorly fitted* caso existam entradas que estejam mal rotuladas ou *outliers*. Assim, é deixado de parte o conceito de *hard margin*, passando a ser utilizado o conceito de um SVM

soft margin que permite que algumas entradas sejam descartadas ou colocadas/classificadas do outro lado da margem, conseguindo assim um melhor desempenho do classificador [81].

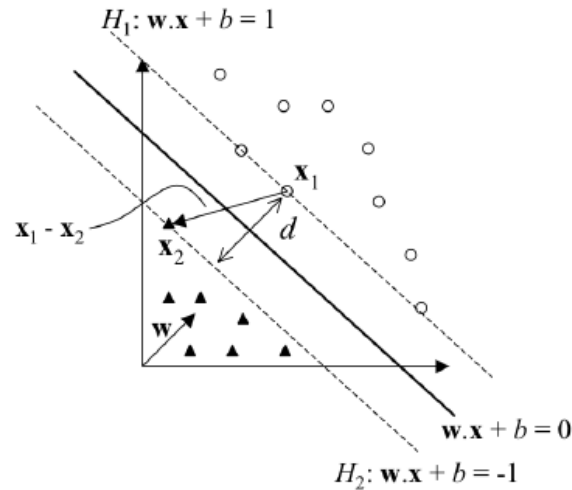


FIGURA 4.4: Exemplo de um classificador SVM.
(retirado de [81])

Naive Bayes

Naive Bayes é um classificador que tem por base dados estatísticos, sendo um modelo de probabilidade condicional, baseado no teorema de *Bayes*, traduzido pela equação 4.11, que assume que todos os eventos pertencem a uma única classe das e_c classes existentes ($c_1, \dots, c_k, \dots, c_{e_c}$). De notar que $P(c_k | x)$ se refere à probabilidade de à posteriori de um padrão corresponder a uma determinada classe e $x = (x_1, \dots, x_j, \dots, x_d)$, o vetor das *features*, $P(c_k)$ corresponde à probabilidade de à priori para a classe c_k , $P(x | c_k)$ é a probabilidade do preditor (atributo) para a dada classe c_k e, por último, $P(x)$ é a probabilidade de à priori do preditor [83, 84].

$$P(c_k | x) = P(c_k) \times \frac{P(x | c_k)}{P(x)} \quad (4.11)$$

Redes Neurais

As redes neurais são compostas por elementos simples que operam em paralelo. Estes elementos correspondem a uma representação matemática de uma rede de neurónios nos sistemas biológicos. Da mesma forma, como os neurónios conduzem informação para o cérebro com o objetivo de a transformar numa resposta, também a rede neuronal artificial segue o mesmo princípio, ou seja, para um dado *input*, a rede neuronal devolve um *output*. Quanto às estruturas, existe uma infinidade de possibilidades, desde o número de camadas, número de neurónios até à escolha das funções de ativação. A estrutura mais simples corresponde a um neurónio, designado por perceção. Este pode ter várias entradas, cada um com um determinado peso, e várias saídas, dependendo do número de respostas desejadas. Por exemplo, para um caso de uma *label* binária, o número de saídas seria 2. Na entrada dos neurónios, são somados todos os produtos entre as entradas e os respetivos pesos, podendo, deste modo, diferenciar a importância das diferentes *features*. Cada neurónio contém uma função matemática associada, chamada de a função de ativação, a qual é aplicada sobre o somatório anterior. Como foi referido anteriormente, a estrutura mais simples é o perceção, uma vez que tem um único neurónio, o que o torna mais leve a nível computacional. No entanto, só demonstra ser mais útil em casos de problemas lineares. Assim, surge a necessidade do uso de um maior número de camadas de neurónios, de forma a colmatar a complexidade dos dados, sendo estas estruturas designadas por perceções de multicamada. Apesar do processo de aprendizagem

se tornar mais lento, comparativamente ao perceção, este tipo de estruturas revela ser mais eficiente, conforme a figura 4.5 [85]. De modo a criar este classificador, é necessária a divisão dos dados em três grupos: de treino, para ajustar os pesos entre os neurónios; de validação, que permite verificar quando se deve parar o ajuste dos pesos; e de teste, que tem como função verificar a aprendizagem do algoritmo.

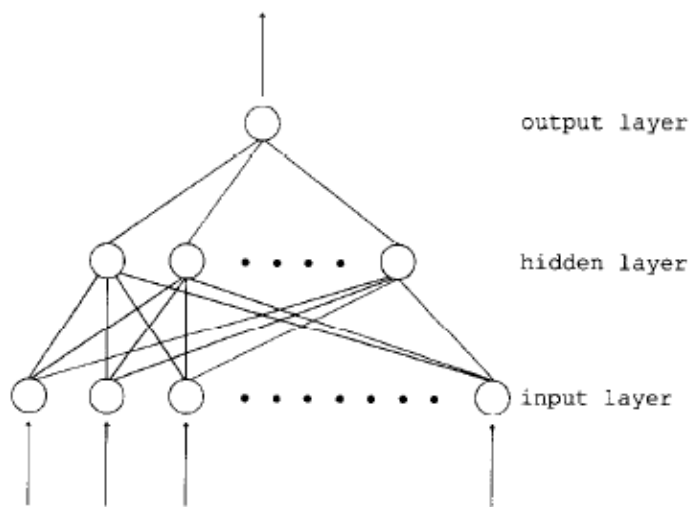


FIGURA 4.5: Exemplo de uma rede neuronal de 3 camadas.
(retirado de [85])

4.2.9 Métodos de avaliação do desempenho do classificador

De forma a compreender o desempenho do classificador após a sua aprendizagem, foram utilizados métodos de avaliação. Para o caso das redes neuronais, os dados foram divididos em três grupos: treino, validação e teste. Para os restantes classificadores, estes foram divididos em dois: treino e teste.

O desempenho do classificador é avaliado a partir do grupo de teste, comparativamente com as *labels* retiradas da Physionet. Os métodos utilizados são descritos de seguida.

TABELA 4.2: Matriz de Confusão

		Previsto	
		Positivo	Negativo
Real	Positivo	Verdadeiro Positivo (VP)	Falso Negativo (FN)
	Negativo	Falso Positivo (FP)	Verdadeiro Negativo (VN)

Através do uso da matriz de confusão, tabela 4.2, é possível obter diversas medidas de avaliação: Sensibilidade, Especificidade, Precisão, *Fall-Out* e *Accuracy*. Consideram-se como Verdadeiro Positivo todos os dados previstos como positivos e que de facto são positivos relativamente a uma classe, Falso Negativo todos os dados previstos como negativos que contudo são positivos, Falso Positivo todos os dados previstos como positivos não o sendo na realidade e Verdadeiro Negativo como todos os dados previstos como negativo e que de facto são negativos.

Sensibilidade e Especificidade

A Sensibilidade é conhecida também por *recall* ou *true positive rate* (TPR), e a Especificidade por *True Negative Rate* (SPC).

$$\text{Sensibilidade} = \frac{VP}{VP + FN} \quad (4.12)$$

$$\text{Especificidade} = \frac{VN}{VN + FP} \quad (4.13)$$

Precisão

A Precisão, pode ser designada por *positive predictive value* (PPV).

$$Preciso = \frac{VP}{VP + FP} \quad (4.14)$$

Fall-out

O *Fall-out* é também conhecido por *false positive rate*.

$$Fall-out = \frac{FP}{FP + VN} \quad (4.15)$$

Accuracy

$$Accuracy = \frac{VP + VN}{VP + FN + FP + VN} \quad (4.16)$$

Area Under the Curve

Esta metodologia, foi abordada anteriormente.

4.2.10 Síntese da Metodologia utilizada

Na figura 4.6, é possível observar, em síntese, os diferentes passos utilizados no estudo da melhor metodologia para deteção de sonolência, tendo sido realizado o estudo da aplicabilidade do PCA e da introdução de dinâmica através da consideração de valores passados das entradas dos classificadores.

numa tentativa de obter um classificador com melhores resultados, bem como a melhor posição do sinal de EEG para detetar sonolência, Fpz-Cz, Pz-Oz ou ambos.

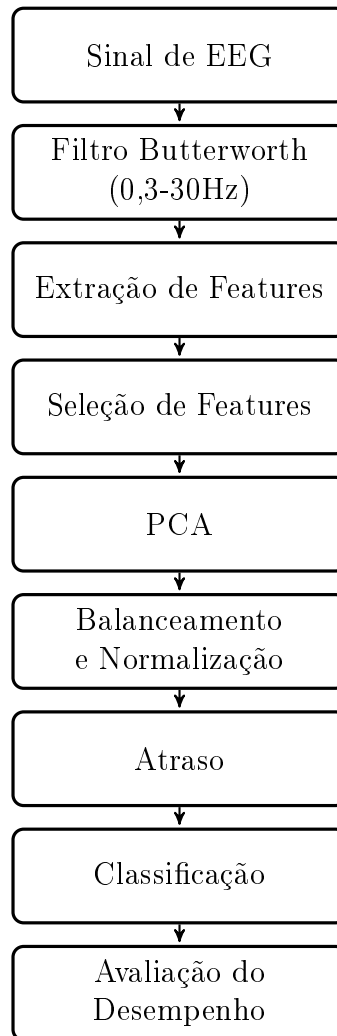


FIGURA 4.6: Passos utilizados no estudo da deteção de sonolência.

4.3 Equipamento *Emotiv EPOC+*

Para a aquisição do sinal EEG em tempo real é utilizado o *headset EPOC+* da *Emotiv*, apresentado na figura 4.7 [86]. O *Emotiv* permite a aquisição de 14 canais de EEG, conforme a figura 4.8, dispostos segundo o sistema internacional 10-20, abordado anteriormente, nas seguintes posições: AF3, F7, F3, FC5, T7, P7, O1, O2, P8, T8, FC6, F4, F8 e AF4, juntamente com mais dois canais de referência que oferecem um melhor ajuste do posicionamento do *headset*, permitindo desta forma obter uma melhor resolução espacial. O sistema também possui giroscópios que efetuam leituras do movimento da cabeça nos eixos horizontal e vertical. Uma vez que queremos obter o sinal de EEG localizado na posição Fpz-Cz e como esta não se encontra na lista original do equipamento, foram feitas alterações de forma a obter um sinal nesta posição. Para tal, é captado o sinal na posição Fpz ao qual é subtraído o sinal da posição Cz.

Este *headset* efetua uma ligação *wireless* com um dispositivo para conseguir apresentar os sinais medidos pelos elétrodos, tendo estes sinais uma frequência de amostragem de 128Hz e sendo filtrados com um filtro passa-banda (0.2Hz – 45Hz). Contém, ainda, uma bateria com uma duração de cerca de 12h.

4.4 Desenvolvimento dos simuladores

De forma a criar o sistema de aquisição de dados em tempo real e as funções utilizadas na plataforma Web, decidiu-se desenvolver primeiramente



FIGURA 4.7: Headset *EPOC+* da *Emotiv*.
(Retirado de [86])

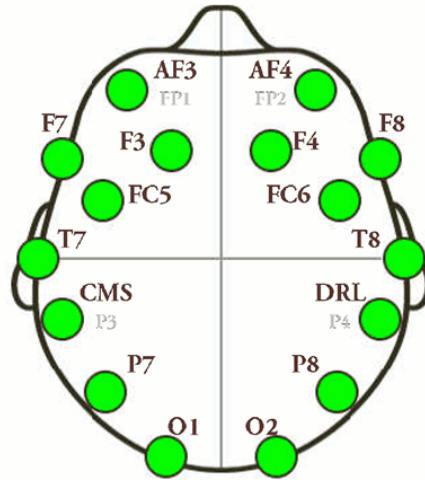


FIGURA 4.8: Disposição dos 14 canais de EEG do *EPOC+*, juntamente com os 2 canais de referência.
(Retirado de [87])

um modo de "simulação". Este modo, passa pelo desenvolvimento de todo o algoritmo necessário para o desenvolvimento das restantes plataformas.

4.4.1 Simulação da plataforma Web

A plataforma Web, abordada na secção seguinte, funciona em parte com recurso ao *Matlab*, isto é, é criada uma instância *Matlab* onde se utilizam funções, sendo os valores destas devolvidos ao *Java* (todo este processo é pormenorizado mais à frente). Assim, de forma a testar o funcionamento destas funções, foi criada uma interface que simula a plataforma Web, apresentado na figura 4.9, sendo possível: escolher o sinal de EEG a utilizar para estudo, variando o paciente e a posição/posições a utilizar; filtrar o sinal; escolher o tamanho e avanço das janelas deslizantes; a aplicação de PCA; a

aplicação de atraso, existindo 5 diferentes; e, por último, escolher o classificador.

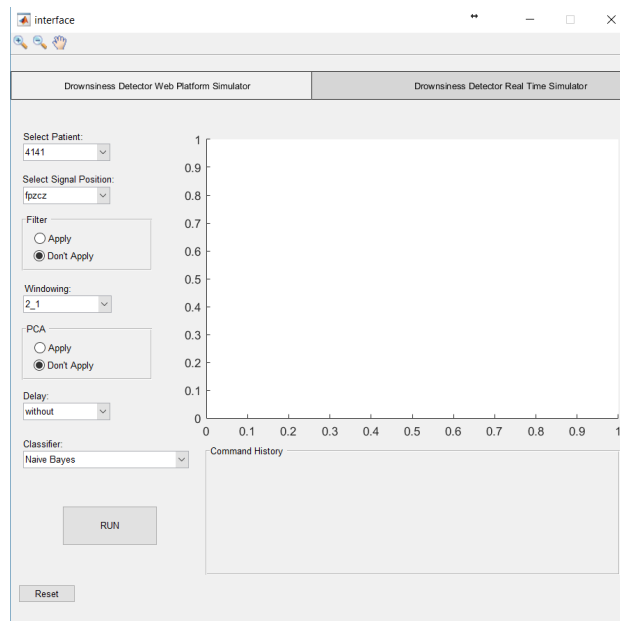
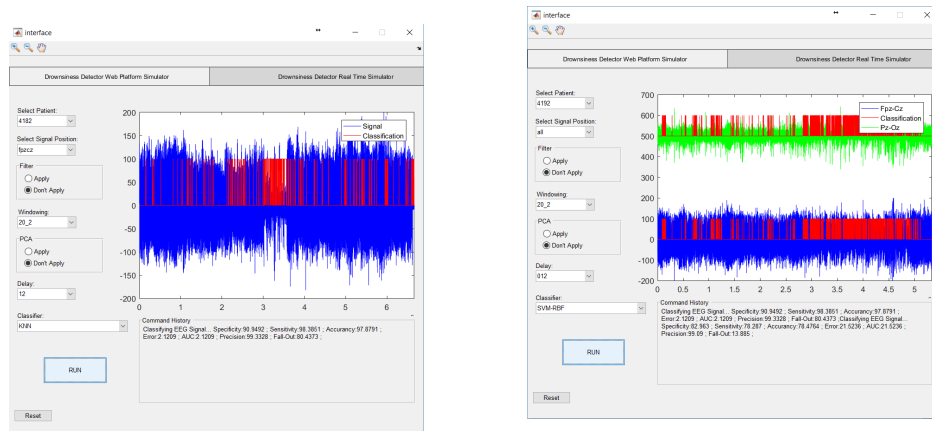


FIGURA 4.9: Interface desenvolvida para simulação da plataforma Web.

Após a escolha das várias opções é mostrado, na interface, um gráfico com o(s) sinal(is) de EEG juntamente com as *labels* resultantes da classificação, e no "*Command History*", os resultados da classificação: especificidade, sensibilidade, entre outros, conforme a figura 4.10.



(A) Sinal de EEG na posição Fpz-Cz. (B) Sinal de EEG nas posições Fpz-Cz e Pz-Oz.

FIGURA 4.10: Demonstração do uso do simulador da plataforma Web.

4.4.2 Simulação da Detecção em Tempo Real

Nesta etapa, foi simulada a aquisição do sinal de EEG, utilizando um dos sinais provenientes da base de dados, de modo a testar e validar o algoritmo desenvolvido, permitindo, assim, a sua posterior aplicação em tempo real, como se pode observar na figura 4.11. Toda a metodologia utilizada para este processo advém dos resultados finais obtidos, abordados no próximo capítulo.

Para simular a aquisição dos dados, criou-se um vetor, onde se encontra a amostra de dados para cada iteração, que é atualizado a cada iteração. Em cada ciclo, é verificado se o número de amostras é suficiente para a posterior aplicação de atraso. Se o número for insuficiente, é adquirido um novo conjunto de dados, repetindo-se o ciclo; caso contrário este avança para o processamento dos dados. A estes, são aplicados um filtro *Butterworth*, extraídas as *features* mais significativas, aplicada a normalização, bem como um atraso 23, finalizando com a classificação dos dados. Da mesma forma

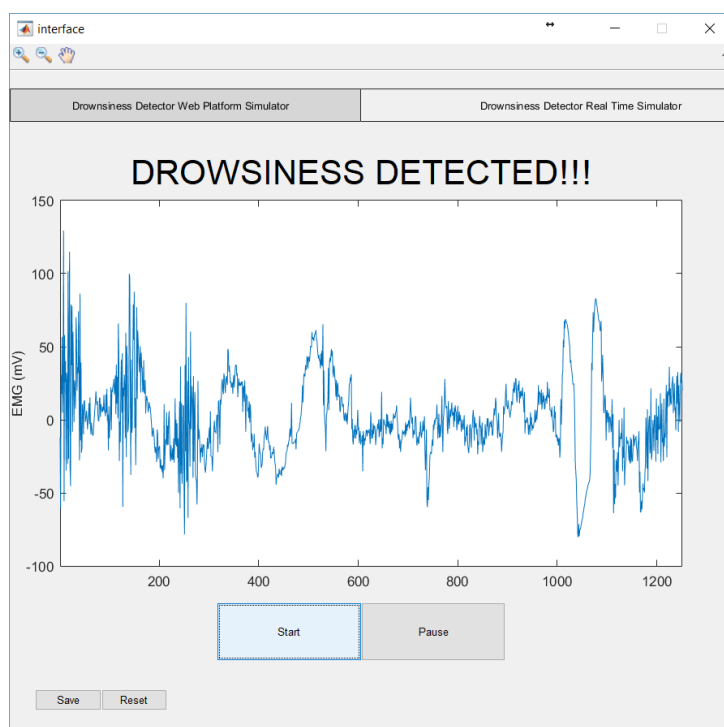


FIGURA 4.11: Demonstração do uso do simulador para detecção em tempo real.

que se procedeu na validação dos classificadores, um vetor com as 5 últimas classificações foi criado, onde se calculou a mediana, sendo o valor desta apresentado como a *label* final, de modo a eliminar a presença de classificações esporádicas. Caso seja detetada sonolência, é emitido um sinal sonoro, tal como aconteceria para a situação em tempo real. Como referido anteriormente, o vetor é novamente atualizado e este ciclo repete-se. A figura 4.12 corresponde ao fluxograma do funcionamento do simulador.

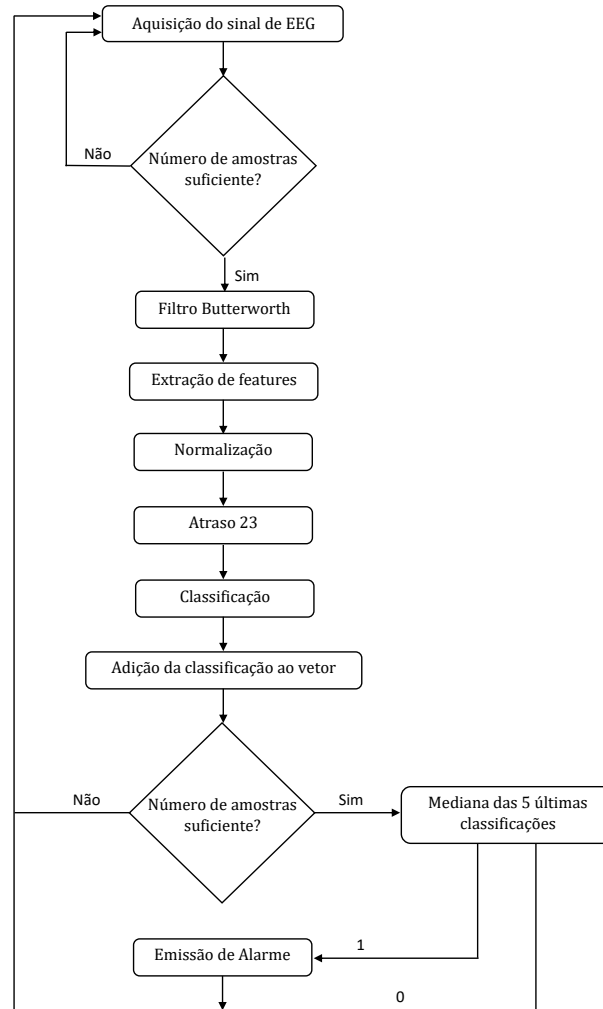


FIGURA 4.12: Fluxograma do funcionamento do simulador de detecção de sonolência.

4.5 Plataforma Web

A plataforma Web foi desenvolvida com o intuito de ajudar alunos e investigadores, a estudar e compreender quais as melhores metodologias a

utilizar numa situação de deteção de sonolência, oferecendo desta forma uma ajuda inicial no desenvolvimento do seu trabalho. Quanto aos alunos, esta plataforma possui um papel ainda mais importante, uma vez que faz com que ganhem uma sensibilidade ao impacto de certas metodologias utilizadas no domínio da análise e processamento de sinais.

Relativamente ao lado do servidor, *back-end*, a plataforma Web utiliza *Java*, enquanto que no lado do cliente, *front-end*, utiliza um variado número de linguagens web, como *Hypertext Markup Language (HTML)*, *JavaScript*, entre outras. De forma mais precisa, toda a estruturação e apresentação do conteúdo são feitas através do *HTML*, juntamente com o *Cascading Style Sheets (CSS)* onde se encontra o "estilo"(cores, fontes, espaçamento, etc.) do documento Web. O objetivo do *CSS* é guardar toda esta informação relacionada com o design, em vez de ser colocada no *HTML*, tornando o projeto mais estruturado/organizado.

Ainda no *front-end*, é utilizado o *Javascript* que é "acionado"no momento em que o utilizador carrega no botão **Run**, conforme a figura 4.13, que usa o *Asynchronous JavaScript and XML (AJAX)*, para fazer pedidos assíncronos. Com o *AJAX*, a plataforma Web pode enviar os pedidos para o servidor e recebê-los de forma assíncrona (em segundo plano) sem interferir com a exibição e o comportamento da página Web existente. Pela separação da camada de envio/recepção de pedidos da camada de apresentação, o *AJAX* permite às páginas Web mudar dinamicamente o seu conteúdo sem a necessidade de recarregar a página inteira. Para facilitar o uso do *AJAX*, é utilizado o *JavaScript Object Notation (JSON)*, um formato de padrão que utiliza texto legível a humanos para transmitir objetos de dados constituídos por pares atributo-valor. Para simplificação da linguagem utilizada no

script criado no *JavaScript*, foi utilizado o *jQuery*, biblioteca de funções do *JavaScript*.

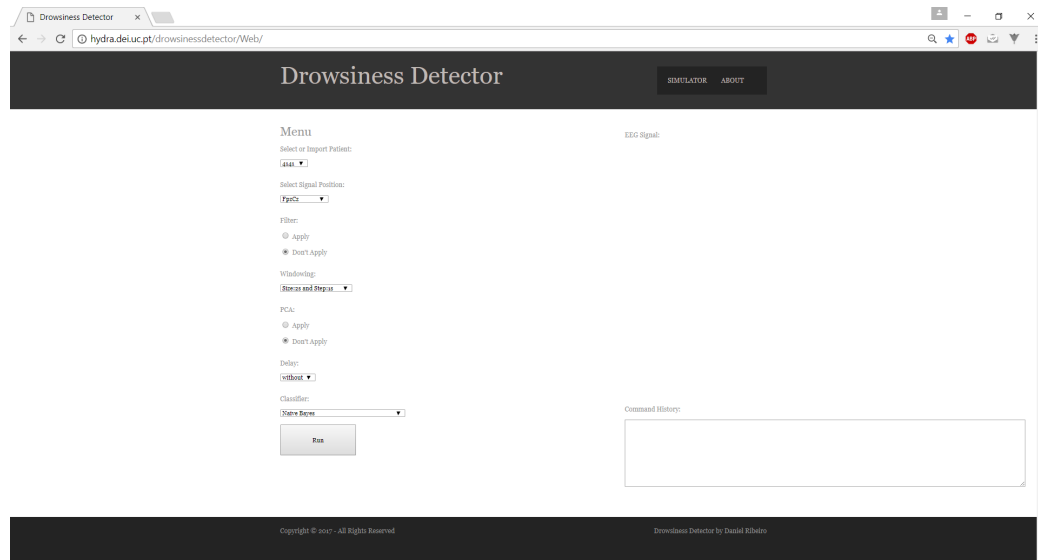


FIGURA 4.13: Plataforma Web desenvolvida para o estudo da deteção de sonolência.

Através do pedido *AJAX*, onde se encontram os dados relativos ao classificador a utilizar e, posição do sinal de EEG, entre outros, somos transportados para o lado do servidor que, como referido anteriormente, utiliza o *Java*. Neste, é utilizada uma biblioteca disponível no Github, o *MatConsoleCtl*, que basicamente permite chamar o *Matlab* a partir do *Java*. Esta biblioteca estabelece uma sessão com o *Matlab*, permitindo desta forma chamar certas funções. Estas funções foram desenvolvidas no modo de simulação e retornam valores que posteriormente são enviados para o lado do cliente para serem apresentados sob a forma de um gráfico, onde se encontra(m) o(s) sinal(s) de EEG, as *labels* e os resultados da classificação. Todo este mecanismo encontra-se ilustrado, em síntese, na figura 4.14.

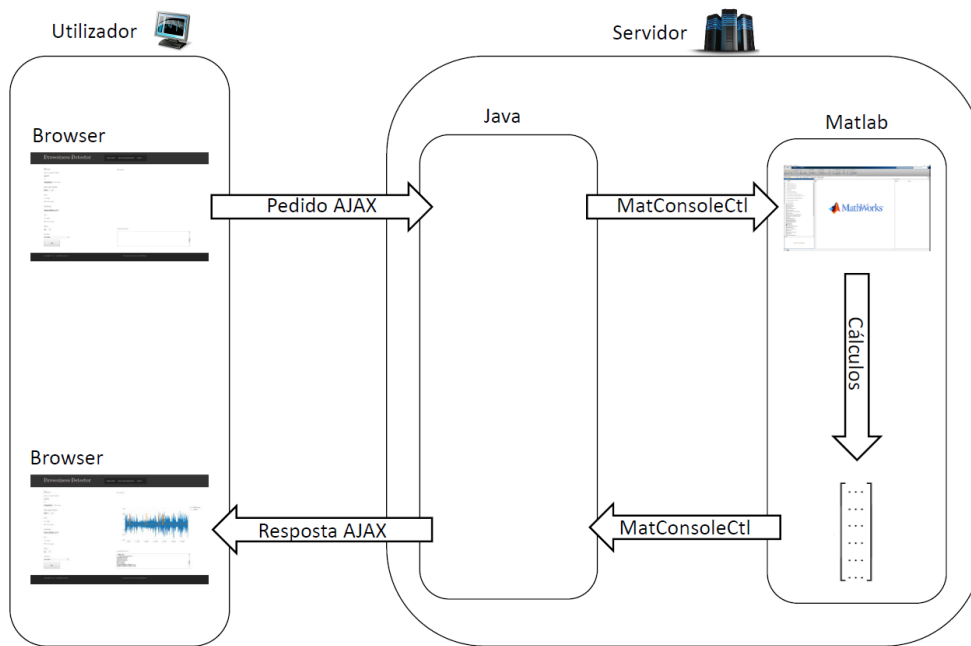


FIGURA 4.14: Mecanismo descritivo do funcionamento da plataforma Web.

4.6 Plataforma de Detecção de Sonolência

A plataforma de detecção de sonolência, representada na figura 4.15, encontra-se dividida em três grandes partes: uma primeira responsável pela aquisição do sinal de EEG; uma segunda responsável pelo processamento e análise deste; e uma terceira responsável pelo armazenamento dos dados para posterior utilização.

4.6.1 Aquisição do sinal de EEG

A aquisição do sinal de EEG, como referido anteriormente, é efetuada através do uso do *EPOC+* em que a comunicação entre este e o *Matlab* é estabelecida a partir de uma biblioteca disponibilizada pela *Emotiv*, que permite

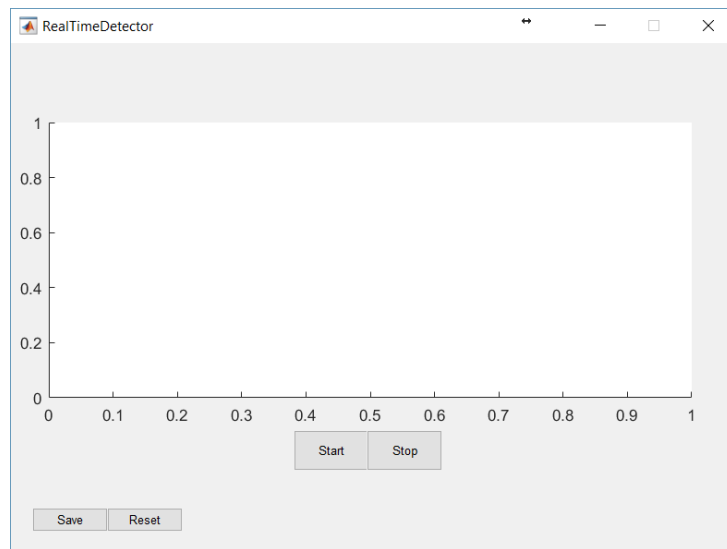


FIGURA 4.15: Detetor de sonolência desenvolvido em Matlab.

a obtenção dos dados "raw" do sinal de EEG. Uma vez que a escala destes, comparativamente aos da base de dados, é diferente, foi necessário introduzir uma pré-aquisição onde são adquiridos dados, durante 20 segundos, de forma a calcular os valores necessários para posterior normalização do sinal de EEG. Relativamente à frequência de amostragem, na base de dados esta é de 100Hz e a do *EPOC+* é de 128Hz. Como a diferença é mínima, decidiu-se não efetuar nenhum *downsample*.

4.6.2 Processamento e Análise do sinal

O sinal é filtrado, ocorrendo posteriormente extração das *features* mais significativas, a normalização destas e a aplicação de um atraso 23. Por fim, os dados são classificados e é feita a gestão do alarme, onde é calculada a mediana das 5 últimas classificações.

4.6.3 Armazenamento do sinal

Nesta plataforma, existe a possibilidade de armazenamento do sinal de EEG, sendo este guardado num ficheiro do tipo *.mat*, para posterior estudo.

4.7 Síntese

Em suma, cada registo foi submetido a um pré-processamento para remoção de informação sem interesse para o estudo, filtrado e processado para extração de informação, num total de 13 *features*, no domínio do tempo e da frequência. De seguida foi aplicado a normalização e balanceamento aos dados e, por último, estes foram classificados.

Numa primeira fase, foram seleccionadas as *features* mais significativas para a classificação, usando os resultados obtidos pelos cinco métodos de seleção, tendo posteriormente em consideração o tempo de cálculo desse conjunto de *features*. Posteriormente, analisou-se a necessidade de utilização do PCA, bem como a introdução de dinâmica através da introdução de atrasos, finalizando com a análise dos diferentes modelos de classificação de forma a obter um com maior desempenho.

Por último, foram desenvolvidos o sistema de deteção em tempo real, com a utilização do *EPOC+* e, a plataforma Web, tendo por base o desenvolvimento de simuladores.

Capítulo 5

Apresentação e Discussão dos Resultados Obtidos

Neste capítulo, serão apresentados e discutidos todos os resultados obtidos ao longo do projeto incluindo os resultados referentes à aplicação das várias metodologias abordadas.

5.1 Seleção de *Features*

Na tabela 5.1 encontra-se a informação referente a todas as *features* extraídas para o estudo deste processo fisiológico, contendo o número, e a respetiva descrição para cada uma das *features*.

TABELA 5.1: Número e descrição de cada uma das *features* calculadas

Número	Descrição
1	Média aritmética
2	Variância
3	Assimetria
4	Kurtosis
5	Complexidade (coeficiente de Hjorth)
6	Mobilidade (coeficiente de Hjorth)
7	Entropia
8	Average Power
9	Power Spectrum Density
10	Potencia relativa na banda delta do sinal de EEG
11	Potencia relativa na banda teta do sinal de EEG
12	Potencia relativa na banda alfa do sinal de EEG
13	Potencia relativa na banda beta do sinal de EEG

5.1.1 F-Score

Todos os dados obtidos com auxílio a este método podem ser consultados no apêndice B. Como referido no capítulo anterior, quanto maior for o valor do *F-Score*, maior é o poder discriminativo da *feature*. Assim, através da observação dos dados obtidos, é notória uma divergência entre estes, sendo possível a criação de um *threshold*. Para valores de *F-Score* superiores a 1 assume-se que a correspondente *feature* é relevante para o uso na classificação. Visto que foram realizados estudos para diferentes localizações da posição do sinal de EEG e tamanhos e avanços de janelas, na tabela 5.2, é apresentada em síntese todas as *features* relevantes para cada estudo.

De notar que, para este e para os restantes métodos utilizados para seleção de *features*, se procedeu ao cálculo da média de todos os valores dos diferentes registos, passando assim a ter apenas um único valor para cada *feature*, de modo a simplificar a análise dos dados.

TABELA 5.2: Melhores *features* obtidas através do *F-Score*, para as diferentes metodologias.

Posição do Sinal	Tamanho e Avanço da janela (s)	<i>Features</i>
Fpz-Cz	20 e 2	2, 8 e 9
Pz-Oz	20 e 2	2, 5, 6, 7, 8, 9 e 13
Fpz-Cz	10 e 2	2, 8 e 9
Pz-Oz	10 e 2	2,5, 6, 7, 8, 9 e 13
Fpz-Cz	5 e 2,5	2, 8 e 9
Pz-Oz	5 e 2,5	2, 5, 6, 7, 8, 9 e 13
Fpz-Cz	2 e 1	2, 8 e 9
Pz-Oz	2 e 1	2, 5, 6, 7, 8, 9 e 13

5.1.2 AUC

Tal como foi referido para o método anterior, todos os dados obtidos com recurso a este método podem ser consultados no apêndice B. Relativamente à AUC, valores acima de 0,5 representam *features* relevantes para classificação, e abaixo desse valor representam decisões aleatórias. Assim, na tabela 5.3 são apresentados em síntese todas as *features* cujo valor é superior a 0,5, para as diferentes metodologias.

TABELA 5.3: Melhores *features* obtidas através do *AUC*, para as diferentes metodologias.

Posição do Sinal	Tamanho e Avanço da janela (s)	<i>Features</i>
Fpz-Cz	20 e 2	3, 6, 7, 11, 12 e 13
Pz-Oz	20 e 2	1, 10 e 11
Fpz-Cz	10 e 2	3, 6, 7, 11, 12 e 13
Pz-Oz	10 e 2	10 e 11
Fpz-Cz	5 e 2,5	3, 6, 7, 11, 12 e 13
Pz-Oz	5 e 2,5	10 e 11
Fpz-Cz	2 e 1	1, 3, 4, 6, 7, 11, 12 e 13
Pz-Oz	2 e 1	1, 10 e 11

5.1.3 Correlação de *Pearson*

Novamente, todos os dados obtidos com este método podem ser consultados no apêndice B. Como referido no capítulo anterior, os coeficientes de correlação de *Pearson* variam entre -1 e 1, sendo que quanto mais próximo estiver deste valor mais representativa é a *feature*. Quanto mais próxima estiver do 0, menos representativa será. Pela observação dos valores, e usando o mesmo raciocínio do *F-Score*, para valores superiores a 0,1 ou inferiores a -0,1 assume-se que a *feature* é relevante. Assim, na tabela 5.4 são apresentadas em síntese todas as *features* cujo coeficiente de correlação de *Pearson* era superior a 0,1 ou inferior a 0,1, para as diferentes metodologias.

TABELA 5.4: Melhores *features* obtidas através da correlação de *Pearson*, para as diferentes metodologias.

Posição do Sinal	Tamanho e Avanço da janela (s)	<i>Features</i>
Fpz-Cz	20 e 2	2, 5, 8, 9, 11 e 12
Pz-Oz	20 e 2	5, 6, 7, 10, 11 e 13
Fpz-Cz	10 e 2	2, 5, 8, 9, 11 e 12
Pz-Oz	10 e 2	5, 6, 7, 10, 11 e 13
Fpz-Cz	5 e 2,5	2, 5, 6, 7, 8, 9, 11, 12 e 13
Pz-Oz	5 e 2,5	5, 6, 7, 10, 11 e 13
Fpz-Cz	2 e 1	2, 5, 6, 7, 8, 9, 11, 12 e 13
Pz-Oz	2 e 1	5, 6, 7, 10, 11 e 13

5.1.4 *Kruskal Wallis*

Todos os dados obtidos com auxílio a este método podem ser consultados no apêndice B. Como descrito anteriormente, quanto menor for o valor do *p-value*, maior é o poder discriminatório da *feature*. Usando o mesmo raciocínio dos métodos anteriores, pela observação dos valores obtidos foi criado um

threshold. Para valores de *p-value* inferiores a 10^{-2} assume-se que a *feature* é discriminativa. Assim, na tabela 5.5 são apresentadas em síntese todas as *features* cujo *p-value* é inferior a 10^{-2} , para as diferentes metodologias.

TABELA 5.5: Melhores *features* obtidas através do teste de *Kruskal Wallis*, para as diferentes metodologias.

Posição do Sinal	Tamanho e Avanço da janela (s)	<i>Features</i>
Fpz-Cz	20 e 2	2, 5, 8, 9, 12 e 13
Pz-Oz	20 e 2	2, 5, 6, 7, 8, 9, e 13
Fpz-Cz	10 e 2	2, 5, 8, 9, 10, 11, 12 e 13
Pz-Oz	10 e 2	5, 6 e 13
Fpz-Cz	5 e 2,5	2, 5, 8, 9, 10, 11, 12 e 13
Pz-Oz	5 e 2,5	5, 6 e 13
Fpz-Cz	2 e 1	2, 5, 8, 9, 11, 12 e 13
Pz-Oz	2 e 1	5, 6, 7 e 13

5.1.5 *Minimum Redundancy, Maximum Relevance*

De referir, de que, todos os dados obtidos com este método podem ser consultados no apêndice B. Quanto a este último método, ele devolve uma lista ordenada das *features*, das mais relevantes para as menos relevantes. Definindo como *threshold* a extração das 5 *features* mais relevantes, são apresentadas na tabela 5.6 essas mesmas *features* para as diferentes metodologias.

TABELA 5.6: Melhores *features* obtidas através do *Minimum Redundancy*, *Maximum Relevance*, para as diferentes metodologias.

Posição do Sinal	Tamanho e Avanço da janela (s)	<i>Features</i>
Fpz-Cz	20 e 2	1, 4, 6, 7 e 8
Pz-Oz	20 e 2	1, 4, 5, 6 e 7
Fpz-Cz	10 e 2	1, 4, 6, 7 e 10
Pz-Oz	10 e 2	1, 4, 5, 6 e 7
Fpz-Cz	5 e 2,5	1, 4, 6, 7 e 10
Pz-Oz	5 e 2,5	1, 4, 5, 6 e 7
Fpz-Cz	2 e 1	1, 4, 5, 6 e 7
Pz-Oz	2 e 1	1, 4, 5, 6 e 7

5.1.6 Convergência dos métodos de seleção de *features*

Uma vez que estes métodos não são perfeitos e apresentam certas desvantagens em algumas ocasiões, procurou-se colmatar esta situação extraíndo as melhores *features* de todos os métodos. Deste modo, apenas foram utilizadas aquelas que apareciam em pelo menos dois dos métodos de seleção utilizados. Assim, obtiveram-se dois grupos de *features* a utilizar para os restantes passos deste estudo, como é possível observar na tabela 5.7.

TABELA 5.7: Conjunto das melhores *features* para as diferentes posições do sinal de EEG.

Posição do Sinal	<i>Features</i>
Fpz-Cz	2, 5, 6, 7, 8, 9 e 12
Pz-Oz	5, 6, 7, 11 e 13

5.1.7 Tempo de computação

De forma a prosseguir com o uso do grupo de *features* selecionadas anteriormente, é necessário determinar o seu tempo de cálculo para uma dada

janela de dados, para analisar a sua viabilidade na situação de tempo real. Assim, foram estudados diferentes grupos de dados, descritos na tabela 5.8, variando a posição do sinal de EEG e o tamanho e o avanço da janela de dados, para toda a base de dados. De referir que, este tempo foi calculado num portátil com um processador *Intel Atom N550* e em *Windows 7*, equipamento que será utilizado para a utilização do sistema de deteção em tempo real.

TABELA 5.8: Grupo de *features* para estudo do tempo computacional.

Designação	Descrição
fpzcz_2_1	Sinal de EEG posição Fpz-Cz e janela com tamanho de 2s e avanço de 1s
fpzcz_5_2v5	Sinal de EEG posição Fpz-Cz e janela com tamanho de 5s e avanço de 2,5s
fpzcz_10_2	Sinal de EEG posição Fpz-Cz e janela com tamanho de 10s e avanço de 2s
fpzcz_20_2	Sinal de EEG posição Fpz-Cz e janela com tamanho de 20s e avanço de 2s
pzo2_2_1	Sinal de EEG posição Pz-Oz e janela com tamanho de 2s e avanço de 1s
pzo2_5_2v5	Sinal de EEG posição Pz-Oz e janela com tamanho de 5s e avanço de 2,5s
pzo2_10_2	Sinal de EEG posição Pz-Oz e janela com tamanho de 10s e avanço de 2s
pzo2_20_2	Sinal de EEG posição Pz-Oz e janela com tamanho de 20s e avanço de 2s

Neste sentido, mostra-se na figura 5.1 os resultados do tempo despendido, provenientes destes grupos de *features*. Pela sua análise é possível observar que em todos os casos a ordem de grandeza é nos milissegundos. Assim, este resultado sugere que, para qualquer um destes grupos, não existirá o inconveniente de ultrapassar o tempo necessário para cada avanço da janela, isto é, o tempo necessário para que seja gerada uma nova janela de dados, visto que o mínimo é 1 segundo e a ordem de grandeza é $3 \times$ superior ao tempo necessário para calcular o grupo de *features*.

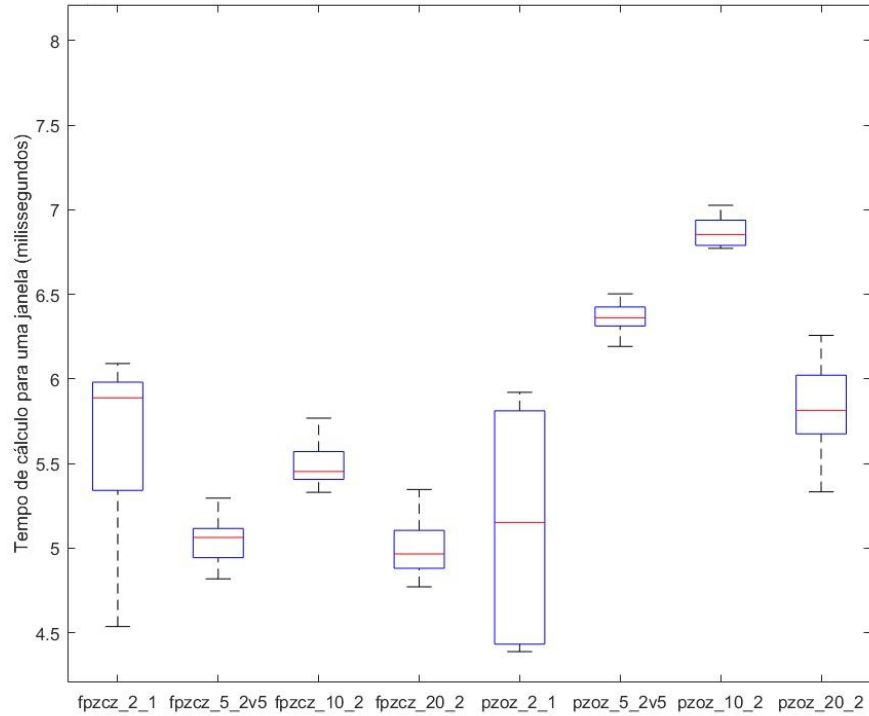


FIGURA 5.1: Tempo de cálculo dos grupos de *features* em milissegundos.

5.2 Avaliação da metodologia utilizada

Com o intuito de encontrar a melhor metodologia para ser utilizada em tempo real, é necessário testar e avaliar o desempenho dos vários métodos. Para tal, recorreu-se à técnica de particionamento de dados, em que, para as redes neuronais, os dados foram divididos em três grupos, treino, validação e teste, e para os restantes classificadores, os dados foram divididos em dois grupos, treino e teste. A divisão para os três grupos considerou uma percentagem de aproximadamente 70-15-15%, sendo utilizados 27 registos para treino, 6 para validação e os restantes 6 para teste. Quanto à divisão em dois

grupos, esta teve uma percentagem de cerca de 80-20%, sendo utilizados 31 registos para treino e os restantes 8 para teste.

De forma a tornar a avaliação o mais imparcial possível e como já foi referido no capítulo anterior, os grupos de validação e teste não sofreram qualquer tipo de balanceamento, como aconteceria para o caso em tempo real. Relativamente à normalização destes dados, foram utilizados os valores da média e do desvio padrão, calculados a partir do grupo de treino. Quanto à classificação final, de forma a diminuir a presença de instâncias esporádicas onde o classificador deteta sonolência de forma intermitente, foi criado um vetor com os últimos 5 valores resultantes da classificação, sendo calculada e apresentada como *label* final a mediana destes.

Todos os resultados das diferentes metodologias testadas e avaliadas, podem ser consultados no apêndice C. Relativamente à designação dada aos vários classificadores, esta encontra-se descrita na tabela 5.9. Para as redes neuronais, o número de neurónios na saída é 1, podendo o valor ser 0 ou 1, sendo 0 se o indivíduo estiver acordado e 1 estiver sonolento. Quanto ao número de neurónios da entrada, este corresponde ao número de *features* utilizadas, podendo esta e outras informações ser observadas na tabela 5.10.

TABELA 5.9: Designação e descrição dos classificadores utilizados.

Designação	Descrição
nb	<i>Naive Bayes</i>
knn	<i>K-Nearest Neighbors</i>
svm_rbf	SVM (função <i>kernel</i> : base radial)
svm_mlp	SVM (função <i>kernel</i> : percetrão de multi-camada)
pp_harlim_learnp	Percetrão (função transferência: <i>Hardlim</i> , função de treino: <i>Learnp</i>)
pp_harlim_learnpn	Percetrão (função transferência: <i>Hardlim</i> , função de treino: <i>Learnpn</i>)
ff_2_logsig	<i>Feed-Forward</i> (1 camada intermédia, função de transferência: <i>Logsig</i>)
ff_2_tansig	<i>Feed-Forward</i> (1 camada intermédia, função de transferência: <i>Tansig</i>)
ff_3_logsig	<i>Feed-Forward</i> (2 camadas intermédias, função de transferência: <i>Logsig</i>)
ff_3_tansig	<i>Feed-Forward</i> (2 camadas intermédias, função de transferência: <i>Tansig</i>)

TABELA 5.10: Descrição da estrutura da rede neuronal *Feed-Forward*, n^o de neurónios de entrada-n^o neurónios das camadas intermédias-n^o de neurónios de saída.

Classificador	Posição do sinal	PCA	Sem atraso	Atraso 01	Atraso 12	Atraso 012	Atraso 23	Atraso 2
ff_2_logsig	Fpz-Cz	N	7-(4)-1	14-(7)-1	14-(7)-1	21-(10)-1	14-(7)-1	7-(4)-1
		Y	2-(1)-1	4-(2)-1	4-(2)-1	6-(3)-1	4-(2)-1	2-(1)-1
	Pz-Oz	N	5-(3)-1	10-(5)-1	10-(5)-1	15-(8)-1	10-(5)-1	5-(3)-1
		Y	2-(1)-1	4-(2)-1	4-(2)-1	6-(3)-1	4-(2)-1	2-(1)-1
	Fpz-Cz+Pz-Oz	N	12-(6)-1	24-(12)-1	24-(12)-1	36-(18)-1	24-(12)-1	12-(6)-1
		Y	2-(1)-1	4-(2)-1	4-(2)-1	6-(3)-1	4-(2)-1	2-(1)-1
ff_3_logsig	Fpz-Cz	N	7-(4-2)-1	14-(7-3)-1	14-(7-3)-1	21-(11-5)-1	14-(7-3)-1	7-(4-2)-1
	Pz-Oz	N	5-(3-2)-1	10-(7-4)-1	10-(7-4)-1	15-(10-5)-1	10-(7-4)-1	5-(3-2)-1
	Fpz-Cz+Pz-Oz	N	12-(6-3)-1	24-(12-6)-1	24-(12-6)-1	36-(18-9)-1	24-(12-6)-1	12-(6-3)-1

De seguida, serão analisadas em pormenor as diferentes abordagens tomadas, envolvendo a melhor posição do sinal de EEG, o tamanho e o avanço das janelas deslizantes, o PCA, o atraso e, por último, o classificador utilizado.

5.2.1 Avaliação das Posições do sinal de EEG

Relativamente à posição do sinal de EEG, foi realizado o estudo utilizando apenas o sinal proveniente da posição Fpz-Cz, da posição Pz-Oz e de ambas, como foi referido no capítulo anterior.

Na tabela 5.11, são apresentadas algumas das melhores metodologias utilizadas para as diferentes posições do sinal de EEG. Como é possível observar, em geral, todas as metodologias têm a capacidade de identificar episódios de não sonolência de forma semelhante, pelos valores obtidos para a especificidade, salvo duas exceções. O mesmo se observa relativamente aos dados obtidos da precisão. Relativamente à posição Pz-Oz, a capacidade de identificar episódios de sonolência, pelo valor da sensibilidade, é inferior, comparativamente com as outras duas abordagens. Esta conclusão também pode

ser retirada pela observação dos valores da *accuracy*, existindo uma grande discrepância relativamente às outras duas abordagens. Entre a opção pela posição Fpz-Cz ou a utilização das duas posições, a primeira apresenta ligeira superioridade, apresentando um melhor compromisso entre identificação de estados de sonolência e vigília, pelos valores da AUC, uma vez que com o Fpz-Cz se obteve 0,90 enquanto e com Fpz-Cz+Pz-Oz se obteve 0,89. Assim sendo, conclui-se que para a identificação de sonolência, a posição Fpz-Cz é a mais indicada.

TABELA 5.11: Algumas das melhores metodologias utilizadas para as diferentes posições do sinal de EEG.

Posição do sinal	Informação da janela	Classificador	Atraso	PCA	Especificidade (%)	Sensibilidade (%)	<i>Accuracy</i> (%)	Precisão (%)	AUC
Fpz-Cz	tamanho: 5s avanço: 2,5s	svm_rbf	23	N	89,87	89,59	89,60	99,58	0,90
	tamanho: 5s avanço: 2,5s	svm_rbf	12	N	89,82	89,44	89,45	99,58	0,90
	tamanho: 5s avanço: 2,5s	svm_rbf	012	N	88,82	90,07	90,02	99,54	0,90
Pz-Oz	tamanho: 10s avanço: 2s	pp_hardlim_learnpn	2	N	89,46	80,13	80,49	99,47	0,85
	tamanho: 5s avanço: 2,5s	svm_rbf	23	N	95,79	71,97	72,83	99,78	0,84
	tamanho: 10s avanço: 2s	pp_hardlim_learnpn	012	N	88,60	79,02	79,40	99,42	0,84
Fpz-Cz +Pz-Oz	tamanho: 5s avanço: 2,5s	knn	012	N	90,18	87,75	87,83	99,59	0,89
	tamanho: 5s avanço: 2,5s	knn	01	N	90,08	87,52	87,62	99,58	0,89
	tamanho: 5s avanço: 2,5s	svm_rbf	2	N	94,47	83,02	83,43	99,75	0,89

5.2.2 Avaliação das Janelas Deslizantes

Passando para a análise das diferentes janelas deslizantes, foi feito um estudo para janelas com tamanho de 2, 5, 10 e 20 segundos e avanço de 1, 2,5, 2 e 2 segundos, respetivamente.

Na tabela 5.12, são apresentadas algumas das melhores metodologias utilizadas com os diferentes tamanhos e avanços da janela deslizante. Pela sua observação, é notória uma discrepância entre as janelas com tamanho de 2 segundos e de avanço de 1 segundo, comparativamente com as outras. Quanto à identificação de episódios de sonolência, pela observação dos valores relativos à sensibilidade, verifica-se que as restantes janelas apresentam semelhanças. No entanto, para a identificação de episódios onde o condutor se encontra acordado, é possível distinguir uma ligeira diferenciação nos valores relativos à especificidade, relativamente à janela de tamanho de 20 segundos e avanço de 2 segundos. Para as restantes duas janelas, é necessário observar os dados obtidos com a AUC para realmente conseguir chegar à conclusão que as janelas de 5 segundos e avanço de 2,5 segundos são melhores, realçando o facto das diferenças serem mínimas.

TABELA 5.12: Algumas das melhores metodologias utilizadas para os diferentes tamanhos e avanços da janela deslizante.

Informação da janela	Posição do sinal	Classificador	Atraso	PCA	Especificidade (%)	Sensibilidade (%)	Accuracy (%)	Precisão (%)	AUC
tamanho: 2s avanço: 1s	Fpz-Cz +Pz-Oz	knn	012	N	88,86	86,33	86,42	99,52	0,88
	Fpz-Cz +Pz-Oz	knn	23	N	87,49	87,07	87,09	99,47	0,87
	Fpz-Cz +Pz-Oz	knn	01	N	86,95	87,15	87,15	99,45	0,87
tamanho: 5s avanço: 2,5s	Fpz-Cz	svm_rbf	23	N	89,87	89,59	89,60	99,58	0,90
	Fpz-Cz	svm_rbf	12	N	89,82	89,44	89,45	99,58	0,90
	Fpz-Cz	svm_rbf	012	N	88,82	90,07	90,02	99,54	0,90
tamanho: 10s avanço: 2s	Fpz-Cz	svm_rbf	23	N	89,16	89,28	89,27	99,55	0,89
	Fpz-Cz	svm_rbf	012	N	88,80	89,38	89,36	99,54	0,89
	Fpz-Cz	svm_rbf	12	N	88,75	89,18	89,16	99,53	0,89
tamanho: 20s avanço: 2s	Fpz-Cz	svm_rbf	23	N	87,21	90,18	90,08	99,47	0,89
	Fpz-Cz	svm_rbf	2	N	87,11	89,33	89,25	99,47	0,89
	Fpz-Cz	svm_rbf	12	N	85,75	89,84	89,69	99,41	0,88

5.2.3 Avaliação do PCA

Passamos agora à análise da aplicação do método de redução de dimensionalidade dos dados. Como referido anteriormente, o número de dimensões utilizado foi 2, visto que com um número superior não se obteria ganho de informação.

Relativamente ao estudo do PCA, é possível observar na tabela 5.13 algumas das melhores metodologias utilizadas para o estudo deste método. Pelos valores obtidos, fica claro que o uso do PCA para a identificação de sonolência não é uma mais valia. Quer na identificação de episódios de sonolência, quer na identificação do estado acordado, pelos valores relativos à sensibilidade e especificidade, respetivamente, as metodologias sem a aplicação do PCA demonstram melhores resultados, estando esta discrepância também presente para as situações da *accuracy*, precisão e AUC.

TABELA 5.13: Algumas das melhores metodologias utilizadas com (Y) e sem (N) aplicação do PCA.

PCA	Informação da janela	Posição da janela	Classificador	Atraso	Especificidade (%)	Sensibilidade (%)	<i>Accuracy</i> (%)	Precisão (%)	AUC
Y	tamanho: 20s avanço: 2,5s	Fpz-Cz	nb	23	87,91	81,44	81,67	99,45	0,85
	tamanho: 5s avanço: 2,5s	Fpz-Cz +Pz-Oz	nb	12	84,87	84,34	84,35	99,34	0,85
	tamanho: 20s avanço: 2,5s	Fpz-Cz	nb	2	87,82	81,26	81,50	99,45	0,85
	tamanho: 5s avanço: 2,5s	Fpz-Cz +Pz-Oz	nb	012	83,55	85,50	85,43	99,29	0,85
N	tamanho: 5s avanço: 2,5s	Fpz-Cz	svm_rbf	23	89,87	89,59	89,60	99,58	0,90
	tamanho: 5s avanço: 2,5s	Fpz-Cz	svm_rbf	12	89,82	89,44	89,45	99,58	0,90
	tamanho: 5s avanço: 2,5s	Fpz-Cz	svm_rbf	012	88,82	90,07	90,02	99,54	0,90
	tamanho: 10s avanço: 2s	Fpz-Cz	svm_rbf	23	89,16	89,28	89,27	99,55	0,90

5.2.4 Avaliação do Atraso

Um dos últimos estudos realizados neste projeto, tratou-se da introdução de dinâmica através da introdução de atrasos, de forma a perceber se se obteria uma metodologia com melhores resultados comparativamente a uma situação sem atraso. Alguns destes dados podem ser observados na tabela 5.14.

Apesar da precisão destas metodologias ser semelhante tornando difícil distinguir as melhores das piores, existem outros métodos que facilitam este processo. Na busca da melhor metodologia, não é só necessária uma boa identificação de episódios de sonolência, mas também a identificação do estado acordado, como já foi referido inúmeras vezes. Assim para esta situação torna-se complicado observar apenas os valores de sensibilidade e especificidade, uma vez que sofrem bastantes flutuações. Assim, a atenção vira-se para os dados da AUC que demonstram esse compromisso. Pela sua observação é possível descartar de forma evidente as metodologias onde não existe presença de atraso, uma vez que apresentam valores inferiores relativamente às outras.

Quanto aos diferentes atrasos aplicados, pela observação dos dados da *accuracy*, é possível descartar o atraso 2. Relativamente aos restantes, surge a questão de qual o melhor método a utilizar. Queremos mais especificidade, mais sensibilidade ou talvez um compromisso entre as duas será a melhor abordagem? A resposta é subjetiva, podendo variar de caso para caso. Nesta situação em particular, um compromisso entre as duas parece ser o melhor caminho a seguir, sendo que em termos de valores entre metodologias, estes não possuem uma grande diferenciação. Com isto, o atraso 23 será o melhor a ser utilizado para a deteção da sonolência.

TABELA 5.14: Algumas das melhores metodologias utilizadas sem e com aplicação de diferentes atrasos.

Atraso	Informação da janela	Posição da janela	Classificador	PCA	Especificidade (%)	Sensibilidade (%)	Accuracy (%)	Precisão (%)	AUC
0	tamanho: 5s avanço: 2,5s	Fpz-Cz +Pz-Oz	svm_rbf	N	93,05	83,44	83,78	99,69	0,88
	tamanho: 10s avanço: 2s	Fpz-Cz	svm_rbf	N	86,84	88,07	88,02	99,45	0,87
01	tamanho: 5s avanço: 2,5s	Fpz-Cz	svm_rbf	N	88,41	89,89	89,84	99,52	0,89
	tamanho: 5s avanço: 2,5s	Fpz-Cz +Pz-Oz	knn	N	90,08	87,53	87,62	99,58	0,89
012	tamanho: 5s avanço: 2,5s	Fpz-Cz	svm_rbf	N	88,82	90,07	90,02	99,54	0,89
	tamanho: 10s avanço: 2s	Fpz-Cz	svm_rbf	N	88,80	89,38	89,36	99,54	0,89
12	tamanho: 5s avanço: 2,5s	Fpz-Cz	svm_rbf	N	89,82	89,44	89,45	99,58	0,90
	tamanho: 10s avanço: 2s	Fpz-Cz	svm_rbf	N	88,75	89,18	89,16	99,53	0,89
2	tamanho: 10s avanço: 2s	Fpz-Cz	svm_rbf	N	89,59	88,18	88,23	99,56	0,89
	tamanho: 5s avanço: 2,5s	Fpz-Cz +Pz-Oz	svm_rbf	N	94,47	83,02	83,43	99,75	0,89
23	tamanho: 5s avanço: 2,5s	Fpz-Cz	svm_rbf	N	89,87	89,59	89,60	99,58	0,90
	tamanho: 10s avanço: 2s	Fpz-Cz	svm_rbf	N	89,16	89,28	89,27	99,55	0,90

5.2.5 Avaliação geral das metodologias

Antes de finalizar este estudo relativo às diferentes abordagens consideradas, será realizada a análise da melhor metodologia para a deteção de sonolência.

Na tabela 5.15, encontram-se os melhores classificadores treinados, com as suas respetivas características. Como se concluiu anteriormente, a posição Fpz-Cz corresponde ao melhor posicionamento do sinal de EEG para extração das *features*, bem como a não utilização do método de redução de dimensionalidades. Quanto às janelas deslizantes, comprava-se o facto da janela de 5 segundos ser a melhor, aparecendo no entanto a de 10 segundos

também como uma das melhores, pois, como se observou, as diferenças entre os valores eram mínimas. Quanto ao atraso, observa-se que de facto a sua presença revela ter melhores resultados, sendo que entre estes, à exceção do 2, a diferença de valores é mínima. Por último, concluí-se que o SVM com função *kernel* de base radial apresenta melhores resultados. O Naive Bayes, apresentou dificuldades na identificação de episódios de sonolência, ou seja, os valores de sensibilidade eram baixos, na ordem dos 70%. De forma geral, utilizando a melhor metodologia, os restantes classificadores apresentaram bons resultados, sendo a diferença de 1 a 3 unidades percentuais para a sensibilidade e para a especificidade, comparativamente com o SVM com função *kernel* de base radial.

TABELA 5.15: Apresentação das melhores metodologias.

Classificador	Informação da janela	Posição da janela	Atraso	PCA	Especificidade (%)	Sensibilidade (%)	<i>Accuracy</i> (%)	Precisão (%)	AUC
svm_rbf	tamanho: 5s avanço: 2,5s	Fpz-Cz	23	N	89,87	89,59	89,60	99,58	0,90
svm_rbf	tamanho: 5s avanço: 2,5s	Fpz-Cz	12	N	89,82	89,44	89,45	99,58	0,90
svm_rbf	tamanho: 5s avanço: 2,5s	Fpz-Cz	012	N	88,82	90,07	90,02	99,54	0,90
svm_rbf	tamanho: 10s avanço: 2s	Fpz-Cz	23	N	89,16	89,28	89,27	99,55	0,90
svm_rbf	tamanho: 5s avanço: 2,5s	Fpz-Cz	01	N	88,41	89,89	89,84	99,52	0,90
svm_rbf	tamanho: 10s avanço: 2s	Fpz-Cz	012	N	88,80	89,38	89,36	99,54	0,90

5.2.6 Avaliação da aplicação da metodologia em ambiente de simulação

Para finalizar e de forma a prosseguir com o uso da melhor metodologia, é necessário determinar o seu tempo de cálculo, estudo este realizado também para o grupo de *features*, recorrendo ao mesmo equipamento. No entanto, neste teremos em conta todos os cálculos necessários para cada janela de

dados, incluindo o tempo necessário para a sua classificação. Deste modo, teremos a total confiança que esta metodologia poderá ser aplicada na detecção em tempo real.

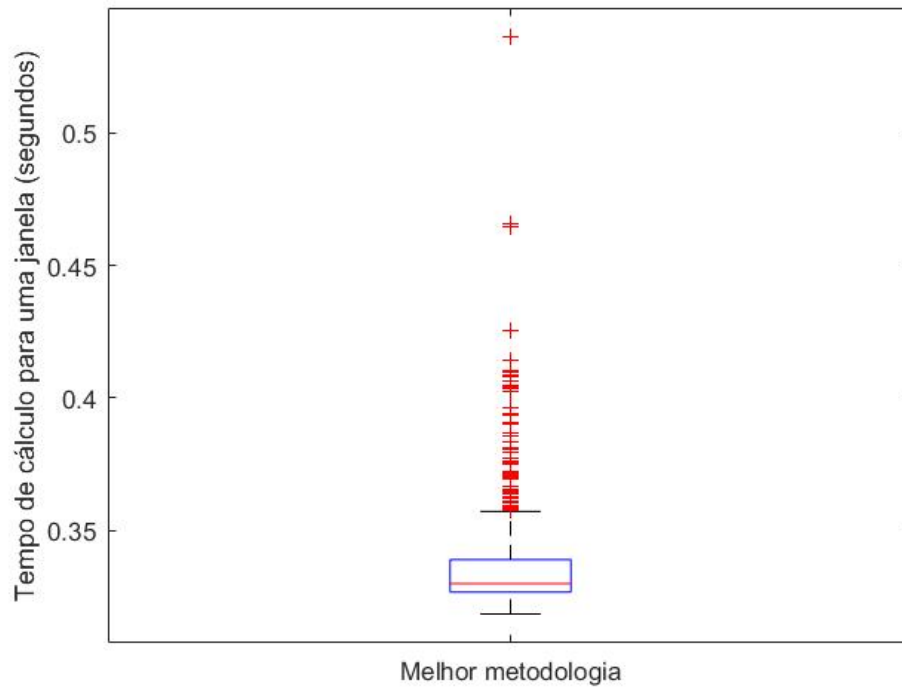


FIGURA 5.2: Tempo de cálculo para cada janela de dados.

Na figura 5.2 encontra-se o tempo despendido para cada janela de dados. Como é possível observar, o tempo é claramente inferior a 2,5 segundos, o tempo em que é gerada uma nova janela de dados, sendo que o máximo apenas atinge os 0,5 segundos. Assim sendo, concluí-se que esta metodologia pode ser utilizada na detecção em tempo real.

5.3 Avaliação da Plataforma Web

A plataforma Web, como referido anteriormente, é uma plataforma com o objetivo de testar e avaliar diferentes metodologias. Assim sendo, é descrito em seguida o seu funcionamento.

5.3.1 Funcionamento

O utilizador tem a possibilidade de escolher de um conjunto de sinais de EEG disponíveis, o sinal de EEG a utilizar para estudo, variando entre o paciente e a posição/posições a utilizar; filtrar o sinal; escolher o tamanho e o avanço das janelas deslizantes; a aplicação de PCA; a aplicação de atraso, existindo 5 valores diferentes; e, para finalizar, escolher o classificador, conforme a figura 5.3.

Após a escolha destas opções, o utilizador prime o botão **Run**, que desencadeia um mecanismo, descrito no capítulo anterior, que corresponde a um processo que tem uma duração de cerca de 40 segundos. No momento em que este acontece, a informação relativa às escolhas do utilizador aparece no "*Command History*", conforme a figura 5.4. No final, é apresentado um gráfico com o(s) sinal(is) de EEG e as respetivas *labels*, bem como as *features* utilizadas para classificação e os resultados desta, especificidade, sensibilidade, ... no "*Command History*". Relativamente ao gráfico, o utilizador possui liberdade na sua manipulação, isto é, pode fazer *zoom* no gráfico para analisar uma parte específica do sinal, podendo também guardar a imagem. A plataforma Web encontra-se disponível em <http://hydra.dei.uc.pt/drowsinessdetector/Web/index.jsp>.

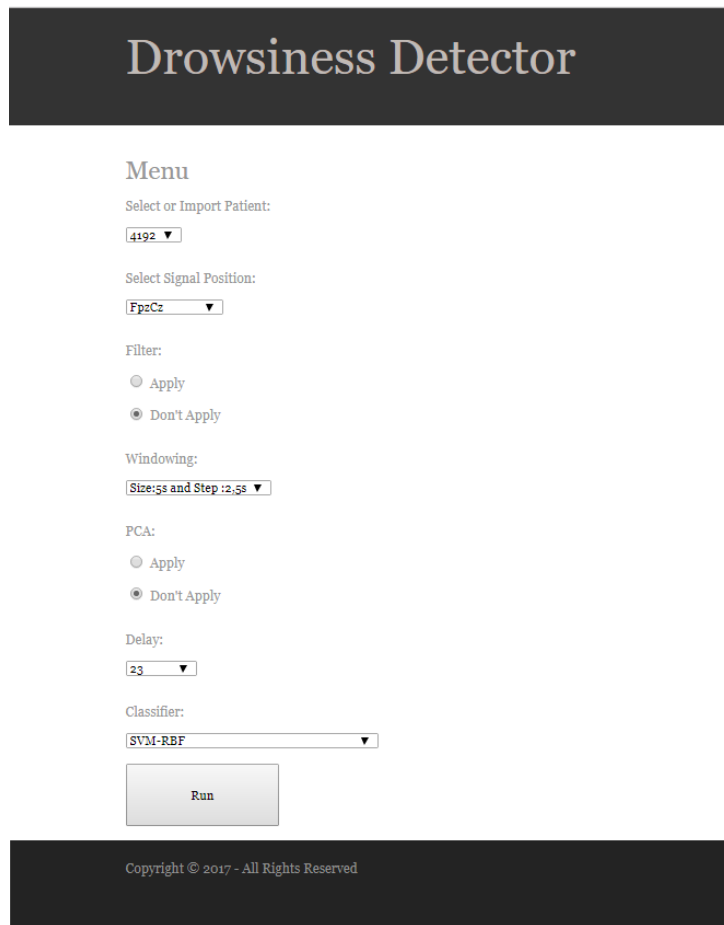


FIGURA 5.3: Menu das opções disponíveis ao utilizador.

5.4 Avaliação da aplicação em tempo real

Tendo a aplicação em tempo real em funcionamento, é necessário ter em conta um último passo, antes de a utilizar numa situação real. Este passo corresponde ao cálculo do tempo despendido para aquisição do sinal de EEG, juntamente com o processamento e análise deste para cada janela. Caso o valor exceda os 2,5 segundos é necessária uma reformulação do processo, uma vez que não podem existir atrasos. Contudo, pelos dados medidos, obteve-se um tempo de $2,06 \pm 0,12$ segundos, sendo que o máximo valor atingido

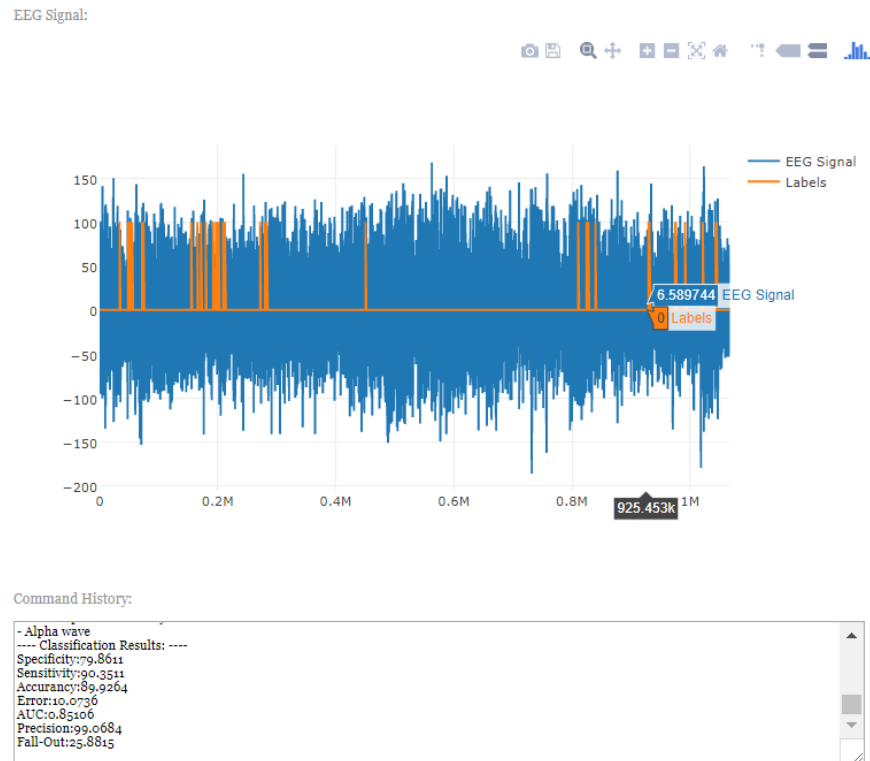


FIGURA 5.4: Demonstração da plataforma Web.

durante este teste foi de 2,40 segundos. Assim sendo, este sistema pode ser aplicado numa situação real.

5.4.1 Funcionamento

De forma a inicializar a deteção de sonolência, o utilizador apenas tem de primir o botão **Start**, de acordo com a interface A da figura 5.5. Caso o equipamento não se encontre corretamente conectado, a própria biblioteca do *Emotiv* continua à procura deste, de forma a estabelecer a conexão. No momento em que a conexão é estabelecida, seta 1 da figura 5.5, é exibida

uma mensagem na interface de sucesso desta, interface B da figura 5.5. De seguida, o utilizador terá um período de espera de 20 segundos, seta 2 da figura 5.5, devido à pré-aquisição sendo também exibida uma mensagem deste acontecimento, interface C da figura 5.5, no final deste acontecimento, o sinal de EEG começa a aparecer na interface. Assim, como explicado no capítulo anterior, existirá ainda um segundo período de espera até que a deteção inicie completamente, relativo às 5 classificações necessárias para calcular a mediana. Este período de espera corresponde a cerca de 20 segundos. Após este período, o detetor de sonolência encontra-se completamente operacional, setas 3 e 4 da figura 5.5, caso detete sonolência é emitido um sinal sonoro de forma a alertar o condutor do seu estado e é exibida uma mensagem na interface, interface E da figura 5.5, caso contrário apenas é exibido o sinal de EEG sem qualquer tipo de informação adicional, interface D da figura 5.5.

Quando o utilizador pretender encerrar a leitura do sinal de EEG, basta primir o botão **Stop**, seta 5 da figura 5.5, desligando assim a conexão com o *EPOC+*, sendo exibida na interface uma mensagem do sucesso da operação, interface F da figura 5.5. Se pretender guardar o sinal de EEG, o utilizador deve de primir o botão **Save**, seta 7 da figura 5.5, fazendo com que os dados sejam são guardados com o *timestamp* do momento do click no botão, interface H da figura 5.5. Para finalizar, o utilizador poderá utilizar o botão **Reset**, seta 6 da figura 5.5, que serve para "limpar"o vetor onde se encontram guardados os dados do sinal de EEG, o gráfico do sinal de EEG, bem como desconectar o *EPOC+*, resultando também na exibição de uma mensagem de sucesso desta operação, interface G da figura 5.5.

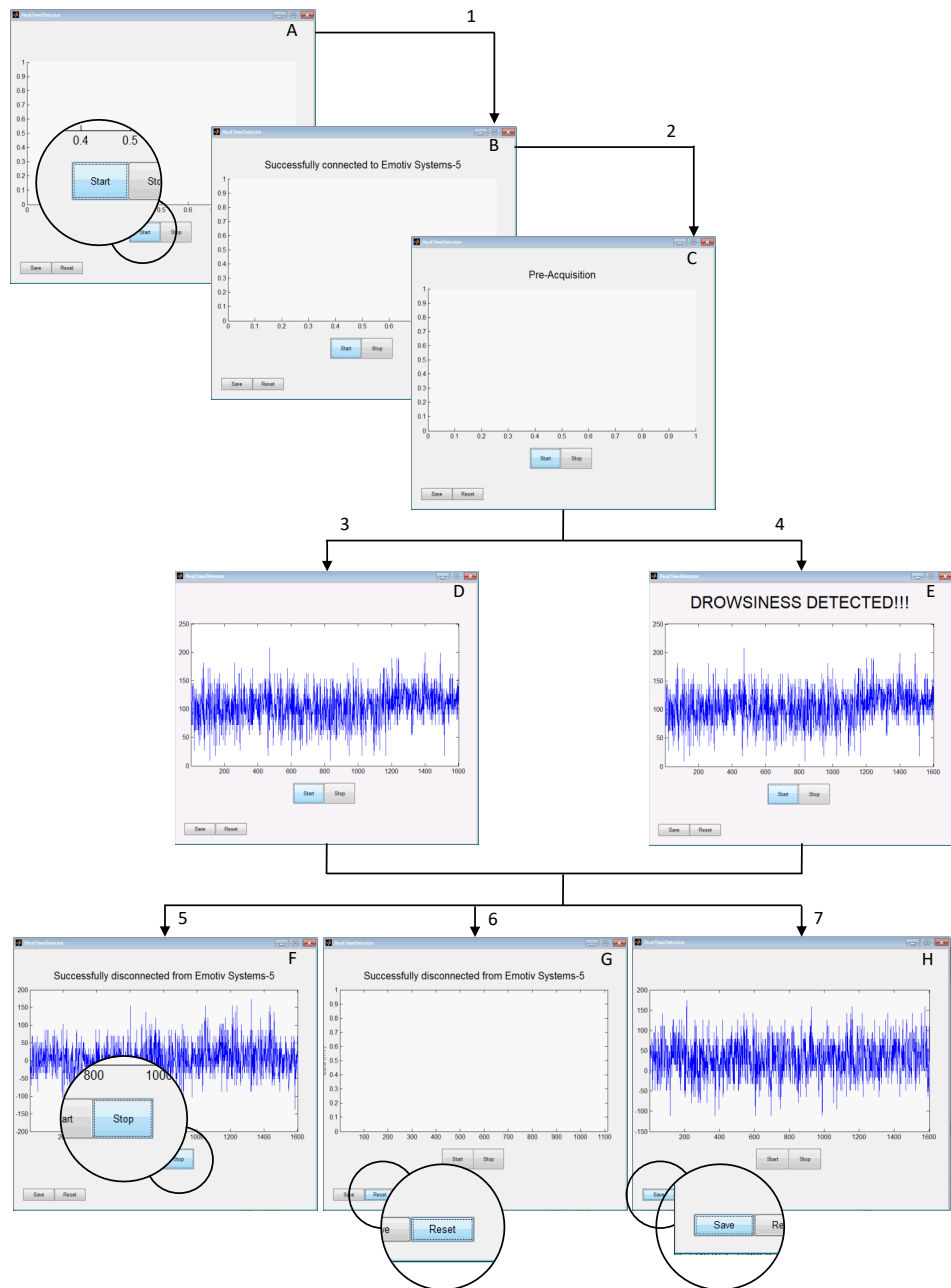


FIGURA 5.5: Fluxograma da interface desenvolvida para a detecção de sonolência.

Capítulo 6

Conclusão e Trabalho Futuro

Este capítulo consiste na apresentação de conclusões com base nos resultados finais deste projeto, bem como algumas propostas para a continuação do trabalho. Neste sentido, é discutido brevemente o trabalho em si e os resultados finais, bem como possíveis desenvolvimentos do trabalho.

6.1 Conclusões

A sonolência é apontada como uma das principais causas em acidentes de condução. A sua identificação em tempo real é sem dúvida uma mais valia, uma vez que possibilita a redução deste tipo de acontecimentos.

Numa primeira fase, foi apresentada a contextualização fisiológica do caso em estudo, bem como o estado da arte relativo aos trabalhos desenvolvidos ao longo dos anos na comunidade científica, e aos produtos existentes

atualmente no mercado. Este estudo intensivo permitiu avançar para a segunda fase deste projeto, com o desenvolvimento de metodologias capazes de detetar sonolência a partir de sinais de EEG.

Com base nas metodologias implementadas, foram realizados vários estudos, para a avaliação das posições do sinal de EEG, dos tamanhos e dos avanços das janelas deslizantes, da aplicação de PCA, do atraso e, por fim, de diferentes classificadores. Em termos da comparação dos resultados finais com os presentes no estado da arte, bem como com os provenientes do estudo realizado com a mesma base de dados, não é possível fazê-la com grande clareza. Isto deve-se ao facto de, no primeiro caso, os dados utilizados para classificação não serem iguais e, no segundo, o estudo realizado envolver o efeito do *temazepam* no tratamento de insónias. No entanto, face aos resultados obtidos pela precisão, estes encontram-se acima dos apresentados no estado da arte, sendo que as melhores metodologias têm um valor superior a 99,50%, enquanto que no estado da arte o máximo atingido é 99%. Uma possível razão para a existência desta melhoria poderá ser o facto de se utilizar atrasos nos *inputs* para classificação, algo que não foi utilizado nos trabalhos realizados no estado da arte. Assim, a melhor metodologia obtida utilizou para classificação o SVM com função base radial; uma janela deslizante com tamanho de 5 segundos e avanço de 2,5 segundos; um sinal EEG localizado na posição Fpz-Cz; sem aplicação do PCA; e foi aplicado um atraso 23. De referir que, relativamente às redes neuronais, foram estudadas diferentes combinações de números de neurónios e de camadas e funções de ativação, usando as características da melhor metodologia. No entanto, não se obtiveram resultados minimamente satisfatórios para que se justificasse serem apresentados.

Obtendo este conjunto de metodologias estudadas, bem como a sua análise para obtenção da melhor, foi possível prosseguir para a terceira e última fase deste projeto que consistiu no desenvolvimento da plataforma Web e do sistema de deteção em tempo real. Observando o trabalho desenvolvido, é possível concluir que estes objetivos do projeto foram cumpridos. Relativamente ao sistema desenvolvido, este tem a capacidade de identificar episódios de sonolência, em tempo real, emitindo um sinal sonoro nestas situações, de formar a alertar o condutor do seu estado e conseqüentemente contribuir para evitar a possibilidade de um acidente. Quanto à plataforma Web, esta cumpre todas as funções previamente definidas, podendo assim fomentar o interesse dos estudantes quando confrontados com o estudo do processamento e análise de sinais, bem como apresentar uma base para o estudo e comparação de diferentes metodologias com potencial para a deteção de sonolência.

Os resultados obtidos demonstram que é possível detetar sonolência, em tempo real, aplicada à condução. No entanto, surge a questão da portabilidade. De momento o sistema desenvolvido apenas se encontra disponível num equipamento que possua Matlab. De forma a colmatar essa situação, seria interessante ter uma aplicação capaz de correr em ambiente Android. Esta ideia foi abordada, tendo sido desenvolvido um *mookup* da aplicação, em *Android Studio* que se encontra disponível no apêndice E. O problema que impediu a possibilidade do funcionamento desta aplicação prendeu-se com o facto de não ser possível a comunicação do *EPOC+* com o smartphone. Mesmo utilizando *demos* disponibilizados pela *Emotiv* e a aplicação desenvolvida por esta, presente no *Play Store*, a comunicação continuou a ser inexistente. Em busca de uma solução para este problema, foi feita a análise de várias *threads* criadas no fórum da *Emotiv* à volta deste problema,

chegando-se à conclusão que, de facto, a comunicação não funciona com todos os smartphones. Como não existiu nenhum que pudesse realmente comunicar com o *EPOC+*, o desenvolvimento da aplicação não foi possível.

Ainda no ambiente de incompatibilidades da *Emotiv*, uma das ideias para a plataforma Web seria a possibilidade de deteção em tempo real, sendo que esta funcionalidade poderia entusiasmar os alunos na aprendizagem. No entanto, as incompatibilidades entre sistemas operativos, uma vez que o *EPOC+* só comunica com sistemas operativos *Windows* 32 bits que possuam um compilador da *Microsoft Visual* de 2010, fazem com que esta funcionalidade se torne impossível.

No fim, apesar da existência de certas dificuldades ao longo do caminho, tais como a aquisição de sinais de EEG utilizando um sistema proprietário ou a utilização de tecnologias nunca antes utilizadas por mim para desenvolver a plataforma Web, é possível concluir que este projeto conseguiu responder às tarefas/objetivos planeados, oferecendo-me as ferramentas e competências necessárias para a próxima etapa da vida.

6.2 Trabalho Futuro

Teria sido interessante a realização de uma validação cruzada de forma a consolidar os resultados obtidos, mas tal não aconteceu devido a questões relacionadas com o tempo, uma vez que, só com uma única combinação, o treino dos classificadores demorou cerca de 2/3 meses. Assim, como trabalho futuro, este tipo de abordagem deveria de ser aplicada. Pelo mesmo raciocínio, deveria ser feito um estudo para outro grupo de valores referentes ao tamanho e avanço das janelas deslizantes.

Por último, este sistema pode ser aplicado em diferentes situações e não apenas na condução, como por exemplo, em trabalhos fabris onde o operário possui um trabalho repetitivo, capaz de induzir sonolência. Existindo a comunicação com o *EPOC+*, é possível a detecção de outros processos fisiológicos, bastando apenas alterar a metodologia a utilizar. Por exemplo, seria possível fazer a identificação do nível de atenção de um aluno numa aula, ou a monitorização de pessoas com doenças relacionadas com o cérebro. Ainda sobre a sonolência, poderia ser interessante utilizar os giroscópios presentes no equipamento para análise de movimentos da cabeça e, conseqüentemente, estabelecer a correlação com a sonolência.

Bibliografia

- [1] Harvey R Colten and Bruce M Altevogt. *Sleep disorders and sleep deprivation*. Institute of Medicine, 2006.
- [2] Mary A. Carskadon and William C. Dement. Normal human sleep : An overview. *Principles and practice of sleep medicine*, (5):16–26, 2011.
- [3] American sleep association. <http://www.sleepassociation.org/patients-general-public/what-is-sleep/>, . (Acedido a 25 Out 2016).
- [4] Aldo Antônio Santos Jr. and Carla Komnitski. A condução veicular e o distúrbio do sono. *Ordem pública e defesa social*, 4(1 e 2):11–120, 2011.
- [5] Diogo Costa. A fadiga na condução. *Autoridade Nacional Segurança Rodoviária*, 2014.
- [6] Narelle L. Haworth, Colleen J. Heffernan, and Eric J. Horne. Fatigue in truck accidents. *Monash University Accident Research Centre*, 1989.
- [7] Maycock G. Driver sleepiness as a factor in car and hgv accidents. *Transport Research Laboratory (TRL), Crowthorne, Berkshire, UK*, 1995.
- [8] J A Horne and L A Reyner. Sleep related vehicle accidents. *BMJ*, 310(6979):565–567, 1995. doi: 10.1136/bmj.310.6979.565.

- [9] J. Horne and L. Reyner. Vehicle accidents related to sleep: a review. *Occupational and Environmental Medicine*, 56(5):289–294, 1999. doi: 10.1136/oem.56.5.289.
- [10] European road safety observatory. http://erso.swov.nl/knowledge/Fixed/55_fatigue/fatigue.pdf. (Acedido a 25 Out 2016).
- [11] Doris Moser, Peter Anderer, Georg Gruber, Silvia Parapatics, Erna Loretz, Marion Boeck, Gerhard Kloesch, Esther Heller, Andrea Schmidt, and Heidi et al. Danker-Hopfe. Sleep classification according to aasm and rechtschaffen & kales: Effects on sleep scoring parameters. *Sleep*, 32(2):139–149, 2009. doi: 10.1093/sleep/32.2.139.
- [12] Sleep foundation. <http://sleepfoundation.org/sites/default/files/SleepWakeCycle.pdf>, . (Acedido a 25 Out 2016).
- [13] Maurice M. Ohayon, Mary A. Carskadon, Christian Guilleminault, and Michael V. Vitiello. Meta-analysis of quantitative sleep parameters from childhood to old age in healthy individuals: Developing normative sleep values across the human lifespan. *Sleep*, 27(7):1255–1273, 2004. doi: 10.1093/sleep/27.7.1255.
- [14] Sleep foundation. <http://sleepfoundation.org/how-sleep-works/what-happens-when-you-sleep>, . (Acedido a 25 Out 2016).
- [15] M. Gillette and S. Abbott. Fundamentals of the circadian system. *Basics of Sleep Guide*, M. Opp, Ed., *Sleep Research Society*, 27(7):131–138, 2005.
- [16] Clifford B. Saper, Thomas E. Scammell, and Jun Lu. Hypothalamic regulation of sleep and circadian rhythms. *Nature*, 437(7063):1257–1263, 2005. doi: 10.1038/nature04284.

- [17] I.N. Karatsoreos and R. Silver. Chronobiology: biological timekeeping. *Physiology and Behavior*, 82(5):927–929, 2004. doi: 10.1016/j.physbeh.2004.07.001.
- [18] Slobodan Ribaric, Juraj Lovrencic, and Nikola Pavesic. A neural-network-based system for monitoring driver fatigue. *Melecon 2010 - 2010 15th IEEE Mediterranean Electrotechnical Conference*, pages 1356–1361, 2010. doi: 10.1109/melcon.2010.5475993.
- [19] R. Grace, V.E. Byrne, D.M. Bierman, J.-M. Legrand, D. Gricourt, B.K. Davis, J.J. Staszewski, and B. Carnahan. A drowsy driver detection system for heavy vehicles. *Digital Avionics Systems Conference. Proceedings*, pages I36–1–I38–8.
- [20] Richard Grace. Drowsy driver monitor and warning system. *International Driving Symposium on Human Factors in Driver Assessment, Training and Vehicle Design*, pages 64–69, 2001.
- [21] Chin-Teng Lin, Ruei-Cheng Wu, Tzyy-Ping Jung, Sheng-Fu Liang, and Teng-Yi Huang. Estimating driving performance based on eeg spectrum analysis. *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing*, 2005 (19):3165–3174, 2005. doi: 10.1155/asp.2005.3165.
- [22] Chin-Teng Lin, Ruei-Cheng Wu, Sheng-Fu Liang, Wen-Hung Chao, Yu-Jie Chen, and Tzyy-Ping Jung. Eeg-based drowsiness estimation for safety driving using independent component analysis. *IEEE Transactions on Circuits and Systems I: Regular Papers*, 52(12):2726–2738, 2005. doi: 10.1109/tcsi.2005.857555.

- [23] Chin-Teng Lin, Li-Wei Ko, I-Fang Chung, Teng-Yi Huang, Yu-Chieh Chen, Tzyy-Ping Jung, and Sheng-Fu Liang. Adaptive eeg-based alertness estimation system by using ica-based fuzzy neural networks. *IEEE Transactions on Circuits and Systems I: Regular Papers*, 53(11):2469–2476, 2006. doi: 10.1109/tcsi.2006.884408.
- [24] Nikhil R Pal, Chien-Yao Chuang, Li-Wei Ko, Chih-Feng Chao, Tzyy-Ping Jung, Sheng-Fu Liang, and Chin-Teng Lin. Eeg-based subject- and session-independent drowsiness detection: An unsupervised approach. *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing*, 2008(1):519480, 2008. doi: 10.1155/2008/519480.
- [25] Griet Goovaerts, Ad Denissen, Milica Milosevic, Geert Boxtel, and Sabine Van Huffel. Advanced eeg processing for the detection of drowsiness in drivers. *Proceedings of the International Conference on Bio-inspired Systems and Signal Processing - Volume 1: BIOSIGNALS, (BIOSTEC 2014)*, pages 205–212, 2014.
- [26] M.Kemal Kiymik, Mehmet Akin, and Abdulhamit Subasi. Automatic recognition of alertness level by using wavelet transform and artificial neural network. *Journal of Neuroscience Methods*, 139(2):231–240, 2004. doi: 10.1016/j.jneumeth.2004.04.027.
- [27] A SUBASI. Automatic recognition of alertness level from eeg by using neural network and wavelet coefficients. *Expert Systems with Applications*, 28(4):701–711, 2005. doi: 10.1016/j.eswa.2004.12.027.
- [28] Drowsiness detection based on eeg signal analysis using emd and trained neural network. *International Journal of Science and Research (IJSR)*, 2(10):157–161, 2013.

- [29] Zahra Mardi, Seyedeh Ashtiani, and Mohammad Mikaili. Eeg based drowsiness detection for safe driving using chaotic features and statistical tests. *Journal of Medical Signals and Sensors*, pages 130–137, 2011.
- [30] M. Patel, S.K.L. Lal, D. Kavanagh, and P. Rossiter. Applying neural network analysis on heart rate variability data to assess driver fatigue. *Expert Systems with Applications*, 38(6):7235–7242, 2011. doi: 10.1016/j.eswa.2010.12.028.
- [31] Mehmet Akin, Muhammed B. Kurt, Necmettin Sezgin, and Muhittin Bayram. Estimating vigilance level by using eeg and emg signals. *Neural Computing and Applications*, 17(3):227–236, 2007. doi: 10.1007/s00521-007-0117-7.
- [32] Gugo Silva, André Lourenço, Filipe Canento, Ana Fred, and Nuno Raposo. Ecg biometrics: Principles and applications. *Proceedings of the International Conference on Bio-inspired Systems and Signal Processing*, pages 215–220, 2013. doi: 10.5220/0004243202150220.
- [33] R. Silipo and C. Marchesi. Artificial neural networks for automatic ecg analysis. *IEEE Transactions on Signal Processing*, 46(5):1417–1425, 1998. doi: 10.1109/78.668803.
- [34] Bob J.A. Schijvenaars, Jan A. Kors, Gerard van Herpen, Fred Kornreich, and Jan H. van Bommel. Effect of electrode positioning on ecg interpretation by computer. *Journal of Electrocardiology*, 30(3):247–256, 1997. doi: 10.1016/s0022-0736(97)80010-6.
- [35] Nottingham.ac.uk. <http://www.nottingham.ac.uk>. (Acedido a 25 Out 2016).

- [36] M. B. I. Reaz, M. S. Hussain, and F. Mohd-Yasin. Techniques of emg signal analysis: detection, processing, classification and applications (correction). *Biological Procedures Online*, 8(1):163–163, 2006. doi: 10.1251/bpo124.
- [37] G Rau and C Disselhorst-Klug. Principles of high-spatial-resolution surface emg (hsr-emg): single motor unit detection and application in the diagnosis of neuromuscular disorders. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 7(4):233–239, 1997. doi: 10.1016/s1050-6411(97)00007-2.
- [38] S. Venkataramanan, Pranay Prabhat, Shubhodeep Roy Choudhury, Harshal B. Nemade, and J.S. Şallanlbi. Biomedical instrumentation based on electrooculogram (eog) signal processing and application to a hospital alarm system. *IEEE*, pages 535–540, 2005.
- [39] Zhao Lv, Xiaopei Wu, Mi Li, and Chao Zhang. Implementation of the eog-based human computer interface system. *IEEE*, pages 2188–2191, 2008.
- [40] Thum Chia Chieh, Mohd. Marzuki Mustafa, Aini Hussain, Seyed Farshad Hendi, and Burhanuddin Yeop Majlis. Development of vehicle driver drowsiness detection system using electrooculogram (eog). *2005 1st International Conference on Computers, Communications, and Signal Processing with Special Track on Biomedical Engineering*, 2005. doi: 10.1109/ccsp.2005.4977181.
- [41] *Principles of Electroencephalography*. CRC Press LLC, 2000.
- [42] M. Teplan. Fundamentals of eeg measurement. *Occup Environ Med*, (2), 2002.

- [43] Hong Zeng, Aiguo Song, Ruqiang Yan, and Hongyun Qin. Eeg artifact correction from eeg recording using stationary subspace analysis and empirical mode decomposition. *Sensors*, 13(11):14839–14859, 2013. doi: 10.3390/s131114839.
- [44] Danny Oude Bos. Eeg-based emotion recognition: The influence of visual and auditory stimuli. 2007.
- [45] Marc Saab. Basic concepts of surface electroencephalography and signal processing as applied to the practice of biofeedback. *Association for Applied Psychophysiology and Biofeedback*, (36):128–133, 2008.
- [46] *10/20 System Positioning Manual*. (Acedido a 25 Out 2016).
- [47] Smart cap. <http://www.smartcaptech.com/>. (Acedido a 25 Out 2016).
- [48] Optalert. <http://www.optalert.com/>. (Acedido a 25 Out 2016).
- [49] F. Sugawara, H. Ueno, M. Kaneda, J. Koreishi, R. Shirato, and N. Fukushima. Development of nissan’s asv. *Proceedings of Conference on Intelligent Vehicles*. doi: 10.1109/ivs.1996.566387.
- [50] Samantha Murphy. Nissan’s drowsiness-detection alert wakes you up if you fall asleep at the wheel. <http://mashable.com/2015/04/02/nissan-drowsy-alert/#bkhSZbhnXPq1>. (Acedido a 25 Out 2016).
- [51] Nissan online newsroom. <http://nissannews.com/en-US/nissan/usa/releases>. (Acedido a 25 Out 2016).
- [52] Paul Murrell. Nissan’s driver attention alert helps detect drowsy driving | practical motoring. <http://practicalmotoring.com.au/car-news/>

- nissans-driver-attention-alert-helps-detect-drowsy-driving. (Acedido a 25 Out 2016).
- [53] logidrowsine. http://www.logicbricks.com/Documentation/Datasheets/IP/logiDROWSINE_hds.pdf. (Acedido a 25 Out 2016).
- [54] B. Kemp, A.H. Zwinderman, B. Tuk, H.A.C. Kamphuisen, and J.J.L. Obery. Analysis of a sleep-dependent neuronal feedback loop: the slow-wave microcontinuity of the eeg. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 47(9):1185–1194, 2000. doi: 10.1109/10.867928.
- [55] Physionet. <http://physionet.org/physiobank/database/sleep-edfx/>. (Acedido a 25 Out 2016).
- [56] Drugs.com. <https://www.drugs.com/temazepam.html>. (Acedido a 25 Out 2016).
- [57] Teuniz.net. <http://www.teuniz.net/edfbrowser/>. (Acedido a 25 Out 2016).
- [58] Mathworks. <http://www.mathworks.com/help/matlab/ref/var.html>. (Acedido a 25 Out 2016).
- [59] Mathworks. http://www.mathworks.com/help/stats/skewness.html?s_tid=srchtitle. (Acedido a 25 Out 2016).
- [60] Jacob Weiner and Otto T. Solbrig. The meaning and measurement of size hierarchies in plant populations. *Oecologia*, 61(3):334–336, 1984. doi: 10.1007/bf00379630.
- [61] David Ruppert. What is kurtosis? an influence function approach. *The American Statistician*, 41(1):1–5, 1987. doi: 10.1080/00031305.1987.10475431.

- [62] Lawrence T. DeCarlo. On the meaning and use of kurtosis. *Psychological Methods*, 2(3):292–307, 1997. doi: 10.1037//1082-989x.2.3.292.
- [63] Bo Hjorth. Eeg analysis based on time domain properties. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 29(3):306–310, 1970. doi: 10.1016/0013-4694(70)90143-4.
- [64] Mathworks. <http://www.mathworks.com/help/signal/ref/pwelch.html>. (Acedido a 25 Out 2016).
- [65] María Dolores Esteban and Domingo Morales. A summary on entropy statistics. *Kybernetika*, 31:337–346, 1995.
- [66] <http://www.mathworks.com/help/signal/ref/bandpower.html>. (Acedido a 25 Out 2016).
- [67] Yi-Wei Chen and Chih-Jen Lin. Combining svms with various feature selection strategies.
- [68] J A Hanley and B J McNeil. The meaning and use of the area under a receiver operating characteristic (roc) curve. *Radiology*, 143(1):29–36, 1982. doi: 10.1148/radiology.143.1.7063747.
- [69] Tom Fawcett. An introduction to roc analysis. *Pattern Recognition Letters*, 27(8):861–874, 2006. doi: 10.1016/j.patrec.2005.10.010.
- [70] Jens C. Pruessner, Clemens Kirschbaum, Gunther Meinlschmid, and Dirk H Hellhammer. Two formulas for computation of the area under the curve represent measures of total hormone concentration versus time-dependent change. *Psychoneuroendocrinology*, 28(7):916–931, 2003. doi: 10.1016/s0306-4530(02)00108-7.

- [71] Mathworks. <https://www.mathworks.com/help/matlab/ref/corrcoef.html>. (Acedido a 25 Out 2016).
- [72] Philip Sedgwick. Pearson's correlation coefficient. *BMJ*, page 2, 2012.
- [73] Mathworks. <http://www.mathworks.com/help/stats/kruskalwallis.html>. (Acedido a 25 Out 2016).
- [74] Elvar Theodorsson-Norheim. Kruskal-wallis test: Basic computer program to perform nonparametric one-way analysis of variance and multiple comparisons on ranks of several independent samples. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 23(1):57–62, 1986. doi: 10.1016/0169-2607(86)90081-7.
- [75] Mohamad I. Hejazi and Ximing Cai. Input variable selection for water resources systems using a modified minimum redundancy maximum relevance (mmrmr) algorithm. *Advances in Water Resources*, 32(4):582–593, 2009. doi: 10.1016/j.advwatres.2009.01.009.
- [76] Monalisa Mandal and Anirban Mukhopadhyay. An improved minimum redundancy maximum relevance approach for feature selection in gene expression data. *Procedia Technology*, 10:20–27, 2013. doi: 10.1016/j.protcy.2013.12.332.
- [77] Markus Ringnér. What is principal component analysis? *Nature Biotechnology*, 26(3):303–304, 2008. doi: 10.1038/nbt0308-303.
- [78] Ralph B. D'agostino and Heidy K. Russell. Scree test. *Encyclopedia of Biostatistics*, 2005. doi: 10.1002/0470011815.b2a10082.
- [79] Pádraig Cunningham and Sarah Jane Delany. K-nearest neighbour classifiers. pages 1–17, 2007.

- [80] Kevin Beyer, Jonathan Goldstein, Raghu Ramakrishnan, and Uri Shaft. When is "nearest neighbor" meaningful? *Springer-Verlag Berlin Heidelberg*, pages 217–235, 1998.
- [81] Ana Carolina Lorena and André Carvalho. Uma introdução às support vector machines. *RITA*, XIV(2):4–67, 2007.
- [82] Marti A. Hearst. Support vector machines. *IEEE Intelligent Systems*, pages 18–28, 2017.
- [83] Harry Zhang. The optimality of naive bayes. *American Association for Artificial Intelligence*, 2004.
- [84] I. Rish. An empirical study of the naive bayes classifier. 2001.
- [85] Daniel Svozil, Vladimir Kvasnicka, and Jiri Pospichal. Introduction to multi-layer feed-forward neural networks. *Chemometrics and Intelligent Laboratory Systems*, 39(1):43–62, 1997. doi: 10.1016/s0169-7439(97)00061-0.
- [86] Emotiv. <https://www.emotiv.com/epoc/>, . (Acedido a 25 Out 2016).
- [87] http://neurofeedback.visaduma.info/emotivresearch_o.htm, . (Acedido a 25 Out 2016).

Apêndice A

Terminologia usada

Este apêndice descreve todas as designações, bem como os respectivos significados, usadas ao longo deste documento. Assim, estão incluídas as terminologias e descrições dos registos da base de dados, *labels* definidas para a classificação, *features* extraídas dos sinais de EEG e das metodologias abordadas para a análise.

A.1 Registos

TABELA A.1: Designação e respetivo nome dos registos da base de dados.

Designação	Nome	Designação	Nome
4001	SC4001E0-PSG	4101	SC4101E0-PSG
4002	SC4002E0-PSG	4102	SC4102E0-PSG
4011	SC4011E0-PSG	4111	SC4111E0-PSG
4012	SC4012E0-PSG	4112	SC4112E0-PSG
4021	SC4021E0-PSG	4121	SC4121E0-PSG
4022	SC4022E0-PSG	4122	SC4122E0-PSG
4031	SC4031E0-PSG	4131	SC4131E0-PSG
4032	SC4032E0-PSG	4141	SC4141E0-PSG
4041	SC4041E0-PSG	4142	SC4142E0-PSG
4042	SC4042E0-PSG	4151	SC4151E0-PSG
4051	SC4051E0-PSG	4152	SC4152E0-PSG
4052	SC4052E0-PSG	4161	SC4161E0-PSG
4061	SC4061E0-PSG	4162	SC4162E0-PSG
4062	SC4062E0-PSG	4171	SC4171E0-PSG
4071	SC4071E0-PSG	4172	SC4172E0-PSG
4072	SC4072E0-PSG	4181	SC4181E0-PSG
4081	SC4081E0-PSG	4182	SC4182E0-PSG
4082	SC4082E0-PSG	4191	SC4191E0-PSG
4091	SC4091E0-PSG	4192	SC4192E0-PSG
4092	SC4092E0-PSG		

A.2 *Labels*

TABELA A.2: Designação e descrição das *labels* utilizadas.

Designação	Descrição
<i>label 0</i>	<i>label</i> para o estado acordado
<i>label 1</i>	<i>label</i> para o estado de sonolência

A.3 Features

TABELA A.3: Número e descrição de cada uma das *features* calculadas

Número	Descrição
1	Média aritmética
2	Variância
3	Assimetria
4	Kurtosis
5	Complexidade (coeficiente de Hjorth)
6	Mobilidade (coeficiente de Hjorth)
7	Entropia
8	Average Power
9	Power Spectrum Density
10	Potencia relativa na banda delta do sinal de EEG
11	Potencia relativa na banda teta do sinal de EEG
12	Potencia relativa na banda alfa do sinal de EEG
13	Potencia relativa na banda beta do sinal de EEG

A.4 Metodologias

TABELA A.4: Designação e descrição dos classificadores utilizados.

Designação	Descrição
nb	<i>Naive Bayes</i>
knn	<i>K-Nearest Neighbors</i>
svm_rbf	SVM (função <i>kernel</i> : base radial)
svm_mlp	SVM (função <i>kernel</i> : percetrão de multi-camada)
pp_harlim_learnp	Percetrão (função transferência: <i>Hardlim</i> , função de treino: <i>Learnp</i>)
pp_harlim_learnpn	Percetrão (função transferência: <i>Hardlim</i> , função de treino: <i>Learnpn</i>)
ff_2_logsig	<i>Feed-Forward</i> (1 camada intermédia, função de transferência: <i>Logsig</i>)
ff_2_tansig	<i>Feed-Forward</i> (1 camada intermédia, função de transferência: <i>Tansig</i>)
ff_3_logsig	<i>Feed-Forward</i> (2 camadas intermédias, função de transferência: <i>Logsig</i>)
ff_3_tansig	<i>Feed-Forward</i> (2 camadas intermédias, função de transferência: <i>Tansig</i>)

Apêndice: A

TABELA A.5: Descrição da estrutura da rede neuronal *Feed-Forward*, n^o de neurónios entrada-n^o de neurónios das camadas intermédias-n^o de neurónios de saída.

Classificador	Posição do sinal	PCA	Sem atraso	Atraso 01	Atraso 12	Atraso 012	Atraso 23	Atraso 2
ff_2_logsig	Fpz-Cz	N	7-(4)-1	14-(7)-1	14-(7)-1	21-(10)-1	14-(7)-1	7-(4)-1
		Y	2-(1)-1	4-(2)-1	4-(2)-1	6-(3)-1	4-(2)-1	2-(1)-1
	Pz-Oz	N	5-(3)-1	10-(5)-1	10-(5)-1	15-(8)-1	10-(5)-1	5-(3)-1
		Y	2-(1)-1	4-(2)-1	4-(2)-1	6-(3)-1	4-(2)-1	2-(1)-1
	Fpz-Cz+Pz-Oz	N	12-(6)-1	24-(12)-1	24-(12)-1	36-(18)-1	24-(12)-1	12-(6)-1
		Y	2-(1)-1	4-(2)-1	4-(2)-1	6-(3)-1	4-(2)-1	2-(1)-1
ff_3_logsig	Fpz-Cz	N	7-(4-2)-1	14-(7-3)-1	14-(7-3)-1	21-(11-5)-1	14-(7-3)-1	7-(4-2)-1
	Pz-Oz	N	5-(3-2)-1	10-(7-4)-1	10-(7-4)-1	15-(10-5)-1	10-(7-4)-1	5-(3-2)-1
	Fpz-Cz+Pz-Oz	N	12-(6-3)-1	24-(12-6)-1	24-(12-6)-1	36-(18-9)-1	24-(12-6)-1	12-(6-3)-1

Apêndice B

Seleção de *Features*

Neste apêndice encontram-se, de forma mais detalhada, os valores obtidos pelos vários métodos de seleção. Para mais informação acerca da terminologia usada em cada uma das tabelas, consultar o apêndice A.

B.1 *F-Score*

TABELA B.1: Resultado obtido do F-Score para o sinal EEG localizado na posição Fpz-Cz e janela com tamanho de 20s e avanço de 2s.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
4001	6,91E-05	2,79	0,04	0,07	1,64	0,26	0,57	2,79	2,79	0,04	0,87	0,68	0,16
4002	4,92E-05	3,02	0,01	0,10	2,71	0,01	0,55	3,02	3,02	0,03	0,83	0,51	0,00
4011	1,59E-04	20,48	6,12E-04	0,05	1,09	1,58	0,36	20,48	20,48	0,04	0,48	0,89	0,93
4012	2,06E-06	44,53	1,99E-03	0,04	0,99	1,17	0,25	44,53	44,53	0,07	0,37	0,81	0,62
4021	3,22E-05	4,90	1,84E-04	0,05	0,04	0,51	0,07	4,90	4,90	0,24	0,27	0,65	0,57
4022	2,61E-05	7,68	3,56E-03	0,00	4,79E-03	0,55	0,18	7,68	7,68	0,03	0,42	0,60	0,48
4031	4,06E-05	3,25	9,22E-04	0,02	0,72	0,00	3,53E-04	3,25	3,25	0,19	0,03	0,39	0,03
4032	1,58E-04	5,67	7,13E-04	0,04	0,59	0,24	0,06	5,66	5,66	0,67	0,10	0,69	0,37
4041	6,80E-05	19,80	0,02	0,00	0,08	1,15	0,25	19,79	19,79	0,94	0,34	0,96	0,94
4042	1,63E-05	23,58	0,01	0,02	0,05	0,58	0,06	23,57	23,57	0,97	0,06	0,84	0,50
4051	3,15E-06	90,69	0,00	0,02	0,55	1,71	0,91	90,71	90,71	0,89	1,64	0,67	0,49
4052	1,98E-05	78,20	0,01	1,73E-04	0,25	1,74	0,88	78,20	78,20	1,15	1,21	0,52	0,77
4061	1,15E-04	50,50	0,00	0,02	2,52	0,05	0,09	50,49	50,49	0,94	0,44	0,68	0,15
4062	3,70E-06	9,26	0,01	0,01	0,89	0,12	0,09	9,25	9,25	0,32	0,21	0,36	0,25
4071	2,36E-06	3,61	0,03	0,03	0,98	0,26	0,14	3,61	3,61	0,38	0,43	0,80	0,25
4072	7,64E-05	7,56	0,02	4,92E-04	1,60	0,04	0,17	7,56	7,56	0,92	0,59	0,83	0,05
4081	2,39E-04	1,52	0,02	2,06E-03	2,10	0,47	0,21	1,52	1,52	0,48	0,58	0,74	0,56
4082	5,38E-04	8,33	0,00	0,05	0,66	0,21	0,07	8,33	8,33	0,24	0,15	0,46	0,23
4091	6,07E-04	7,54	0,02	0,01	0,47	0,07	0,23	7,53	7,53	0,10	0,01	0,12	0,01
4092	1,48E-05	4,28	0,01	3,57E-04	0,15	0,72	0,29	4,28	4,28	0,02	0,02	0,05	0,56
4101	1,63E-05	19,28	0,01	0,02	0,84	1,59	0,33	19,27	19,27	0,28	0,58	1,92	1,21
4102	1,82E-05	39,59	3,83E-04	0,03	0,56	1,43	0,17	39,59	39,59	0,16	0,28	1,17	1,38
4111	9,79E-04	39,43	2,00E-03	0,04	0,83	0,50	1,33	39,43	39,43	0,29	0,03	0,01	0,83
4112	1,12E-03	3,37	0,01	0,06	0,69	0,30	0,33	3,37	3,37	3,88E-03	0,04	0,04	0,15
4121	3,12E-04	22,76	0,01	0,00	1,02	3,55E-03	0,07	22,76	22,76	1,70E-03	0,38	0,26	4,70E-03
4122	1,51E-04	22,22	4,84E-04	0,06	1,23	0,03	0,16	22,22	22,22	0,02	0,50	0,19	0,01
4131	8,47E-04	7,01	0,01	8,67E-05	0,65	0,04	0,01	7,01	7,01	0,64	0,07	0,23	0,17
4141	9,56E-05	13,84	0,01	0,01	1,47	3,20E-03	0,11	13,84	13,84	0,00	0,23	0,35	0,03
4142	1,99E-03	7,37	0,03	0,03	1,67	0,01	0,09	7,37	7,37	0,08	0,33	0,55	0,06
4151	2,60E-04	13,68	3,09E-04	7,76E-04	0,52	0,20	0,19	13,68	13,68	0,54	0,30	0,07	0,24
4152	3,72E-05	3,28	0,03	0,01	0,72	0,51	0,21	3,28	3,28	0,19	0,31	0,01	0,41
4161	8,53E-06	37,50	1,20E-04	0,16	0,06	0,03	0,07	37,50	37,50	0,73	3,15E-03	0,26	0,12
4162	7,16E-06	7,12	3,98E-03	0,06	0,25	0,01	0,04	7,12	7,12	0,52	0,05	0,07	0,09
4171	3,39E-05	0,84	0,02	3,13E-03	1,62	1,23	0,07	0,84	0,84	0,39	0,03	0,28	2,19
4172	5,04E-04	0,90	0,01	2,74E-03	0,39	0,00	3,41E-05	0,90	0,90	0,17	0,37	0,02	0,01
4181	1,84E-05	20,42	0,01	0,03	0,49	0,57	0,45	20,43	20,43	0,50	2,22	0,63	0,23
4182	1,22E-04	27,37	3,73E-03	7,07E-04	1,69	0,27	0,42	27,37	27,37	1,41	1,83	0,64	0,10
4191	2,27E-05	3,55	7,54E-04	0,03	0,80	1,23E-03	0,03	3,55	3,55	0,22	0,23	0,20	0,02
4192	1,04E-07	5,66	4,46E-03	0,02	0,72	8,41E-05	0,06	5,66	5,66	0,06	0,47	0,22	1,99E-03

TABELA B.2: Resultado obtido do F-Score para o sinal EEG localizado na posição Pz-Oz e janela com tamanho de 20s e avanço de 2s.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
4001	1.75E-05	0.02	0.03	0.01	3.01	6.13	0.48	0.02	0.02	0.12	0.40	1.90E-03	31.62
4002	6.67E-04	0.05	1.32E-08	2.40E-03	3.26	11.60	1.56	0.05	0.05	0.35	0.19	0.57	64.26
4011	4.91E-04	0.06	2.09E-03	0.03	0.40	3.48	1.90	0.06	0.06	0.37	0.01	0.04	7.89
4012	3.09E-04	0.01	0.02	0.01	0.76	4.43	1.15	0.01	0.01	0.46	0.06	2.53E-03	9.54
4021	9.48E-05	0.12	0.03	0.05	0.46	5.69	3.97	0.12	0.12	0.29	0.02	0.15	16.58
4022	8.80E-08	0.01	0.05	2.89E-03	1.84	16.25	4.64	0.01	0.01	0.55	8.60E-04	0.14	72.92
4031	6.82E-06	0.06	0.11	0.01	3.44	9.04	3.02	0.06	0.06	0.68	0.11	3.53E-04	29.86
4032	2.17E-05	0.74	0.12	5.19E-05	2.70	11.04	4.33	0.74	0.74	0.82	0.38	0.12	34.11
4041	1.60E-06	1.61E-03	0.02	5.02E-05	0.72	3.20	0.52	1.61E-03	1.61E-03	0.28	0.29	0.02	6.08
4042	4.46E-06	0.01	0.01	0.01	9.78E-04	3.25	2.12	0.01	0.01	0.28	0.10	3.18E-04	6.98
4051	2.11E-05	3.76	0.03	0.13	3.26	2.86	0.01	3.76	3.76	0.01	1.18	0.06	10.44
4052	9.77E-05	0.26	0.01	0.03	3.43	2.57	0.08	0.26	0.26	1.67E-04	0.41	1.34E-03	16.77
4061	1.28E-05	0.06	3.46E-04	1.25E-03	1.08	3.64	0.95	0.06	0.06	0.39	0.46	0.09	5.36
4062	8.05E-07	0.79	0.02	1.51E-04	1.04	4.44	1.65	0.79	0.79	0.46	0.22	0.02	8.97
4071	3.18E-07	0.01	0.03	0.13	0.35	7.11	5.34	0.01	0.01	0.39	1.41E-04	0.04	12.69
4072	1.21E-05	0.06	0.14	0.46	0.38	6.85	4.75	0.06	0.06	0.48	4.35E-04	0.02	11.63
4081	2.57E-05	0.01	2.16E-03	2.56E-04	2.63	0.67	0.24	0.01	0.01	0.03	3.44E-03	0.33	3.02
4082	8.21E-04	1.37E-04	0.03	0.01	1.58	0.82	0.19	1.37E-04	1.37E-04	0.02	0.03	0.07	2.64
4091	1.40E-03	0.24	0.11	0.01	0.01	5.00	4.34	0.24	0.24	0.67	1.52E-04	0.19	9.54
4092	1.84E-08	0.02	0.02	0.04	4.23E-03	9.44	5.30	0.02	0.02	0.85	0.04	0.27	19.56
4101	2.01E-05	0.16	1.85E-05	1.32E-04	1.91	0.48	0.02	0.16	0.16	0.11	1.40E-03	0.04	0.40
4102	3.19E-05	0.53	0.01	4.77E-03	1.93	0.80	0.06	0.53	0.53	0.06	0.06	0.08	0.41
4111	3.94E-05	0.65	0.01	0.24	0.44	6.00	1.41	0.65	0.65	0.53	0.34	1.05E-03	26.70
4112	3.55E-04	0.21	0.04	0.08	0.18	10.26	4.03	0.21	0.21	1.55	0.08	0.82	31.86
4121	8.89E-05	0.13	9.93E-04	0.08	4.24	6.95	1.82	0.13	0.13	0.37	0.03	0.20	32.42
4122	3.98E-05	0.03	2.53E-04	0.13	5.45	4.72	0.40	0.03	0.03	0.57	0.16	0.16	22.11
4131	4.71E-04	0.01	0.01	7.71E-04	0.84	1.31	0.76	0.01	0.01	0.00	0.07	0.13	1.15
4141	5.76E-05	0.55	0.06	7.58E-04	4.89	6.47	0.72	0.55	0.55	0.87	0.14	1.03E-04	7.56
4142	1.83E-03	0.12	0.03	1.96E-03	2.20	6.37	0.40	0.12	0.12	0.95	0.20	0.01	7.86
4151	9.54E-07	7.49	0.02	0.01	2.70	4.66	0.21	7.49	7.49	0.21	0.90	2.36E-03	6.69
4152	1.97E-05	2.55	0.05	0.06	0.81	6.60	3.79	2.55	2.55	2.33	1.67	0.01	7.83
4161	8.96E-06	1.06	0.02	0.01	2.08	0.23	0.05	1.06	1.06	0.30	0.27	0.20	0.16
4162	7.50E-05	0.00	2.16E-04	1.06E-03	1.20	1.47	0.46	1.34E-03	1.34E-03	2.96E-03	0.05	0.12	1.21
4171	2.06E-05	8.56	0.01	0.02	2.38	0.98	0.03	8.56	8.56	0.54	0.33	0.71	2.97
4172	2.21E-08	12.30	3.08E-03	0.06	1.42	3.24E-03	0.12	12.29	12.29	0.16	0.50	0.05	0.37
4181	2.99E-04	0.23	0.03	0.02	0.81	3.11	0.98	0.23	0.23	0.04	1.23	0.13	4.64
4182	1.00E-06	0.71	0.05	0.04	1.39	15.25	2.57	0.71	0.71	0.15	1.16	0.02	60.90
4191	6.68E-06	1.99E-05	7.48E-05	0.01	1.84	0.27	5.16E-04	2.04E-05	2.04E-05	1.78E-05	0.12	0.14	0.21
4192	2.52E-04	0.35	0.01	0.01	1.13	0.47	4.40E-03	0.35	0.35	0.08	0.31	0.17	0.32

TABELA B.3: Resultado obtido do F-Score para o sinal EEG localizado na posição Fpz-Cz e janela com tamanho de 10s e avanço de 2s.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
4001	4,41E-05	3,79	0,02	0,05	1,97	0,18	0,50	3,79	3,79	0,03	0,71	0,55	0,10
4002	1,52E-07	2,88	2,04E-03	0,05	3,58	0,06	0,28	2,88	2,88	0,03	0,67	0,34	0,02
4011	1,09E-04	16,26	1,33E-03	0,02	0,75	1,37	0,44	16,26	16,26	0,04	0,41	0,68	0,73
4012	1,58E-05	39,32	1,50E-03	0,02	0,69	0,99	0,34	39,34	39,34	0,07	0,34	0,65	0,57
4021	8,20E-06	4,56	2,30E-05	0,03	0,06	0,39	0,14	4,56	4,56	0,17	0,23	0,49	0,41
4022	8,71E-06	6,19	1,98E-03	0,00	0,01	0,44	0,24	6,20	6,20	0,02	0,32	0,46	0,37
4031	2,13E-04	3,42	1,04E-03	0,07	0,69	0,00	0,00	3,41	3,41	0,10	0,03	0,28	0,01
4032	3,28E-05	4,28	8,06E-05	0,14	0,56	0,19	0,12	4,28	4,28	0,61	0,10	0,47	0,28
4041	2,23E-05	18,14	0,01	0,00	0,05	0,95	0,35	18,09	18,09	0,69	0,31	0,72	0,72
4042	1,56E-06	19,80	4,24E-03	0,05	0,03	0,50	0,12	19,76	19,76	0,79	0,06	0,63	0,43
4051	1,42E-04	89,29	1,62E-03	0,02	0,64	1,50	1,12	89,37	89,37	0,52	1,22	0,45	0,42
4052	3,17E-06	73,16	4,84E-03	1,54E-08	0,28	1,28	1,07	73,18	73,18	0,78	0,99	0,39	0,51
4061	6,26E-05	45,68	1,30E-05	1,06E-03	2,63	0,02	0,11	45,61	45,61	0,73	0,39	0,55	0,09
4062	5,84E-07	8,06	0,01	1,94E-04	1,05	0,08	0,14	8,05	8,05	0,25	0,20	0,31	0,17
4071	7,39E-06	3,20	0,02	1,69E-02	0,91	0,20	0,16	3,20	3,20	0,25	0,30	0,61	0,18
4072	1,36E-07	7,13	0,01	2,72E-03	1,54	0,03	0,17	7,13	7,13	0,62	0,47	0,64	0,03
4081	4,22E-05	1,49	0,01	1,19E-03	1,73	0,45	0,29	1,49	1,49	0,38	0,50	0,60	0,52
4082	6,46E-05	6,97	4,25E-04	0,04	0,73	0,19	0,12	6,97	6,97	0,17	0,15	0,37	0,21
4091	2,05E-05	15,24	3,25E-03	7,43E-04	0,37	0,04	0,07	15,24	15,24	0,16	0,03	0,11	3,86E-03
4092	1,08E-05	3,49	0,01	0,01	0,14	0,57	0,25	3,48	3,48	0,02	0,02	0,04	0,40
4101	1,36E-04	43,51	0,01	0,01	0,59	1,37	0,47	43,55	43,55	0,22	0,53	1,26	0,84
4102	1,07E-06	39,01	2,69E-04	0,03	0,40	1,10	0,28	39,04	39,04	0,12	0,26	0,84	0,97
4111	3,17E-04	35,12	1,02E-03	0,04	0,93	0,39	0,51	35,09	35,09	0,27	2,48E-05	0,01	0,57
4112	3,34E-04	2,94	3,71E-03	4,47E-06	1,13	0,21	0,14	2,94	2,94	0,01	0,06	0,04	0,08
4121	1,57E-04	15,17	1,47E-03	1,90E-05	1,29	5,19E-04	0,07	15,19	15,19	0,00	0,32	0,17	1,75E-03
4122	5,29E-05	15,35	1,85E-04	0,03	1,24	0,02	0,13	15,37	15,37	0,01	0,36	0,13	0,01
4131	1,42E-06	8,60	0,01	0,01	0,50	0,02	0,00	8,57	8,57	0,60	0,07	0,15	0,11
4141	3,61E-04	17,10	0,01	3,10E-04	1,30	0,01	0,07	17,10	17,10	0,00	0,20	0,22	0,01
4142	1,63E-04	8,14	0,02	3,84E-03	1,33	3,86E-05	0,08	8,15	8,15	0,04	0,33	0,33	0,02
4151	2,77E-05	11,93	7,74E-04	1,26E-03	0,54	0,27	0,10	11,93	11,93	0,35	0,24	0,04	0,30
4152	3,21E-05	3,73	0,01	5,72E-04	0,72	0,63	0,22	3,72	3,72	0,13	0,26	0,01	0,54
4161	2,49E-05	30,17	2,91E-04	0,11	0,05	0,03	0,02	30,18	30,18	0,43	3,20E-04	0,20	0,11
4162	9,85E-07	6,07	1,37E-03	0,09	0,26	8,12E-04	0,02	6,07	6,07	0,40	0,03	0,04	0,05
4171	6,98E-05	0,74	0,01	1,56E-05	2,49	1,16	0,13	0,74	0,74	0,20	0,01	0,10	1,86
4172	1,81E-04	0,88	4,80E-03	0,01	0,50	0,01	4,50E-06	0,88	0,88	0,15	0,37	0,01	0,03
4181	1,03E-05	24,55	0,01	0,01	0,70	0,48	0,40	24,60	24,60	0,46	1,70	0,49	0,17
4182	3,79E-06	21,07	2,32E-03	1,86E-04	1,47	0,23	0,42	21,08	21,08	0,95	1,38	0,52	0,07
4191	6,71E-06	3,37	5,52E-04	0,01	0,84	0,01	0,01	3,37	3,37	0,13	0,20	0,12	1,05E-03
4192	2,61E-08	6,02	1,97E-03	0,01	0,73	0,01	0,04	6,02	6,02	0,04	0,42	0,15	4,99E-04

TABELA B.4: Resultado obtido do F-Score para o sinal EEG localizado na posição Pz-Oz e janela com tamanho de 10s e avanço de 2s.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
4001	3,46E-05	0,02	0,01	5,11E-04	2,99	5,27	1,05	0,02	0,02	0,09	0,34	7,93E-04	25,97
4002	1,60E-04	0,03	1,12E-06	0,01	3,38	9,92	2,29	0,03	0,03	0,23	0,16	0,61	48,27
4011	4,12E-05	0,05	4,81E-03	1,11E-03	0,42	3,25	2,55	0,05	0,05	0,28	0,02	0,03	6,80
4012	1,49E-04	0,01	0,02	2,25E-03	0,83	3,86	1,68	0,01	0,01	0,32	0,07	0,01	7,60
4021	2,42E-06	0,09	0,02	0,10	0,54	5,02	4,00	0,09	0,09	0,23	0,02	0,13	13,72
4022	7,39E-07	3,98E-03	0,03	0,05	1,69	12,78	5,67	0,00	3,98E-03	0,41	0,00	0,11	48,49
4031	1,55E-05	0,05	0,08	0,07	3,62	8,04	4,30	0,05	0,05	0,51	0,13	2,64E-04	22,73
4032	1,95E-04	0,65	0,07	0,01	2,58	10,25	5,82	0,64	0,64	0,63	0,34	0,06	27,10
4041	1,51E-06	2,04E-03	0,01	0,02	0,77	2,98	0,75	0,00	0,00	0,21	0,29	0,02	5,23
4042	4,54E-07	0,01	0,01	0,07	0,01	3,19	2,13	0,01	0,01	0,24	0,12	0,00	6,55
4051	3,51E-04	5,52	0,02	0,05	3,23	2,80	0,04	5,52	5,52	0,01	1,10	0,03	8,91
4052	2,37E-06	0,28	0,01	0,01	2,65	2,46	0,21	0,28	0,28	7,00E-04	0,44	3,34E-06	13,03
4061	1,00E-06	0,04	5,03E-04	0,05	1,35	3,84	0,78	0,04	0,04	0,32	0,43	0,08	5,68
4062	7,40E-05	0,67	0,01	0,03	1,43	4,58	2,91	0,67	0,67	0,37	0,22	0,02	8,74
4071	2,73E-07	0,01	0,02	0,21	0,32	6,49	5,50	0,01	0,01	0,32	8,66E-04	0,03	11,06
4072	1,17E-06	0,05	0,07	0,63	0,35	6,06	4,22	0,05	0,05	0,31	2,50E-03	0,01	10,25
4081	1,44E-05	0,01	1,28E-03	0,00	2,57	0,63	0,56	0,01	0,01	0,02	9,51E-04	0,31	2,60
4082	1,89E-04	3,14E-03	0,01	1,49E-04	1,68	0,80	0,37	0,00	3,15E-03	0,02	0,01	0,05	2,32
4091	1,03E-03	0,29	0,04	0,05	0,09	4,46	4,08	0,29	0,29	0,54	0,01	0,13	7,34
4092	5,23E-06	0,02	0,01	0,12	0,02	8,09	5,64	0,02	0,02	0,63	0,05	0,22	15,91
4101	2,19E-07	0,35	6,65E-05	3,28E-04	1,53	0,45	0,05	0,35	0,35	0,08	3,29E-03	0,03	0,39
4102	2,22E-05	0,41	0,01	0,01	1,84	0,73	0,12	0,41	0,41	0,28	0,05	0,06	0,37
4111	4,15E-05	0,59	2,14E-03	0,41	0,71	5,18	1,71	0,59	0,59	0,43	0,34	2,86E-03	21,10
4112	1,65E-04	0,17	0,02	0,23	0,40	9,33	4,60	0,17	0,17	0,88	0,09	0,63	27,68
4121	3,84E-05	0,08	8,04E-04	0,01	3,57	6,14	2,36	0,08	0,08	0,21	0,04	0,23	25,10
4122	5,91E-05	0,01	1,34E-05	0,05	4,52	4,53	0,83	0,01	0,01	0,37	0,16	0,20	17,19
4131	3,26E-05	0,01	2,77E-03	0,04	0,70	1,19	0,68	0,01	0,01	0,01	0,05	0,10	0,96
4141	7,85E-05	0,55	0,02	0,02	3,97	6,16	1,19	0,55	0,55	0,58	0,15	0,01	6,84
4142	5,21E-04	0,20	0,02	0,05	2,67	5,20	0,70	0,20	0,20	0,54	0,26	0,01	6,19
4151	4,11E-05	7,13	0,01	4,11E-03	3,52	4,72	0,45	7,13	7,13	0,20	0,78	1,75E-03	6,08
4152	9,40E-05	4,84	0,04	0,02	1,16	8,81	3,72	4,85	4,85	1,97	1,66	3,64E-03	8,92
4161	1,83E-09	0,89	0,01	0,01	2,31	0,27	0,01	0,89	0,89	0,22	0,25	0,18	0,17
4162	1,81E-05	0,00	6,98E-04	0,04	1,21	1,33	0,49	8,45E-04	0,00	0,00	0,03	0,09	0,99
4171	3,03E-05	14,11	6,70E-04	4,85E-03	4,26	1,00	0,00	14,16	14,16	0,32	0,34	0,46	3,09
4172	6,25E-06	10,59	3,84E-03	0,09	1,65	3,01E-03	0,09	10,57	10,57	0,13	0,53	0,04	0,34
4181	1,01E-04	0,23	0,02	0,12	0,92	4,53	2,20	0,23	0,23	0,04	1,06	0,08	8,06
4182	5,66E-07	0,56	0,02	0,09	1,23	13,25	4,15	0,55	0,55	0,14	0,89	0,02	46,09
4191	1,72E-05	4,95E-05	2,91E-05	2,21E-03	1,79	0,26	2,01E-03	4,70E-05	4,70E-05	1,59E-03	0,11	0,14	0,20
4192	1,03E-05	0,89	0,01	4,80E-03	1,37	0,37	6,10E-05	0,88	0,88	0,05	0,29	0,17	0,22

TABELA B.5: Resultado obtido do F-Score para o sinal EEG localizado na posição Fpz-Cz e janela com tamanho de 5s e avanço de 2,5s.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
4001	9,92E-05	3,98	0,01	0,03	1,98	0,13	0,41	3,99	3,99	0,06	0,55	0,41	0,07
4002	2,14E-05	2,84	1,36E-03	0,04	3,25	0,11	0,12	2,85	2,85	0,00	0,52	0,21	0,06
4011	2,28E-05	12,20	6,62E-04	0,01	0,51	1,14	0,44	12,23	12,23	0,08	0,32	0,50	0,58
4012	1,45E-04	33,90	4,07E-04	0,01	0,48	0,86	0,39	34,06	34,06	0,10	0,30	0,51	0,53
4021	1,96E-07	3,61	2,52E-05	0,01	0,08	0,29	0,16	3,62	3,62	0,14	0,18	0,36	0,28
4022	2,82E-08	4,97	1,86E-03	3,15E-04	0,02	0,35	0,27	4,99	4,99	0,02	0,24	0,33	0,28
4031	7,14E-05	2,98	3,47E-04	0,04	0,53	0,00	2,83E-03	2,96	2,96	0,07	0,03	0,20	0,00
4032	1,40E-05	3,40	1,97E-07	0,11	0,48	0,14	0,13	3,38	3,38	0,44	0,09	0,33	0,20
4041	4,49E-06	16,23	4,14E-03	8,59E-06	0,04	0,79	0,37	16,08	16,08	0,56	0,26	0,52	0,55
4042	9,27E-06	17,30	2,58E-03	0,03	0,02	0,44	0,16	17,21	17,21	0,59	0,05	0,47	0,37
4051	7,57E-05	83,81	1,05E-03	0,02	0,57	1,22	1,18	84,30	84,30	0,51	0,89	0,32	0,37
4052	1,78E-05	66,65	2,90E-03	3,05E-03	0,26	1,01	0,93	66,80	66,80	0,62	0,75	0,30	0,39
4061	9,69E-05	39,12	3,58E-04	6,86E-04	2,01	0,01	0,11	38,81	38,81	0,60	0,31	0,44	0,05
4062	5,98E-08	7,20	3,25E-03	2,74E-03	0,99	0,06	0,14	7,18	7,18	0,23	0,16	0,25	0,11
4071	1,92E-05	2,79	0,01	2,49E-03	0,81	0,14	0,17	2,79	2,79	0,18	0,20	0,44	0,13
4072	9,99E-07	6,23	1,81E-03	1,77E-03	1,30	0,02	0,15	6,21	6,21	0,44	0,37	0,48	0,02
4081	5,46E-07	1,36	2,66E-03	8,91E-05	1,49	0,41	0,32	1,36	1,36	0,38	0,41	0,47	0,45
4082	2,95E-04	6,41	9,45E-06	0,01	0,71	0,16	0,14	6,42	6,42	0,14	0,13	0,28	0,18
4091	1,63E-04	16,28	1,83E-03	0,02	0,28	0,03	0,02	16,29	16,29	0,16	0,03	0,08	0,00
4092	2,41E-05	2,85	1,46E-03	0,02	0,11	0,47	0,20	2,84	2,84	0,01	0,02	0,03	0,30
4101	7,35E-05	50,13	1,98E-03	2,34E-04	0,39	1,07	0,51	50,24	50,24	0,22	0,41	0,73	0,57
4102	1,17E-05	32,33	7,11E-04	3,47E-03	0,26	0,85	0,32	32,29	32,29	0,11	0,22	0,59	0,65
4111	5,66E-05	27,09	3,66E-03	0,03	0,77	0,25	0,17	27,01	27,01	0,12	0,01	0,01	0,30
4112	3,04E-06	2,23	9,44E-05	0,02	1,28	0,17	0,03	2,23	2,23	0,02	0,07	0,05	0,05
4121	1,67E-05	11,44	6,87E-05	1,17E-03	1,14	7,96E-05	0,07	11,50	11,50	0,01	0,26	0,12	0,00
4122	2,07E-05	10,88	7,94E-06	0,01	1,06	0,01	0,10	10,92	10,92	0,01	0,26	0,09	0,00
4131	1,21E-04	6,89	0,01	0,03	0,36	0,01	0,01	6,82	6,82	0,42	0,05	0,11	0,08
4141	1,05E-03	13,34	0,01	1,03E-03	0,98	0,01	0,04	13,38	13,38	0,01	0,14	0,15	0,01
4142	3,80E-04	10,02	0,01	2,17E-07	0,93	4,88E-03	0,04	10,06	10,06	0,05	0,22	0,18	0,00
4151	5,45E-05	8,99	2,87E-03	0,01	0,49	0,29	0,08	9,00	9,00	0,19	0,20	0,03	0,37
4152	5,41E-05	3,48	0,01	0,01	0,64	0,65	0,21	3,47	3,47	0,09	0,21	0,01	0,62
4161	1,35E-05	23,77	4,90E-04	0,05	0,04	0,02	1,41E-05	23,87	23,87	0,23	9,42E-05	0,13	0,08
4162	9,74E-09	5,20	1,46E-03	0,10	0,22	8,41E-05	0,01	5,19	5,19	0,16	0,03	0,03	0,03
4171	1,50E-06	0,64	0,01	1,20E-05	3,05	1,07	0,13	0,64	0,64	0,11	0,01	0,05	1,58
4172	1,86E-04	0,77	4,12E-03	0,01	0,52	0,02	2,62E-06	0,77	0,77	0,14	0,31	0,01	0,04
4181	4,67E-05	22,71	3,64E-03	2,92E-03	0,73	0,42	0,50	22,88	22,88	0,47	1,21	0,40	0,13
4182	5,36E-06	17,37	2,00E-03	3,97E-04	1,24	0,19	0,42	17,33	17,33	0,80	1,05	0,42	0,05
4191	3,10E-05	2,68	1,74E-05	4,91E-04	0,75	0,02	3,01E-03	2,68	2,68	0,10	0,16	0,08	9,52E-04
4192	6,93E-09	4,39	1,15E-03	2,47E-03	0,60	0,01	0,02	4,40	4,40	0,05	0,33	0,10	4,10E-03

TABELA B.6: Resultado obtido do F-Score para o sinal EEG localizado na posição Pz-Oz e janela com tamanho de 5s e avanço de 2,5s.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
4001	1.47E-05	0.01	0.01	0.01	2.62	4.35	1.39	0.01	0.01	0.05	0.27	1.80E-04	17.51
4002	1.46E-05	0.02	6.87E-05	0.03	2.76	8.40	2.74	0.02	0.02	0.20	0.12	0.48	34.14
4011	2.45E-07	0.04	4.35E-03	0.01	0.37	2.97	2.45	0.04	0.04	0.25	0.02	0.02	5.34
4012	9.69E-06	0.01	0.02	0.02	0.72	3.51	1.98	0.01	0.01	0.26	0.06	0.01	6.56
4021	1.27E-04	0.06	0.01	0.13	0.51	4.61	3.74	0.06	0.06	0.23	0.02	0.11	11.59
4022	5.88E-06	3.36E-03	0.01	0.09	1.38	10.24	5.41	3.41E-03	3.41E-03	0.35	0.00	0.08	32.59
4031	3.46E-06	0.04	0.05	0.11	2.69	7.51	4.95	0.04	0.04	0.50	0.12	2.23E-03	17.34
4032	2.29E-04	0.39	0.04	0.05	1.89	8.95	6.32	0.38	0.38	0.52	0.30	0.03	18.48
4041	2.60E-05	1.64E-03	0.01	0.02	0.67	2.77	0.98	1.59E-03	1.59E-03	0.18	0.26	0.02	4.50
4042	1.38E-06	4.86E-03	0.01	0.11	0.01	3.09	2.19	4.50E-03	4.50E-03	0.27	0.12	8.85E-05	5.98
4051	2.67E-04	4.87	0.01	0.01	2.35	2.57	0.24	4.86	4.86	0.01	0.87	0.01	7.06
4052	6.95E-05	0.26	1.70E-03	1.44E-06	1.95	2.30	0.42	0.26	0.26	0.00	0.41	1.82E-03	9.08
4061	2.15E-05	0.03	1.70E-04	0.07	1.24	3.79	0.98	0.03	0.03	0.28	0.34	0.07	5.53
4062	1.79E-05	0.54	0.01	0.05	1.42	4.24	3.27	0.54	0.54	0.33	0.19	0.02	7.10
4071	1.55E-06	0.01	0.01	0.29	0.25	5.60	4.49	0.01	0.01	0.35	0.00	0.02	8.88
4072	5.45E-06	0.04	0.04	0.47	0.24	5.44	3.76	0.04	0.04	0.31	4.31E-03	0.01	8.91
4081	4.77E-06	0.01	7.30E-04	1.79E-03	2.26	0.59	0.71	0.01	0.01	0.03	1.73E-04	0.29	2.19
4082	1.79E-04	3.67E-03	0.01	2.62E-03	1.63	0.77	0.51	3.52E-03	0.00	0.02	1.44E-03	0.04	2.05
4091	1.12E-04	0.21	0.01	0.20	0.12	4.32	3.73	0.21	0.21	0.61	0.02	0.10	6.74
4092	7.15E-06	0.01	0.01	0.18	0.02	7.09	5.37	0.01	0.01	0.61	0.05	0.18	12.69
4101	1.63E-06	0.33	4.33E-05	1.31E-05	1.17	0.42	0.09	0.33	0.33	0.05	3.47E-03	0.02	0.38
4102	6.28E-08	0.24	2.21E-03	0.01	1.55	0.68	0.19	0.23	0.23	0.20	0.04	0.04	0.34
4111	4.79E-05	0.54	0.01	0.25	0.64	4.60	1.79	0.53	0.53	0.40	0.30	4.20E-03	17.70
4112	2.80E-04	0.15	0.01	0.41	0.47	8.65	5.13	0.15	0.15	0.83	0.09	0.52	25.23
4121	2.79E-04	0.05	4.72E-04	3.71E-03	2.56	5.13	2.52	0.06	0.06	0.17	0.04	0.20	17.93
4122	7.57E-06	0.01	4.66E-05	0.01	2.87	4.05	1.01	0.01	0.01	0.28	0.13	0.22	12.95
4131	1.70E-06	0.01	2.32E-03	0.07	0.58	1.08	0.67	0.01	0.01	0.00	0.04	0.07	0.80
4141	2.20E-04	0.48	4.64E-03	0.03	2.39	5.20	1.46	0.48	0.48	0.47	0.14	0.01	5.39
4142	9.92E-04	0.28	0.01	0.06	2.87	4.62	1.02	0.28	0.28	0.37	0.22	0.02	5.12
4151	4.83E-05	5.96	4.88E-03	1.38E-03	3.73	5.09	0.95	5.96	5.96	0.16	0.59	6.46E-04	6.64
4152	2.06E-04	4.36	0.03	6.05E-04	1.03	11.94	4.25	4.39	4.39	1.68	1.37	1.74E-03	12.08
4161	6.34E-06	0.69	2.97E-03	0.01	1.90	0.29	3.90E-04	0.70	0.70	0.13	0.20	0.13	0.17
4162	4.32E-08	8.04E-04	2.35E-03	0.10	0.99	1.26	0.53	8.39E-04	8.39E-04	1.96E-04	0.02	0.07	0.83
4171	3.48E-04	35.86	5.62E-04	2.48E-03	6.60	1.10	0.02	35.94	35.94	0.16	0.32	0.32	3.32
4172	5.24E-06	9.03	0.01	0.03	1.57	2.15E-03	0.07	9.03	9.03	0.18	0.50	0.03	0.37
4181	9.05E-05	0.22	0.01	0.15	0.92	5.97	3.47	0.21	0.21	0.03	0.86	0.06	12.70
4182	5.54E-06	0.47	0.01	0.10	1.04	11.76	5.21	0.46	0.46	0.12	0.70	0.01	36.31
4191	4.70E-07	4.30E-05	6.06E-05	2.46E-04	1.45	0.25	0.02	0.00	3.54E-05	4.44E-03	0.10	0.12	0.18
4192	2.81E-06	0.53	3.34E-03	0.01	1.21	0.33	0.01	0.53	0.53	0.02	0.25	0.14	0.18

TABELA B.7: Resultado obtido do F-Score para o sinal EEG localizado na posição Fpz-Cz e janela com tamanho de 2s e avanço de 1s.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
4001	7,14E-09	3,27	2,80E-03	0,04	1,64	0,08	0,32	3,39	3,39	0,00	0,40	0,29	0,04
4002	1,34E-05	2,38	4,29E-04	0,02	2,13	0,14	0,03	2,45	2,45	0,06	0,36	0,12	0,09
4011	5,17E-07	9,59	1,02E-03	0,03	0,20	0,83	0,46	9,80	9,80	0,00	0,21	0,33	0,41
4012	3,34E-09	24,06	2,26E-04	0,02	0,20	0,68	0,43	25,08	25,08	0,03	0,21	0,34	0,36
4021	1,61E-06	2,71	4,03E-04	0,01	0,10	0,18	0,17	2,77	2,77	0,03	0,11	0,21	0,15
4022	4,07E-08	3,72	9,18E-04	0,02	0,05	0,24	0,27	3,81	3,81	3,42E-06	0,14	0,20	0,17
4031	5,65E-06	2,16	1,77E-04	0,01	0,35	0,01	0,01	2,18	2,18	0,01	0,02	0,12	0,00
4032	1,20E-07	2,87	1,00E-04	4,21E-03	0,38	0,09	0,14	2,85	2,85	0,19	0,07	0,21	0,11
4041	2,98E-07	13,55	1,36E-03	0,01	0,01	0,61	0,42	13,72	13,72	0,31	0,19	0,35	0,38
4042	1,73E-06	14,96	1,66E-03	3,65E-04	0,00	0,36	0,23	14,69	14,69	0,41	0,04	0,29	0,29
4051	3,69E-07	65,91	6,21E-04	0,05	0,48	0,90	1,03	67,92	67,92	0,17	0,60	0,24	0,23
4052	1,26E-06	54,23	6,84E-04	0,03	0,24	0,68	0,79	54,96	54,96	0,19	0,47	0,21	0,23
4061	3,45E-09	30,99	2,38E-04	1,93E-03	1,26	0,00	0,12	31,04	31,04	0,22	0,23	0,31	0,02
4062	1,24E-06	6,58	3,06E-03	1,36E-03	0,79	0,03	0,16	6,49	6,49	0,09	0,11	0,19	0,05
4071	2,75E-07	2,12	2,96E-03	0,01	0,65	0,09	0,18	2,18	2,18	0,06	0,13	0,27	0,08
4072	4,21E-08	5,15	7,77E-04	2,48E-03	0,89	0,01	0,12	5,18	5,18	0,12	0,26	0,32	0,01
4081	4,72E-08	1,19	4,42E-04	0,02	1,11	0,33	0,35	1,17	1,17	0,18	0,27	0,32	0,35
4082	6,94E-08	4,82	9,07E-05	0,01	0,56	0,12	0,16	5,02	5,02	0,04	0,10	0,18	0,14
4091	2,06E-05	14,13	8,21E-04	0,01	0,18	0,02	0,00	14,09	14,09	0,07	0,04	0,05	1,36E-03
4092	2,02E-06	2,24	1,44E-05	0,03	0,06	0,39	0,19	2,20	2,20	4,28E-03	0,02	0,02	0,23
4101	3,39E-07	43,33	1,02E-03	0,02	0,18	0,78	0,52	43,28	43,28	0,05	0,25	0,37	0,39
4102	8,34E-08	25,07	1,31E-03	0,01	0,10	0,60	0,38	25,43	25,43	0,04	0,15	0,31	0,39
4111	8,16E-06	18,93	7,83E-04	0,03	0,57	0,18	0,05	19,58	19,58	0,14	0,02	0,01	0,19
4112	1,76E-06	1,65	1,13E-03	0,02	0,89	0,14	0,02	1,69	1,69	0,03	0,06	0,04	0,05
4121	1,41E-06	8,27	1,82E-04	5,07E-04	0,80	0,00	0,05	8,56	8,56	0,01	0,18	0,07	2,37E-04
4122	6,07E-06	7,14	9,47E-07	0,01	0,72	0,00	0,07	7,39	7,39	0,01	0,17	0,05	3,99E-04
4131	1,39E-05	5,85	2,16E-03	4,76E-03	0,25	0,01	0,02	5,43	5,43	0,22	0,04	0,07	0,05
4141	1,60E-05	9,14	3,53E-03	3,66E-05	0,65	0,01	0,02	9,26	9,26	5,89E-04	0,08	0,09	3,04E-03
4142	7,68E-07	11,17	1,23E-03	5,52E-04	0,58	0,01	0,01	11,31	11,31	3,25E-03	0,13	0,09	8,85E-05
4151	2,68E-07	6,51	2,61E-03	1,94E-03	0,38	0,27	0,08	6,59	6,59	0,10	0,13	0,01	0,38
4152	1,28E-06	3,05	1,75E-03	0,03	0,43	0,60	0,24	2,91	2,91	0,01	0,14	0,01	0,57
4161	2,95E-06	17,08	3,78E-04	0,01	0,03	0,01	0,01	17,64	17,64	0,18	0,00	0,08	0,04
4162	2,20E-07	4,28	8,72E-06	0,02	0,14	0,00	0,00	4,33	4,33	0,22	0,01	0,02	0,02
4171	3,52E-06	0,44	2,13E-03	8,02E-04	1,69	0,92	0,27	0,47	0,47	0,08	2,34E-03	0,02	1,42
4172	2,60E-06	0,60	2,39E-04	1,37E-03	0,41	0,02	0,00	0,61	0,61	0,11	0,21	2,16E-03	0,03
4181	1,81E-06	17,75	3,46E-03	0,02	0,63	0,32	0,55	18,49	18,49	0,28	0,74	0,27	0,09
4182	3,23E-06	13,98	8,80E-04	0,02	0,95	0,12	0,40	14,30	14,30	0,27	0,72	0,28	0,03
4191	1,61E-06	2,00	4,13E-05	4,77E-04	0,49	0,03	0,00	2,01	2,01	0,02	0,11	0,04	0,01
4192	6,84E-06	3,12	8,40E-05	3,73E-03	0,42	0,01	0,01	3,17	3,17	7,15E-04	0,21	0,05	0,01

TABELA B.8: Resultado obtido do F-Score para o sinal EEG localizado na posição Pz-Oz e janela com tamanho de 2s e avanço de 1s.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
4001	5.51E-07	0.01	2.24E-03	0.02	1.64	3.46	1.84	0.01	0.01	0.05	0.20	9.46E-04	10.02
4002	5.90E-06	0.02	8.66E-05	0.04	1.46	6.15	3.52	0.02	0.02	0.10	0.08	0.37	19.59
4011	1.48E-06	0.03	1.76E-03	0.04	0.25	2.58	1.98	0.03	0.03	0.21	0.02	0.01	3.47
4012	4.08E-07	0.01	0.01	0.04	0.47	3.00	2.03	0.01	0.01	0.21	0.05	0.01	4.91
4021	1.86E-07	0.07	3.25E-03	0.07	0.32	4.04	3.07	0.05	0.05	0.17	0.02	0.09	8.10
4022	9.45E-09	2.39E-03	4.69E-03	0.10	0.92	7.39	4.87	0.00	2.76E-03	0.22	1.24E-03	0.05	16.54
4031	3.14E-07	0.04	0.02	0.09	1.56	6.10	5.26	0.03	0.03	0.29	0.11	3.44E-03	10.43
4032	3.79E-06	0.31	0.01	0.05	1.12	7.35	6.13	0.28	0.28	0.35	0.24	0.02	12.19
4041	8.08E-08	1.64E-03	2.80E-03	0.02	0.43	2.48	1.31	1.32E-03	1.32E-03	0.16	0.20	0.01	3.60
4042	6.77E-11	0.01	2.47E-03	0.10	2.35E-03	2.85	2.15	4.01E-03	4.01E-03	0.21	0.10	6.64E-04	4.84
4051	3.83E-06	3.97	3.07E-03	1.32E-03	1.51	2.33	0.73	4.04	4.04	0.04	0.59	3.97E-03	4.76
4052	1.08E-06	0.23	5.78E-04	1.98E-03	1.19	2.05	0.86	0.22	0.22	0.00	0.31	0.01	5.96
4061	3.05E-06	0.03	7.28E-05	0.03	0.83	3.40	1.24	0.03	0.03	0.37	0.24	0.05	4.85
4062	9.67E-06	0.41	2.56E-03	0.04	1.02	3.68	3.02	0.41	0.41	0.24	0.15	0.01	5.29
4071	1.03E-07	0.01	0.01	0.22	0.12	4.68	3.58	0.01	0.01	0.17	3.76E-03	0.02	6.25
4072	1.94E-06	0.04	0.01	0.28	0.11	4.68	3.24	0.03	0.03	0.16	0.01	0.01	6.94
4081	8.46E-07	0.01	4.14E-04	0.01	1.71	0.53	0.61	0.01	0.01	0.01	8.23E-04	0.25	1.47
4082	1.25E-05	3.24E-03	1.15E-03	3.14E-03	1.14	0.71	0.56	3.03E-03	3.03E-03	0.02	3.19E-06	0.03	1.52
4091	6.79E-07	0.20	2.75E-03	0.10	0.06	3.86	3.09	0.18	0.18	0.34	0.03	0.07	5.49
4092	1.01E-06	0.01	0.01	0.17	0.01	5.90	4.63	0.01	0.01	0.35	0.04	0.14	8.82
4101	1.38E-07	0.27	4.63E-06	1.38E-04	0.70	0.36	0.12	0.27	0.27	0.05	3.07E-03	0.01	0.32
4102	6.03E-06	0.21	1.27E-03	3.24E-03	1.04	0.59	0.24	0.19	0.19	0.20	0.03	0.03	0.28
4111	9.38E-06	0.54	3.05E-03	0.11	0.44	3.93	2.16	0.51	0.51	0.33	0.21	4.74E-03	11.95
4112	3.91E-06	0.13	2.02E-03	0.39	0.33	7.63	5.78	0.12	0.12	0.39	0.08	0.37	18.57
4121	6.38E-09	0.03	2.43E-07	0.02	1.38	4.19	2.95	0.04	0.04	0.08	0.03	0.18	11.56
4122	1.81E-06	0.01	2.41E-06	7.24E-04	1.47	3.30	1.59	0.01	0.01	0.18	0.08	0.21	8.10
4131	1.12E-05	0.01	2.78E-03	0.05	0.34	0.94	0.70	0.01	0.01	3.32E-04	0.03	0.05	0.59
4141	3.00E-06	0.40	1.34E-03	0.03	1.23	4.23	1.94	0.37	0.37	0.28	0.10	4.23E-03	3.79
4142	1.35E-08	0.26	2.98E-03	0.03	1.75	3.62	1.39	0.25	0.25	0.29	0.16	0.01	3.53
4151	4.43E-07	4.50	1.29E-03	2.32E-04	3.00	4.34	1.66	4.64	4.64	0.16	0.37	1.21E-04	5.68
4152	3.91E-06	3.05	0.01	0.01	0.69	11.58	5.12	3.15	3.15	1.13	0.81	7.54E-04	11.29
4161	3.30E-10	0.55	9.92E-04	0.01	1.28	0.26	0.01	0.58	0.58	0.10	0.14	0.08	0.14
4162	4.68E-07	5.56E-04	7.74E-04	0.04	0.54	1.12	0.58	7.21E-04	7.21E-04	1.05E-04	0.01	0.05	0.64
4171	4.59E-05	24.55	1.59E-04	0.01	3.70	1.03	0.23	25.63	25.63	0.18	0.22	0.17	4.91
4172	1.08E-08	7.14	1.37E-03	1.76E-04	1.24	1.80E-03	0.04	7.02	7.02	0.02	0.44	0.02	0.26
4181	7.28E-07	0.22	0.01	0.10	0.76	5.65	3.74	0.20	0.20	0.05	0.64	0.03	11.31
4182	3.47E-06	0.40	4.20E-03	0.08	0.75	9.46	5.74	0.39	0.39	0.13	0.50	0.01	24.41
4191	1.81E-07	8.57E-05	1.10E-04	1.98E-04	0.87	0.24	0.05	2.74E-05	2.74E-05	1.21E-04	0.08	0.08	0.16
4192	2.42E-06	0.39	2.28E-03	0.01	0.82	0.26	0.03	0.39	0.39	0.05	0.19	0.09	0.14

B.2 Area Under the Curve

TABELA B.9: Probabilidades da AUC para o sinal EEG localizado na posição Fpz-Cz e janela com tamanho de 20s e avanço de 2s.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
4001	0,50	0,06	0,57	0,63	0,08	0,73	0,82	0,06	0,06	0,41	0,89	0,92	0,70
4002	0,50	0,07	0,53	0,65	0,04	0,43	0,80	0,07	0,07	0,56	0,88	0,82	0,44
4011	0,50	0,02	0,52	0,59	0,85	0,93	0,77	0,02	0,02	0,41	0,81	0,93	0,96
4012	0,50	0,03	0,52	0,59	0,83	0,94	0,73	0,03	0,03	0,39	0,78	0,94	0,97
4021	0,50	0,07	0,50	0,40	0,44	0,79	0,62	0,07	0,07	0,30	0,75	0,88	0,82
4022	0,50	0,06	0,53	0,51	0,48	0,83	0,69	0,06	0,06	0,43	0,82	0,93	0,87
4031	0,50	0,09	0,51	0,38	0,15	0,52	0,51	0,09	0,09	0,33	0,56	0,82	0,60
4032	0,50	0,07	0,48	0,35	0,18	0,72	0,62	0,07	0,07	0,18	0,63	0,89	0,78
4041	0,50	0,03	0,55	0,48	0,61	0,90	0,73	0,03	0,03	0,19	0,77	0,92	0,91
4042	0,50	0,03	0,53	0,39	0,60	0,84	0,59	0,03	0,03	0,16	0,61	0,90	0,86
4051	0,50	0,04	0,50	0,60	0,22	0,91	0,87	0,04	0,04	0,21	0,95	0,92	0,90
4052	0,50	0,03	0,47	0,55	0,30	0,90	0,85	0,03	0,03	0,17	0,91	0,92	0,90
4061	0,50	0,02	0,50	0,47	0,04	0,61	0,65	0,02	0,02	0,15	0,79	0,93	0,70
4062	0,50	0,10	0,53	0,50	0,16	0,66	0,64	0,10	0,10	0,26	0,70	0,91	0,74
4071	0,50	0,12	0,57	0,44	0,13	0,74	0,66	0,12	0,12	0,27	0,80	0,93	0,77
4072	0,50	0,06	0,56	0,43	0,05	0,60	0,69	0,06	0,06	0,20	0,85	0,94	0,61
4081	0,50	0,12	0,55	0,45	0,05	0,77	0,71	0,12	0,12	0,23	0,83	0,89	0,80
4082	0,49	0,11	0,51	0,41	0,21	0,70	0,59	0,11	0,11	0,31	0,66	0,87	0,75
4091	0,51	0,07	0,44	0,46	0,20	0,46	0,38	0,07	0,07	0,35	0,54	0,66	0,55
4092	0,50	0,10	0,46	0,44	0,32	0,22	0,31	0,10	0,10	0,43	0,51	0,42	0,29
4101	0,50	0,02	0,54	0,44	0,74	0,92	0,76	0,02	0,02	0,29	0,83	0,95	0,94
4102	0,50	0,02	0,51	0,43	0,71	0,91	0,67	0,02	0,02	0,35	0,73	0,94	0,94
4111	0,49	0,06	0,48	0,48	0,16	0,32	0,27	0,06	0,06	0,32	0,51	0,54	0,37
4112	0,49	0,10	0,55	0,61	0,19	0,30	0,32	0,10	0,10	0,52	0,51	0,52	0,35
4121	0,50	0,13	0,54	0,54	0,15	0,54	0,61	0,13	0,13	0,47	0,81	0,79	0,56
4122	0,50	0,14	0,51	0,60	0,14	0,64	0,69	0,14	0,14	0,43	0,83	0,81	0,64
4131	0,51	0,05	0,46	0,37	0,11	0,60	0,48	0,05	0,05	0,19	0,63	0,78	0,70
4141	0,51	0,05	0,46	0,51	0,05	0,48	0,65	0,05	0,05	0,48	0,71	0,81	0,61
4142	0,49	0,07	0,43	0,51	0,05	0,52	0,65	0,07	0,07	0,38	0,75	0,84	0,60
4151	0,50	0,17	0,50	0,44	0,18	0,38	0,39	0,17	0,17	0,25	0,75	0,65	0,38
4152	0,50	0,12	0,44	0,45	0,13	0,23	0,37	0,12	0,12	0,33	0,75	0,48	0,26
4161	0,50	0,06	0,50	0,37	0,40	0,60	0,33	0,06	0,06	0,21	0,40	0,76	0,73
4162	0,50	0,14	0,48	0,42	0,28	0,56	0,38	0,14	0,14	0,24	0,37	0,66	0,67
4171	0,50	0,27	0,43	0,53	0,10	0,20	0,44	0,27	0,27	0,71	0,58	0,36	0,18
4172	0,51	0,18	0,54	0,49	0,24	0,48	0,48	0,18	0,18	0,33	0,77	0,56	0,46
4181	0,50	0,03	0,46	0,58	0,22	0,89	0,81	0,03	0,03	0,21	0,98	0,95	0,86
4182	0,50	0,02	0,48	0,51	0,05	0,78	0,84	0,02	0,02	0,10	0,98	0,93	0,73
4191	0,50	0,13	0,51	0,51	0,14	0,50	0,56	0,13	0,13	0,31	0,72	0,70	0,53
4192	0,50	0,09	0,47	0,55	0,14	0,49	0,61	0,09	0,09	0,39	0,79	0,71	0,51

TABELA B.10: Probabilidades da AUC, para o sinal EEG localizado na posição Pz-Oz e janela com tamanho de 20s e avanço de 2s.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
4001	0,50	0,57	0,43	0,52	0,06	0,06	0,32	0,57	0,57	0,66	0,78	0,45	0,04
4002	0,51	0,68	0,49	0,49	0,09	0,03	0,18	0,68	0,68	0,76	0,72	0,22	0,03
4011	0,51	0,18	0,47	0,54	0,23	0,10	0,23	0,18	0,18	0,75	0,56	0,46	0,10
4012	0,51	0,43	0,43	0,49	0,15	0,10	0,28	0,43	0,43	0,78	0,61	0,36	0,09
4021	0,51	0,22	0,43	0,40	0,23	0,06	0,15	0,22	0,22	0,73	0,54	0,60	0,04
4022	0,50	0,52	0,40	0,43	0,06	0,04	0,18	0,52	0,52	0,81	0,46	0,26	0,03
4031	0,50	0,26	0,36	0,38	0,04	0,02	0,16	0,26	0,26	0,82	0,64	0,44	0,02
4032	0,50	0,22	0,36	0,44	0,05	0,02	0,14	0,22	0,22	0,83	0,76	0,63	0,02
4041	0,50	0,20	0,43	0,43	0,17	0,08	0,32	0,20	0,20	0,75	0,75	0,53	0,08
4042	0,50	0,24	0,43	0,36	0,49	0,05	0,18	0,24	0,24	0,75	0,65	0,41	0,05
4051	0,50	0,17	0,41	0,67	0,14	0,16	0,59	0,17	0,17	0,55	0,90	0,71	0,13
4052	0,50	0,30	0,44	0,62	0,13	0,12	0,44	0,30	0,30	0,50	0,77	0,58	0,09
4061	0,50	0,13	0,52	0,33	0,11	0,08	0,28	0,13	0,13	0,78	0,81	0,56	0,08
4062	0,50	0,22	0,43	0,43	0,14	0,11	0,26	0,22	0,22	0,77	0,71	0,42	0,10
4071	0,49	0,37	0,41	0,27	0,25	0,02	0,09	0,37	0,37	0,76	0,50	0,31	0,02
4072	0,50	0,34	0,34	0,23	0,26	0,01	0,07	0,34	0,34	0,80	0,50	0,38	0,02
4081	0,50	0,34	0,47	0,52	0,05	0,22	0,36	0,34	0,34	0,37	0,45	0,69	0,12
4082	0,49	0,55	0,42	0,56	0,10	0,18	0,35	0,55	0,55	0,55	0,42	0,52	0,12
4091	0,49	0,28	0,36	0,37	0,42	0,05	0,14	0,28	0,28	0,84	0,49	0,27	0,05
4092	0,50	0,35	0,42	0,37	0,45	0,02	0,10	0,35	0,35	0,84	0,57	0,20	0,02
4101	0,50	0,31	0,51	0,47	0,11	0,30	0,47	0,31	0,31	0,64	0,51	0,58	0,31
4102	0,50	0,23	0,46	0,45	0,07	0,20	0,44	0,23	0,23	0,75	0,60	0,60	0,27
4111	0,51	0,16	0,45	0,32	0,24	0,08	0,30	0,16	0,16	0,78	0,75	0,35	0,07
4112	0,50	0,31	0,42	0,32	0,27	0,01	0,08	0,31	0,31	0,92	0,55	0,15	0,01
4121	0,50	0,78	0,51	0,61	0,06	0,03	0,18	0,78	0,78	0,76	0,56	0,20	0,02
4122	0,50	0,66	0,52	0,69	0,11	0,06	0,31	0,66	0,66	0,80	0,69	0,23	0,04
4131	0,50	0,39	0,53	0,39	0,12	0,15	0,25	0,39	0,39	0,50	0,39	0,31	0,20
4141	0,50	0,28	0,40	0,50	0,05	0,04	0,30	0,28	0,28	0,84	0,66	0,44	0,06
4142	0,51	0,33	0,43	0,44	0,09	0,05	0,35	0,33	0,33	0,86	0,69	0,45	0,07
4151	0,50	0,22	0,44	0,54	0,05	0,11	0,43	0,22	0,22	0,70	0,85	0,49	0,09
4152	0,50	0,11	0,38	0,58	0,20	0,04	0,25	0,11	0,11	0,93	0,94	0,42	0,05
4161	0,50	0,18	0,45	0,56	0,06	0,36	0,61	0,18	0,18	0,71	0,72	0,68	0,41
4162	0,50	0,51	0,50	0,45	0,13	0,17	0,30	0,51	0,51	0,54	0,40	0,35	0,22
4171	0,50	0,32	0,47	0,59	0,08	0,32	0,61	0,32	0,32	0,77	0,71	0,45	0,19
4172	0,50	0,20	0,52	0,41	0,12	0,55	0,63	0,20	0,20	0,35	0,78	0,62	0,44
4181	0,50	0,27	0,42	0,41	0,14	0,07	0,24	0,27	0,27	0,59	0,91	0,63	0,06
4182	0,50	0,26	0,41	0,41	0,08	0,02	0,19	0,26	0,26	0,67	0,92	0,46	0,01
4191	0,50	0,43	0,50	0,49	0,09	0,30	0,52	0,43	0,43	0,50	0,65	0,66	0,31
4192	0,50	0,28	0,45	0,54	0,15	0,34	0,56	0,28	0,28	0,63	0,74	0,68	0,37

TABELA B.11: Probabilidades da AUC, para o sinal EEG localizado na posição Fpz-Cz e janela com tamanho de 10s e avanço de 2s.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
4001	0,50	0,06	0,55	0,61	0,07	0,69	0,80	0,06	0,06	0,43	0,88	0,90	0,67
4002	0,50	0,07	0,52	0,61	0,04	0,38	0,73	0,07	0,07	0,57	0,87	0,78	0,40
4011	0,50	0,03	0,52	0,55	0,82	0,93	0,79	0,03	0,03	0,42	0,79	0,93	0,95
4012	0,50	0,03	0,51	0,56	0,79	0,92	0,76	0,03	0,03	0,39	0,77	0,92	0,95
4021	0,50	0,08	0,50	0,44	0,41	0,76	0,67	0,08	0,08	0,34	0,72	0,86	0,79
4022	0,50	0,08	0,52	0,51	0,46	0,80	0,71	0,08	0,08	0,45	0,78	0,89	0,84
4031	0,50	0,10	0,51	0,39	0,16	0,51	0,53	0,10	0,10	0,37	0,57	0,78	0,57
4032	0,50	0,08	0,50	0,37	0,18	0,70	0,66	0,08	0,08	0,22	0,63	0,86	0,76
4041	0,50	0,04	0,54	0,49	0,58	0,88	0,77	0,04	0,04	0,23	0,76	0,91	0,89
4042	0,50	0,03	0,53	0,41	0,58	0,82	0,65	0,03	0,03	0,20	0,60	0,88	0,84
4051	0,50	0,04	0,49	0,59	0,22	0,89	0,88	0,04	0,04	0,26	0,93	0,91	0,88
4052	0,50	0,03	0,48	0,55	0,30	0,87	0,87	0,03	0,03	0,22	0,90	0,91	0,87
4061	0,50	0,03	0,50	0,46	0,04	0,57	0,67	0,03	0,03	0,19	0,77	0,91	0,65
4062	0,50	0,11	0,53	0,48	0,14	0,64	0,68	0,11	0,11	0,29	0,70	0,89	0,70
4071	0,50	0,14	0,55	0,46	0,13	0,71	0,68	0,14	0,14	0,32	0,76	0,90	0,74
4072	0,50	0,06	0,54	0,46	0,06	0,58	0,70	0,06	0,06	0,26	0,82	0,91	0,60
4081	0,50	0,12	0,53	0,48	0,06	0,77	0,74	0,12	0,12	0,26	0,82	0,87	0,81
4082	0,50	0,12	0,51	0,44	0,20	0,69	0,63	0,12	0,12	0,34	0,66	0,84	0,74
4091	0,50	0,05	0,47	0,43	0,23	0,47	0,44	0,05	0,05	0,33	0,56	0,65	0,55
4092	0,50	0,11	0,47	0,42	0,33	0,24	0,32	0,11	0,11	0,44	0,52	0,42	0,30
4101	0,50	0,02	0,53	0,47	0,71	0,91	0,80	0,02	0,02	0,32	0,81	0,94	0,93
4102	0,50	0,03	0,51	0,47	0,68	0,88	0,72	0,03	0,03	0,37	0,72	0,91	0,92
4111	0,49	0,07	0,48	0,46	0,16	0,33	0,31	0,07	0,07	0,32	0,54	0,54	0,37
4112	0,49	0,10	0,54	0,48	0,10	0,30	0,36	0,10	0,10	0,45	0,56	0,55	0,35
4121	0,50	0,13	0,51	0,52	0,13	0,53	0,62	0,13	0,13	0,46	0,79	0,76	0,55
4122	0,50	0,15	0,51	0,57	0,14	0,61	0,68	0,15	0,15	0,45	0,79	0,77	0,61
4131	0,50	0,04	0,47	0,36	0,15	0,59	0,54	0,04	0,04	0,23	0,61	0,74	0,67
4141	0,50	0,06	0,47	0,49	0,06	0,48	0,63	0,06	0,06	0,49	0,70	0,76	0,58
4142	0,50	0,06	0,46	0,48	0,07	0,49	0,64	0,06	0,06	0,41	0,75	0,79	0,56
4151	0,50	0,18	0,48	0,46	0,17	0,37	0,45	0,18	0,18	0,31	0,73	0,63	0,37
4152	0,50	0,12	0,46	0,43	0,14	0,23	0,39	0,12	0,12	0,36	0,73	0,48	0,27
4161	0,50	0,07	0,50	0,38	0,41	0,60	0,41	0,07	0,07	0,26	0,44	0,74	0,71
4162	0,50	0,15	0,48	0,41	0,27	0,53	0,42	0,15	0,15	0,28	0,40	0,64	0,64
4171	0,50	0,27	0,46	0,50	0,06	0,20	0,38	0,27	0,27	0,67	0,54	0,38	0,18
4172	0,50	0,18	0,53	0,46	0,21	0,47	0,50	0,18	0,18	0,34	0,77	0,55	0,45
4181	0,50	0,03	0,46	0,54	0,18	0,85	0,81	0,03	0,03	0,24	0,97	0,92	0,81
4182	0,50	0,03	0,49	0,50	0,06	0,75	0,84	0,03	0,03	0,16	0,97	0,90	0,70
4191	0,50	0,14	0,51	0,47	0,14	0,44	0,55	0,14	0,14	0,36	0,70	0,65	0,48
4192	0,50	0,09	0,49	0,52	0,14	0,47	0,61	0,09	0,09	0,42	0,78	0,68	0,49

TABELA B.12: Probabilidades da AUC para o sinal EEG localizado na posição Pz-Oz e janela com tamanho de 10s e avanço de 2s.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
4001	0,50	0,55	0,45	0,46	0,06	0,07	0,27	0,55	0,55	0,63	0,76	0,45	0,05
4002	0,50	0,64	0,49	0,43	0,09	0,03	0,16	0,64	0,64	0,71	0,70	0,22	0,03
4011	0,50	0,17	0,47	0,46	0,23	0,11	0,20	0,17	0,17	0,73	0,57	0,43	0,11
4012	0,50	0,42	0,43	0,43	0,15	0,10	0,24	0,42	0,42	0,74	0,62	0,35	0,10
4021	0,50	0,22	0,44	0,37	0,22	0,06	0,14	0,22	0,22	0,71	0,54	0,59	0,05
4022	0,50	0,50	0,43	0,39	0,07	0,05	0,17	0,50	0,50	0,77	0,47	0,27	0,04
4031	0,50	0,25	0,38	0,35	0,04	0,02	0,13	0,25	0,25	0,79	0,65	0,40	0,03
4032	0,50	0,21	0,39	0,40	0,05	0,02	0,12	0,21	0,21	0,80	0,76	0,54	0,02
4041	0,50	0,19	0,45	0,41	0,17	0,09	0,28	0,19	0,19	0,72	0,74	0,52	0,09
4042	0,50	0,22	0,45	0,34	0,46	0,05	0,17	0,22	0,22	0,73	0,66	0,42	0,05
4051	0,50	0,17	0,44	0,60	0,13	0,16	0,53	0,17	0,17	0,56	0,90	0,67	0,14
4052	0,50	0,28	0,46	0,55	0,13	0,13	0,42	0,28	0,28	0,48	0,78	0,55	0,11
4061	0,50	0,12	0,51	0,34	0,09	0,09	0,31	0,12	0,12	0,75	0,80	0,54	0,08
4062	0,50	0,22	0,44	0,40	0,11	0,11	0,22	0,22	0,22	0,75	0,71	0,41	0,10
4071	0,50	0,36	0,43	0,27	0,27	0,03	0,08	0,36	0,36	0,74	0,50	0,33	0,03
4072	0,50	0,33	0,39	0,22	0,28	0,02	0,07	0,33	0,33	0,75	0,51	0,40	0,02
4081	0,50	0,35	0,48	0,49	0,05	0,24	0,29	0,35	0,35	0,38	0,46	0,68	0,14
4082	0,49	0,52	0,45	0,50	0,09	0,19	0,30	0,52	0,52	0,55	0,45	0,49	0,13
4091	0,48	0,24	0,41	0,33	0,37	0,05	0,13	0,24	0,24	0,80	0,54	0,27	0,05
4092	0,51	0,35	0,44	0,33	0,43	0,03	0,09	0,35	0,35	0,82	0,58	0,21	0,03
4101	0,50	0,30	0,50	0,49	0,13	0,31	0,45	0,30	0,30	0,62	0,51	0,57	0,32
4102	0,50	0,23	0,47	0,45	0,07	0,21	0,41	0,23	0,23	0,72	0,59	0,59	0,27
4111	0,50	0,15	0,48	0,33	0,21	0,09	0,26	0,15	0,15	0,76	0,74	0,35	0,08
4112	0,50	0,31	0,44	0,25	0,19	0,01	0,07	0,31	0,31	0,87	0,58	0,15	0,01
4121	0,49	0,74	0,51	0,51	0,06	0,04	0,16	0,74	0,74	0,70	0,58	0,18	0,03
4122	0,50	0,62	0,50	0,58	0,11	0,06	0,26	0,62	0,62	0,75	0,69	0,23	0,05
4131	0,50	0,38	0,52	0,37	0,15	0,15	0,26	0,38	0,38	0,47	0,40	0,32	0,21
4141	0,50	0,27	0,44	0,45	0,06	0,05	0,25	0,27	0,27	0,80	0,67	0,41	0,07
4142	0,51	0,31	0,44	0,38	0,08	0,06	0,32	0,31	0,31	0,80	0,72	0,45	0,08
4151	0,50	0,21	0,46	0,53	0,04	0,11	0,39	0,21	0,21	0,69	0,84	0,50	0,09
4152	0,50	0,09	0,40	0,52	0,18	0,04	0,21	0,09	0,09	0,92	0,95	0,44	0,05
4161	0,50	0,18	0,46	0,55	0,06	0,35	0,56	0,18	0,18	0,68	0,71	0,68	0,41
4162	0,49	0,50	0,51	0,39	0,13	0,18	0,29	0,50	0,50	0,50	0,42	0,36	0,23
4171	0,50	0,30	0,50	0,55	0,05	0,32	0,56	0,30	0,30	0,72	0,72	0,45	0,19
4172	0,50	0,20	0,51	0,46	0,11	0,55	0,62	0,20	0,20	0,38	0,78	0,62	0,43
4181	0,50	0,25	0,43	0,35	0,13	0,06	0,17	0,25	0,25	0,57	0,92	0,57	0,04
4182	0,50	0,26	0,43	0,37	0,09	0,02	0,14	0,26	0,26	0,66	0,90	0,45	0,02
4191	0,50	0,41	0,51	0,48	0,10	0,31	0,50	0,41	0,41	0,48	0,64	0,65	0,32
4192	0,50	0,27	0,46	0,55	0,14	0,36	0,54	0,27	0,27	0,60	0,73	0,68	0,38

Apêndice: B

TABELA B.13: Probabilidades da AUC, para o sinal EEG localizado na posição Fpz-Cz e janela com tamanho de 5s e avanço de 2,5s.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
4001	0,50	0,07	0,53	0,59	0,07	0,66	0,78	0,07	0,07	0,39	0,85	0,87	0,63
4002	0,50	0,07	0,51	0,59	0,04	0,37	0,67	0,07	0,07	0,51	0,84	0,73	0,38
4011	0,50	0,03	0,51	0,56	0,76	0,91	0,80	0,03	0,03	0,38	0,76	0,91	0,94
4012	0,50	0,04	0,51	0,56	0,74	0,90	0,78	0,04	0,04	0,37	0,75	0,90	0,93
4021	0,50	0,10	0,50	0,48	0,39	0,73	0,68	0,10	0,10	0,35	0,70	0,82	0,76
4022	0,50	0,10	0,52	0,52	0,44	0,77	0,73	0,10	0,10	0,43	0,75	0,85	0,80
4031	0,50	0,11	0,51	0,43	0,20	0,50	0,55	0,11	0,11	0,39	0,56	0,74	0,56
4032	0,50	0,10	0,50	0,42	0,21	0,68	0,67	0,10	0,10	0,25	0,62	0,83	0,72
4041	0,50	0,04	0,52	0,53	0,56	0,86	0,78	0,04	0,04	0,25	0,73	0,89	0,87
4042	0,50	0,04	0,52	0,45	0,56	0,80	0,67	0,04	0,04	0,23	0,60	0,85	0,81
4051	0,50	0,05	0,49	0,59	0,24	0,87	0,88	0,05	0,05	0,26	0,91	0,89	0,86
4052	0,50	0,04	0,48	0,56	0,31	0,84	0,86	0,04	0,04	0,24	0,88	0,89	0,84
4061	0,50	0,03	0,50	0,48	0,05	0,55	0,66	0,03	0,03	0,22	0,75	0,88	0,62
4062	0,50	0,11	0,53	0,49	0,15	0,62	0,68	0,11	0,11	0,30	0,67	0,86	0,67
4071	0,50	0,15	0,54	0,50	0,15	0,68	0,69	0,15	0,15	0,34	0,72	0,87	0,70
4072	0,50	0,07	0,52	0,50	0,08	0,57	0,69	0,07	0,07	0,29	0,79	0,87	0,59
4081	0,50	0,13	0,52	0,53	0,08	0,76	0,75	0,13	0,13	0,27	0,80	0,84	0,80
4082	0,50	0,14	0,51	0,50	0,21	0,67	0,66	0,14	0,14	0,35	0,65	0,80	0,72
4091	0,50	0,06	0,48	0,43	0,26	0,48	0,47	0,06	0,06	0,34	0,58	0,63	0,55
4092	0,50	0,12	0,49	0,42	0,35	0,26	0,33	0,12	0,12	0,47	0,52	0,42	0,31
4101	0,50	0,03	0,52	0,53	0,68	0,88	0,82	0,03	0,03	0,32	0,78	0,90	0,90
4102	0,50	0,04	0,51	0,51	0,64	0,85	0,75	0,04	0,04	0,36	0,71	0,87	0,89
4111	0,50	0,08	0,47	0,45	0,18	0,35	0,38	0,08	0,08	0,37	0,56	0,54	0,38
4112	0,50	0,11	0,51	0,45	0,09	0,31	0,40	0,11	0,11	0,44	0,59	0,57	0,36
4121	0,50	0,14	0,50	0,51	0,15	0,53	0,63	0,14	0,14	0,45	0,76	0,72	0,55
4122	0,50	0,16	0,50	0,55	0,17	0,59	0,67	0,16	0,16	0,44	0,76	0,73	0,59
4131	0,50	0,04	0,47	0,41	0,20	0,58	0,57	0,04	0,04	0,27	0,60	0,71	0,66
4141	0,51	0,07	0,46	0,50	0,10	0,49	0,61	0,07	0,07	0,46	0,66	0,72	0,57
4142	0,51	0,06	0,46	0,48	0,12	0,47	0,61	0,06	0,06	0,41	0,71	0,73	0,53
4151	0,50	0,19	0,48	0,45	0,19	0,38	0,47	0,19	0,19	0,34	0,71	0,61	0,37
4152	0,50	0,12	0,46	0,42	0,16	0,25	0,39	0,12	0,12	0,39	0,71	0,48	0,29
4161	0,50	0,09	0,49	0,42	0,41	0,59	0,48	0,09	0,09	0,31	0,47	0,69	0,69
4162	0,50	0,16	0,49	0,42	0,30	0,53	0,46	0,16	0,16	0,35	0,42	0,62	0,63
4171	0,50	0,28	0,47	0,48	0,05	0,22	0,39	0,28	0,28	0,63	0,53	0,41	0,20
4172	0,50	0,20	0,53	0,46	0,20	0,47	0,52	0,20	0,20	0,34	0,75	0,54	0,45
4181	0,50	0,04	0,47	0,54	0,18	0,81	0,82	0,04	0,04	0,24	0,95	0,87	0,76
4182	0,50	0,03	0,49	0,53	0,08	0,72	0,83	0,03	0,03	0,19	0,95	0,87	0,67
4191	0,50	0,15	0,50	0,47	0,16	0,42	0,52	0,15	0,15	0,38	0,68	0,62	0,46
4192	0,50	0,11	0,49	0,52	0,18	0,47	0,59	0,11	0,11	0,41	0,75	0,65	0,49

TABELA B.14: Probabilidades da AUC para o sinal EEG localizado na posição Pz-Oz e janela com tamanho de 5s e avanço de 2,5s.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
4001	0,50	0,54	0,46	0,43	0,06	0,09	0,25	0,54	0,54	0,60	0,74	0,44	0,06
4002	0,50	0,62	0,50	0,41	0,10	0,04	0,16	0,62	0,62	0,69	0,67	0,23	0,04
4011	0,50	0,17	0,46	0,42	0,25	0,12	0,19	0,17	0,17	0,71	0,56	0,42	0,13
4012	0,50	0,41	0,45	0,40	0,17	0,11	0,23	0,41	0,41	0,71	0,61	0,34	0,11
4021	0,50	0,23	0,46	0,36	0,23	0,07	0,14	0,23	0,23	0,71	0,54	0,56	0,06
4022	0,50	0,49	0,45	0,38	0,09	0,06	0,18	0,49	0,49	0,74	0,47	0,28	0,05
4031	0,50	0,26	0,40	0,35	0,05	0,03	0,11	0,26	0,26	0,78	0,65	0,37	0,03
4032	0,49	0,21	0,41	0,38	0,07	0,03	0,11	0,21	0,21	0,77	0,74	0,50	0,03
4041	0,50	0,19	0,47	0,41	0,19	0,10	0,26	0,19	0,19	0,69	0,73	0,52	0,10
4042	0,50	0,22	0,47	0,34	0,46	0,06	0,16	0,22	0,22	0,73	0,65	0,41	0,06
4051	0,50	0,17	0,47	0,54	0,14	0,16	0,47	0,17	0,17	0,54	0,88	0,62	0,15
4052	0,50	0,27	0,48	0,50	0,13	0,15	0,38	0,27	0,27	0,47	0,78	0,52	0,12
4061	0,50	0,13	0,51	0,37	0,11	0,09	0,30	0,13	0,13	0,72	0,77	0,53	0,08
4062	0,50	0,22	0,47	0,40	0,10	0,11	0,20	0,22	0,22	0,73	0,69	0,41	0,11
4071	0,50	0,36	0,45	0,27	0,30	0,04	0,09	0,36	0,36	0,75	0,49	0,34	0,04
4072	0,50	0,32	0,42	0,23	0,31	0,02	0,07	0,33	0,33	0,74	0,51	0,40	0,03
4081	0,50	0,36	0,49	0,47	0,06	0,25	0,28	0,35	0,35	0,39	0,47	0,67	0,16
4082	0,49	0,51	0,47	0,48	0,09	0,20	0,28	0,51	0,51	0,55	0,46	0,49	0,14
4091	0,49	0,23	0,45	0,32	0,37	0,05	0,13	0,23	0,23	0,81	0,55	0,28	0,06
4092	0,49	0,35	0,45	0,31	0,43	0,03	0,09	0,35	0,35	0,81	0,58	0,23	0,03
4101	0,50	0,30	0,50	0,50	0,16	0,31	0,43	0,30	0,30	0,59	0,52	0,55	0,32
4102	0,50	0,24	0,48	0,46	0,09	0,22	0,38	0,24	0,24	0,68	0,58	0,57	0,28
4111	0,51	0,16	0,47	0,36	0,23	0,10	0,25	0,16	0,16	0,74	0,73	0,36	0,09
4112	0,50	0,31	0,46	0,26	0,19	0,01	0,07	0,31	0,31	0,85	0,60	0,17	0,01
4121	0,49	0,71	0,51	0,44	0,08	0,05	0,15	0,71	0,71	0,68	0,58	0,19	0,04
4122	0,50	0,59	0,50	0,52	0,12	0,07	0,24	0,59	0,59	0,72	0,67	0,23	0,06
4131	0,50	0,38	0,51	0,37	0,19	0,17	0,26	0,38	0,38	0,50	0,40	0,34	0,23
4141	0,50	0,27	0,47	0,43	0,08	0,06	0,23	0,27	0,27	0,77	0,66	0,41	0,08
4142	0,51	0,30	0,45	0,38	0,07	0,07	0,28	0,31	0,31	0,75	0,70	0,44	0,09
4151	0,51	0,22	0,47	0,50	0,03	0,11	0,34	0,22	0,22	0,66	0,82	0,49	0,08
4152	0,50	0,09	0,43	0,48	0,20	0,04	0,18	0,09	0,09	0,89	0,94	0,44	0,04
4161	0,50	0,18	0,48	0,55	0,08	0,35	0,54	0,18	0,18	0,63	0,70	0,66	0,40
4162	0,50	0,49	0,51	0,36	0,15	0,19	0,29	0,49	0,49	0,49	0,43	0,37	0,24
4171	0,50	0,29	0,50	0,54	0,04	0,31	0,52	0,29	0,29	0,65	0,72	0,44	0,19
4172	0,50	0,21	0,52	0,49	0,12	0,54	0,61	0,21	0,21	0,37	0,78	0,61	0,43
4181	0,51	0,25	0,46	0,35	0,13	0,05	0,15	0,25	0,25	0,57	0,91	0,54	0,04
4182	0,50	0,26	0,45	0,37	0,11	0,03	0,13	0,26	0,26	0,65	0,88	0,45	0,02
4191	0,50	0,41	0,50	0,48	0,12	0,32	0,47	0,41	0,41	0,47	0,63	0,64	0,33
4192	0,50	0,28	0,48	0,55	0,15	0,37	0,51	0,28	0,28	0,56	0,72	0,66	0,39

TABELA B.15: Probabilidades da AUC, para o sinal EEG localizado na posição Fpz-Cz e janela com tamanho de 2s e avanço de 1s.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
4001	0,50	0,09	0,52	0,61	0,08	0,63	0,76	0,08	0,08	0,47	0,81	0,82	0,60
4002	0,50	0,09	0,51	0,57	0,06	0,38	0,60	0,09	0,09	0,59	0,80	0,68	0,39
4011	0,50	0,05	0,51	0,59	0,65	0,88	0,83	0,04	0,04	0,47	0,72	0,85	0,90
4012	0,50	0,05	0,50	0,58	0,65	0,87	0,82	0,05	0,05	0,44	0,72	0,85	0,89
4021	0,50	0,12	0,51	0,55	0,37	0,69	0,70	0,12	0,12	0,44	0,66	0,76	0,71
4022	0,50	0,14	0,51	0,57	0,41	0,72	0,75	0,13	0,13	0,50	0,70	0,77	0,74
4031	0,50	0,14	0,51	0,48	0,26	0,50	0,56	0,14	0,14	0,47	0,56	0,69	0,54
4032	0,50	0,13	0,50	0,51	0,25	0,64	0,67	0,13	0,13	0,35	0,61	0,77	0,68
4041	0,50	0,05	0,51	0,57	0,53	0,83	0,80	0,05	0,05	0,32	0,70	0,85	0,83
4042	0,50	0,05	0,51	0,52	0,52	0,77	0,72	0,05	0,05	0,29	0,59	0,79	0,78
4051	0,50	0,06	0,49	0,62	0,25	0,84	0,87	0,06	0,06	0,37	0,87	0,86	0,81
4052	0,50	0,05	0,49	0,60	0,31	0,80	0,85	0,05	0,05	0,36	0,83	0,84	0,79
4061	0,50	0,04	0,50	0,53	0,10	0,53	0,66	0,04	0,04	0,34	0,72	0,83	0,58
4062	0,50	0,13	0,52	0,54	0,18	0,60	0,69	0,13	0,13	0,38	0,65	0,80	0,63
4071	0,50	0,18	0,52	0,56	0,18	0,64	0,70	0,18	0,18	0,42	0,68	0,80	0,65
4072	0,50	0,10	0,51	0,55	0,13	0,56	0,67	0,09	0,09	0,40	0,75	0,81	0,57
4081	0,50	0,16	0,51	0,58	0,12	0,74	0,76	0,15	0,15	0,36	0,75	0,80	0,77
4082	0,50	0,18	0,51	0,56	0,23	0,65	0,68	0,17	0,17	0,43	0,64	0,76	0,69
4091	0,50	0,07	0,49	0,47	0,31	0,48	0,52	0,07	0,07	0,40	0,60	0,60	0,54
4092	0,50	0,13	0,50	0,42	0,39	0,28	0,35	0,13	0,13	0,47	0,53	0,42	0,33
4101	0,50	0,04	0,51	0,59	0,61	0,85	0,83	0,04	0,04	0,42	0,74	0,84	0,86
4102	0,50	0,05	0,51	0,56	0,57	0,82	0,78	0,05	0,05	0,43	0,69	0,81	0,85
4111	0,50	0,10	0,49	0,44	0,22	0,37	0,44	0,10	0,10	0,36	0,57	0,53	0,39
4112	0,50	0,13	0,52	0,44	0,14	0,34	0,43	0,13	0,13	0,42	0,59	0,56	0,38
4121	0,50	0,17	0,50	0,52	0,19	0,52	0,63	0,16	0,16	0,47	0,72	0,67	0,53
4122	0,50	0,19	0,50	0,55	0,21	0,57	0,66	0,18	0,18	0,47	0,72	0,68	0,57
4131	0,50	0,05	0,48	0,48	0,27	0,57	0,59	0,05	0,05	0,35	0,59	0,65	0,63
4141	0,50	0,09	0,47	0,52	0,17	0,49	0,59	0,09	0,09	0,51	0,62	0,66	0,55
4142	0,50	0,08	0,49	0,52	0,19	0,47	0,57	0,08	0,08	0,48	0,66	0,67	0,52
4151	0,50	0,20	0,48	0,48	0,23	0,38	0,48	0,20	0,20	0,40	0,67	0,57	0,38
4152	0,50	0,13	0,48	0,43	0,22	0,27	0,38	0,13	0,13	0,46	0,67	0,47	0,30
4161	0,50	0,11	0,49	0,47	0,41	0,58	0,55	0,11	0,11	0,35	0,51	0,65	0,65
4162	0,50	0,18	0,50	0,47	0,34	0,52	0,51	0,18	0,18	0,36	0,46	0,60	0,60
4171	0,50	0,30	0,48	0,50	0,10	0,25	0,37	0,30	0,30	0,61	0,52	0,43	0,23
4172	0,50	0,22	0,51	0,49	0,23	0,47	0,53	0,22	0,22	0,37	0,71	0,52	0,45
4181	0,50	0,06	0,48	0,58	0,20	0,76	0,84	0,05	0,05	0,32	0,90	0,81	0,72
4182	0,50	0,05	0,49	0,59	0,13	0,68	0,80	0,05	0,05	0,33	0,90	0,81	0,63
4191	0,50	0,16	0,50	0,50	0,21	0,42	0,51	0,16	0,16	0,46	0,64	0,59	0,45
4192	0,50	0,14	0,50	0,53	0,23	0,47	0,57	0,13	0,13	0,49	0,71	0,61	0,49

TABELA B.16: Probabilidades da AUC para o sinal EEG localizado na posição Pz-Oz e janela com tamanho de 2s e avanço de 1s.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
4001	0,50	0,53	0,48	0,42	0,09	0,11	0,23	0,54	0,54	0,59	0,70	0,43	0,08
4002	0,50	0,59	0,50	0,40	0,13	0,06	0,14	0,60	0,60	0,63	0,63	0,26	0,05
4011	0,50	0,18	0,48	0,40	0,29	0,14	0,19	0,18	0,18	0,69	0,55	0,42	0,15
4012	0,50	0,40	0,46	0,40	0,22	0,13	0,21	0,41	0,41	0,69	0,59	0,35	0,13
4021	0,50	0,23	0,47	0,37	0,28	0,09	0,14	0,24	0,24	0,68	0,53	0,54	0,07
4022	0,50	0,48	0,47	0,37	0,14	0,09	0,18	0,48	0,48	0,69	0,48	0,31	0,08
4031	0,50	0,27	0,43	0,37	0,09	0,04	0,09	0,28	0,28	0,73	0,63	0,37	0,04
4032	0,50	0,22	0,45	0,38	0,13	0,04	0,09	0,22	0,22	0,74	0,71	0,48	0,04
4041	0,50	0,20	0,48	0,42	0,25	0,11	0,23	0,21	0,21	0,68	0,70	0,49	0,12
4042	0,50	0,21	0,48	0,36	0,49	0,07	0,14	0,22	0,22	0,70	0,62	0,41	0,08
4051	0,51	0,19	0,48	0,51	0,15	0,18	0,39	0,19	0,19	0,59	0,85	0,58	0,17
4052	0,50	0,28	0,49	0,47	0,15	0,17	0,33	0,28	0,28	0,51	0,75	0,48	0,15
4061	0,50	0,15	0,50	0,41	0,16	0,11	0,27	0,15	0,15	0,74	0,73	0,52	0,10
4062	0,50	0,23	0,48	0,40	0,13	0,12	0,18	0,24	0,24	0,70	0,67	0,43	0,12
4071	0,51	0,35	0,47	0,30	0,36	0,05	0,09	0,36	0,36	0,68	0,49	0,36	0,06
4072	0,50	0,32	0,45	0,28	0,38	0,03	0,07	0,33	0,33	0,67	0,51	0,40	0,04
4081	0,50	0,37	0,49	0,46	0,08	0,27	0,29	0,37	0,37	0,42	0,49	0,67	0,19
4082	0,50	0,50	0,48	0,47	0,12	0,21	0,27	0,50	0,50	0,54	0,48	0,49	0,17
4091	0,50	0,23	0,48	0,33	0,41	0,06	0,12	0,24	0,24	0,75	0,55	0,30	0,07
4092	0,50	0,34	0,47	0,31	0,46	0,04	0,08	0,35	0,35	0,75	0,57	0,27	0,05
4101	0,50	0,30	0,50	0,49	0,21	0,33	0,41	0,31	0,31	0,59	0,52	0,54	0,34
4102	0,50	0,25	0,48	0,47	0,14	0,24	0,35	0,25	0,25	0,68	0,57	0,55	0,29
4111	0,51	0,16	0,47	0,38	0,28	0,11	0,22	0,16	0,16	0,74	0,70	0,38	0,11
4112	0,50	0,31	0,49	0,26	0,24	0,02	0,05	0,31	0,31	0,77	0,59	0,20	0,02
4121	0,50	0,68	0,50	0,41	0,12	0,07	0,14	0,68	0,68	0,61	0,57	0,22	0,05
4122	0,50	0,56	0,50	0,46	0,15	0,09	0,21	0,56	0,56	0,67	0,64	0,26	0,08
4131	0,50	0,38	0,52	0,39	0,26	0,19	0,25	0,39	0,39	0,49	0,41	0,36	0,25
4141	0,50	0,28	0,49	0,42	0,14	0,07	0,19	0,29	0,29	0,72	0,62	0,42	0,10
4142	0,50	0,31	0,47	0,42	0,11	0,09	0,23	0,32	0,32	0,73	0,67	0,44	0,11
4151	0,50	0,23	0,48	0,49	0,04	0,13	0,29	0,23	0,23	0,66	0,77	0,48	0,09
4152	0,50	0,09	0,45	0,44	0,24	0,04	0,14	0,09	0,09	0,88	0,90	0,45	0,05
4161	0,50	0,19	0,49	0,55	0,13	0,36	0,51	0,19	0,19	0,63	0,67	0,63	0,41
4162	0,49	0,48	0,51	0,40	0,22	0,20	0,28	0,49	0,49	0,49	0,44	0,39	0,26
4171	0,50	0,29	0,50	0,56	0,07	0,32	0,46	0,28	0,28	0,68	0,71	0,45	0,22
4172	0,50	0,22	0,51	0,55	0,14	0,54	0,59	0,22	0,22	0,48	0,77	0,60	0,44
4181	0,50	0,25	0,46	0,37	0,16	0,06	0,13	0,26	0,26	0,59	0,87	0,51	0,04
4182	0,50	0,26	0,47	0,38	0,16	0,04	0,11	0,26	0,26	0,65	0,84	0,45	0,03
4191	0,50	0,41	0,50	0,48	0,17	0,33	0,44	0,41	0,41	0,50	0,61	0,61	0,34
4192	0,50	0,29	0,48	0,54	0,19	0,38	0,48	0,29	0,29	0,60	0,69	0,63	0,40

B.3 Correlação de *Pearson*

TABELA B.17: Coeficientes de correlação para o sinal EEG localizado na posição Fpz-Cz e janela com tamanho de 20s e avanço de 2s.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
4001	9,08E-04	-0,25	0,04	0,10	-0,43	0,16	0,27	-0,25	-0,25	-0,05	0,36	0,34	0,17
4002	-7,33E-04	-0,24	0,02	0,13	-0,49	-0,02	0,20	-0,24	-0,24	0,04	0,31	0,17	0,00
4011	1,39E-03	-0,37	0,01	0,13	0,30	0,62	0,34	-0,37	-0,37	-0,07	0,39	0,61	0,68
4012	-1,42E-04	-0,26	0,01	0,10	0,27	0,56	0,28	-0,26	-0,26	-0,09	0,35	0,59	0,61
4021	-8,94E-04	-0,23	-3,58E-03	-0,05	-0,10	0,26	0,13	-0,23	-0,23	-0,16	0,28	0,50	0,31
4022	1,04E-03	-0,37	0,02	0,01	-0,04	0,45	0,26	-0,37	-0,37	-0,08	0,46	0,59	0,51
4031	-9,94E-04	-0,18	0,01	-0,04	-0,28	0,00	-4,51E-03	-0,18	-0,18	-0,10	0,07	0,24	0,04
4032	-1,67E-03	-0,18	-4,45E-03	-0,05	-0,20	0,12	0,08	-0,18	-0,18	-0,19	0,11	0,37	0,16
4041	1,33E-03	-0,43	0,05	-0,01	0,11	0,53	0,32	-0,43	-0,43	-0,32	0,38	0,58	0,54
4042	-6,64E-04	-0,39	0,03	-0,06	0,08	0,45	0,15	-0,39	-0,39	-0,35	0,13	0,60	0,50
4051	-9,34E-05	-0,20	0,00	0,02	-0,14	0,23	0,28	-0,20	-0,20	-0,14	0,37	0,20	0,21
4052	-4,05E-04	-0,31	-0,02	-3,30E-03	-0,17	0,38	0,37	-0,31	-0,31	-0,27	0,49	0,35	0,36
4061	8,57E-04	-0,26	-7,96E-04	0,07	-0,52	0,06	0,09	-0,26	-0,26	-0,24	0,23	0,46	0,12
4062	-2,67E-04	-0,26	0,02	0,03	-0,33	0,12	0,12	-0,26	-0,26	-0,19	0,19	0,30	0,20
4071	-2,50E-04	-0,20	0,04	-0,04	-0,40	0,18	0,18	-0,20	-0,20	-0,17	0,31	0,51	0,22
4072	-1,28E-03	-0,26	0,03	-0,01	-0,55	0,06	0,16	-0,26	-0,26	-0,22	0,42	0,53	0,07
4081	-2,37E-03	-0,22	0,02	-0,02	-0,45	0,27	0,19	-0,22	-0,22	-0,20	0,33	0,39	0,39
4082	-2,64E-03	-0,16	4,21E-03	-0,04	-0,16	0,13	0,08	-0,16	-0,16	-0,11	0,13	0,32	0,18
4091	1,87E-03	-0,14	-0,02	0,03	-0,13	-0,02	-0,04	-0,14	-0,14	-0,06	0,02	0,05	-0,01
4092	-9,13E-04	-0,33	-0,04	-0,01	-0,20	-0,24	-0,16	-0,33	-0,33	-0,07	0,09	-0,08	-0,18
4101	-3,59E-04	-0,27	0,03	-0,03	0,14	0,38	0,26	-0,27	-0,27	-0,12	0,35	0,49	0,43
4102	-4,81E-04	-0,30	0,01	-0,05	0,16	0,44	0,20	-0,30	-0,30	-0,11	0,27	0,58	0,52
4111	-1,64E-03	-0,07	-0,01	-0,01	-0,12	-0,05	-0,06	-0,07	-0,07	-0,05	-0,01	0,01	-0,04
4112	-2,70E-03	-0,12	0,01	0,06	-0,29	-0,07	-0,05	-0,12	-0,12	0,01	0,06	0,05	-0,04
4121	1,62E-03	-0,16	0,02	0,01	-0,25	0,01	0,06	-0,16	-0,16	-0,01	0,19	0,12	0,01
4122	-1,92E-03	-0,26	-0,01	0,09	-0,34	0,04	0,14	-0,26	-0,26	-0,03	0,23	0,10	0,03
4131	3,47E-03	-0,24	-0,02	-3,96E-03	-0,33	0,04	-0,02	-0,24	-0,24	-0,20	0,10	0,23	0,10
4141	7,74E-04	-0,17	-0,02	0,01	-0,37	-0,01	0,06	-0,17	-0,17	-0,01	0,13	0,12	0,03
4142	-3,57E-03	-0,15	-0,03	0,05	-0,31	0,02	0,07	-0,15	-0,15	-0,05	0,14	0,14	0,06
4151	-1,86E-03	-0,13	3,46E-03	-0,01	-0,30	-0,06	-0,06	-0,13	-0,13	-0,13	0,15	0,04	-0,06
4152	-9,48E-04	-0,16	-0,04	0,04	-0,28	-0,14	-0,07	-0,16	-0,16	-0,10	0,17	-0,02	-0,10
4161	3,40E-04	-0,22	-2,12E-03	-0,06	-0,05	0,04	-0,08	-0,22	-0,22	-0,19	-0,02	0,17	0,09
4162	-3,23E-04	-0,15	-0,01	-0,02	-0,14	0,02	-0,04	-0,15	-0,15	-0,13	-0,05	0,04	0,06
4171	5,56E-04	-0,08	-0,02	0,01	-0,24	-0,09	-0,03	-0,08	-0,08	0,07	0,02	-0,05	-0,07
4172	3,62E-03	-0,15	0,02	0,02	-0,23	-0,01	1,70E-03	-0,15	-0,15	-0,11	0,17	0,03	-0,02
4181	2,39E-04	-0,18	-0,01	0,04	-0,15	0,26	0,24	-0,18	-0,18	-0,15	0,55	0,46	0,27
4182	1,38E-03	-0,40	-0,02	0,01	-0,62	0,25	0,40	-0,40	-0,40	-0,42	0,77	0,54	0,20
4191	-1,08E-03	-0,28	0,01	0,12	-0,46	0,02	0,09	-0,28	-0,28	-0,18	0,29	0,22	0,07
4192	-5,12E-05	-0,22	-0,02	0,05	-0,37	0,00	0,07	-0,22	-0,22	-0,07	0,33	0,15	0,01

TABELA B.18: Coeficientes de correlação para o sinal EEG localizado na posição Pz-Oz e janela com tamanho de 20s e avanço de 2s.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
4001	-1,29E-03	0,05	-0,05	0,04	-0,38	-0,25	-0,10	0,05	0,05	0,11	0,21	0,02	-0,24
4002	0,01	0,11	3,74E-05	0,02	-0,29	-0,33	-0,17	0,11	0,11	0,18	0,14	-0,12	-0,29
4011	0,01	-0,14	-0,02	0,11	-0,25	-0,34	-0,19	-0,14	-0,14	0,25	0,03	0,14	-0,31
4012	0,01	-0,03	-0,05	0,04	-0,31	-0,31	-0,15	-0,03	-0,03	0,26	0,10	-0,02	-0,28
4021	4,23E-03	-0,12	-0,06	-0,07	-0,23	-0,42	-0,25	-0,12	-0,12	0,18	0,07	0,32	-0,39
4022	1,31E-04	0,02	-0,10	-0,02	-0,66	-0,46	-0,25	0,02	0,02	0,35	-0,02	-0,18	-0,38
4031	-7,49E-04	-0,07	-0,09	-0,04	-0,39	-0,42	-0,19	-0,07	-0,07	0,23	0,16	0,01	-0,36
4032	-1,03E-03	-0,13	-0,08	-2,24E-03	-0,30	-0,38	-0,18	-0,13	-0,13	0,19	0,24	0,10	-0,34
4041	6,36E-04	-0,02	-0,08	-0,01	-0,38	-0,49	-0,19	-0,02	-0,02	0,26	0,38	0,10	-0,46
4042	-1,17E-03	-0,05	-0,06	-0,05	-0,01	-0,54	-0,28	-0,05	-0,05	0,26	0,25	-0,01	-0,48
4051	4,67E-04	-0,07	-0,04	0,10	-0,20	-0,15	0,01	-0,07	-0,07	0,02	0,36	0,04	-0,14
4052	3,03E-03	-0,10	-0,04	0,08	-0,33	-0,30	-0,07	-0,10	-0,10	0,00	0,36	0,01	-0,27
4061	8,71E-04	-0,08	4,21E-03	-0,01	-0,30	-0,26	-0,12	-0,08	-0,08	0,18	0,29	0,13	-0,24
4062	1,98E-04	-0,15	-0,04	-4,72E-03	-0,35	-0,31	-0,15	-0,15	-0,15	0,23	0,23	0,07	-0,29
4071	-2,58E-04	-0,04	-0,06	-0,12	-0,19	-0,46	-0,28	-0,04	-0,04	0,24	4,75E-03	-0,08	-0,39
4072	1,60E-03	-0,08	-0,11	-0,16	-0,18	-0,55	-0,34	-0,08	-0,08	0,29	0,01	-0,06	-0,48
4081	-1,37E-03	-0,03	-0,01	0,00	-0,47	-0,20	-0,09	-0,03	-0,03	-0,07	-0,02	0,34	-0,22
4082	-0,01	1,15E-03	-0,04	0,02	-0,30	-0,18	-0,08	0,00	1,16E-03	0,05	-0,04	0,11	-0,19
4091	-0,01	-0,06	-0,06	-0,02	-0,02	-0,24	-0,12	-0,06	-0,06	0,18	2,58E-03	-0,08	-0,21
4092	-7,23E-05	-0,07	-0,06	-0,08	-0,03	-0,59	-0,34	-0,07	-0,07	0,41	0,12	-0,22	-0,52
4101	-8,43E-04	-0,06	-1,10E-03	3,65E-03	-0,28	-0,12	-0,03	-0,06	-0,06	0,09	0,01	0,05	-0,11
4102	-1,29E-03	-0,10	-0,03	-0,02	-0,49	-0,25	-0,06	-0,10	-0,10	0,20	0,10	0,13	-0,20
4111	6,40E-04	-0,04	-0,01	-0,03	-0,08	-0,14	-0,06	-0,04	-0,04	0,09	0,12	-0,01	-0,12
4112	3,15E-03	-0,03	-0,03	-0,04	-0,10	-0,33	-0,15	-0,03	-0,03	0,22	0,09	-0,16	-0,26
4121	-3,24E-03	0,05	0,01	0,12	-0,32	-0,34	-0,17	0,05	0,05	0,18	0,04	-0,12	-0,31
4122	2,46E-03	0,06	0,01	0,19	-0,35	-0,42	-0,14	0,06	0,06	0,28	0,13	-0,11	-0,38
4131	-0,01	0,04	0,02	-0,01	-0,27	-0,22	-0,14	0,04	0,04	-2,33E-03	-0,07	-0,09	-0,18
4141	1,05E-03	-0,06	-0,04	0,00	-0,24	-0,24	-0,08	-0,06	-0,06	0,18	0,10	-1,63E-03	-0,20
4142	0,01	-0,04	-0,03	-0,01	-0,22	-0,22	-0,06	-0,04	-0,04	0,18	0,12	-0,01	-0,18
4151	1,07E-04	-0,05	-0,03	0,02	-0,52	-0,20	-0,05	-0,05	-0,05	0,08	0,22	0,01	-0,20
4152	4,55E-04	-0,10	-0,07	0,11	-0,17	-0,35	-0,13	-0,10	-0,10	0,29	0,46	-0,03	-0,31
4161	-3,38E-04	-0,08	-0,04	0,06	-0,38	-0,08	0,04	-0,08	-0,08	0,12	0,17	0,12	-0,06
4162	-1,93E-03	0,01	3,34E-03	-0,01	-0,23	-0,17	-0,09	0,01	0,01	0,02	-0,05	-0,07	-0,13
4171	-2,35E-04	-0,06	-0,02	0,03	-0,23	-0,06	0,01	-0,06	-0,06	0,11	0,06	-0,04	-0,08
4172	1,44E-05	-0,13	0,01	-0,04	-0,28	0,01	0,07	-0,13	-0,13	-0,08	0,20	0,05	-0,06
4181	-2,99E-03	-0,05	-0,03	-0,02	-0,23	-0,24	-0,10	-0,05	-0,05	0,04	0,40	0,19	-0,22
4182	3,02E-04	-0,12	-0,09	-0,06	-0,48	-0,49	-0,25	-0,12	-0,12	0,17	0,57	0,11	-0,44
4191	-1,13E-03	1,95E-03	-3,79E-03	0,07	-0,44	-0,18	0,01	1,97E-03	1,97E-03	1,82E-03	0,19	0,24	-0,15
4192	2,93E-03	-0,06	-0,03	0,03	-0,28	-0,10	0,01	-0,06	-0,06	0,08	0,24	0,15	-0,09

TABELA B.19: Coeficientes de correlação para o sinal EEG localizado na posição Fpz-Cz e janela com tamanho de 10s e avanço de 2s.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
4001	-6,63E-04	-0,23	0,03	0,07	-0,43	0,13	0,25	-0,23	-0,23	-0,04	0,34	0,32	0,13
4002	-3,75E-05	-0,23	0,01	0,08	-0,49	-0,06	0,12	-0,23	-0,23	0,04	0,29	0,13	-0,04
4011	1,13E-03	-0,34	0,01	0,07	0,26	0,58	0,38	-0,34	-0,34	-0,07	0,35	0,56	0,64
4012	3,73E-04	-0,24	0,01	0,05	0,22	0,51	0,33	-0,24	-0,24	-0,08	0,33	0,53	0,55
4021	4,33E-04	-0,22	1,19E-03	-0,04	-0,11	0,22	0,16	-0,22	-0,22	-0,12	0,24	0,43	0,26
4022	6,00E-04	-0,33	0,02	0,00	-0,07	0,40	0,29	-0,33	-0,33	-0,05	0,39	0,52	0,46
4031	-2,20E-03	-0,17	0,01	-0,05	-0,25	-0,01	0,01	-0,17	-0,17	-0,08	0,07	0,20	0,02
4032	-7,33E-04	-0,17	-1,31E-03	-0,06	-0,19	0,10	0,10	-0,17	-0,17	-0,15	0,11	0,32	0,14
4041	-7,74E-04	-0,40	0,04	-0,02	0,09	0,49	0,38	-0,40	-0,40	-0,27	0,35	0,53	0,49
4042	-2,00E-04	-0,37	0,02	-0,07	0,06	0,41	0,23	-0,37	-0,37	-0,29	0,12	0,54	0,46
4051	-5,96E-04	-0,19	-0,01	0,02	-0,14	0,21	0,27	-0,19	-0,19	-0,11	0,35	0,19	0,17
4052	-1,56E-04	-0,29	-0,02	0,00	-0,18	0,33	0,39	-0,29	-0,29	-0,22	0,46	0,32	0,30
4061	6,33E-04	-0,24	-6,87E-04	0,01	-0,48	0,03	0,10	-0,24	-0,24	-0,19	0,21	0,43	0,09
4062	-1,02E-04	-0,24	0,02	-4,36E-03	-0,33	0,10	0,16	-0,24	-0,24	-0,16	0,18	0,30	0,16
4071	-4,38E-04	-0,18	0,03	-0,03	-0,38	0,15	0,19	-0,18	-0,18	-0,13	0,26	0,44	0,18
4072	5,17E-05	-0,24	0,02	-0,02	-0,50	0,05	0,14	-0,24	-0,24	-0,16	0,36	0,47	0,06
4081	-9,89E-04	-0,20	0,02	-0,01	-0,41	0,25	0,22	-0,20	-0,20	-0,15	0,29	0,36	0,37
4082	8,91E-04	-0,15	3,53E-03	-0,03	-0,16	0,12	0,11	-0,15	-0,15	-0,08	0,13	0,29	0,17
4091	2,87E-04	-0,14	-0,01	-0,01	-0,12	-0,02	-0,03	-0,14	-0,14	-0,06	0,03	0,06	-0,01
4092	-7,98E-04	-0,31	-0,03	-0,04	-0,19	-0,23	-0,15	-0,31	-0,31	-0,05	0,10	-0,07	-0,16
4101	8,71E-04	-0,25	0,02	-0,02	0,13	0,33	0,30	-0,25	-0,25	-0,10	0,30	0,41	0,37
4102	1,10E-04	-0,28	4,60E-03	-0,04	0,13	0,39	0,26	-0,28	-0,28	-0,10	0,25	0,50	0,44
4111	-9,67E-04	-0,07	-3,76E-03	-0,02	-0,11	-0,05	-0,05	-0,07	-0,07	-0,05	4,02E-04	0,01	-0,04
4112	-1,49E-03	-0,12	0,01	3,27E-04	-0,28	-0,06	-0,04	-0,12	-0,12	-0,01	0,06	0,05	-0,03
4121	1,16E-03	-0,16	0,01	-8,34E-04	-0,24	4,52E-03	0,06	-0,16	-0,16	-0,01	0,18	0,10	0,01
4122	-1,14E-03	-0,25	-4,53E-03	0,06	-0,32	0,03	0,11	-0,25	-0,25	-0,03	0,21	0,09	0,02
4131	-1,47E-04	-0,22	-0,02	-0,04	-0,27	0,03	0,01	-0,22	-0,22	-0,16	0,09	0,18	0,08
4141	1,46E-03	-0,16	-0,01	-2,72E-03	-0,32	-0,02	0,04	-0,16	-0,16	0,00	0,11	0,10	0,02
4142	-9,13E-04	-0,15	-0,02	0,02	-0,28	1,01E-03	0,05	-0,15	-0,15	-0,03	0,14	0,11	0,03
4151	-5,64E-04	-0,12	-0,01	-0,01	-0,28	-0,07	-0,04	-0,12	-0,12	-0,10	0,14	0,03	-0,07
4152	-7,94E-04	-0,16	-0,03	-0,01	-0,26	-0,14	-0,07	-0,16	-0,16	-0,07	0,15	-0,02	-0,10
4161	-5,72E-04	-0,20	0,00	-0,06	-0,04	0,03	-0,03	-0,20	-0,20	-0,15	-0,01	0,15	0,08
4162	-1,18E-04	-0,15	-0,01	-0,03	-0,13	0,01	-0,03	-0,15	-0,15	-0,10	-0,04	0,03	0,04
4171	-7,40E-04	-0,07	-0,01	6,24E-04	-0,24	-0,09	-0,04	-0,07	-0,07	0,06	0,02	-0,04	-0,07
4172	2,06E-03	-0,14	0,01	-0,02	-0,25	-0,02	0,00	-0,14	-0,14	-0,10	0,17	0,03	-0,03
4181	-1,79E-04	-0,17	-0,01	0,02	-0,17	0,19	0,22	-0,17	-0,17	-0,12	0,50	0,38	0,17
4182	2,41E-04	-0,36	-0,01	-4,55E-03	-0,57	0,20	0,36	-0,36	-0,36	-0,32	0,72	0,49	0,15
4191	-5,96E-04	-0,26	0,01	0,05	-0,45	-0,03	0,06	-0,26	-0,26	-0,13	0,26	0,17	0,02
4192	2,43E-05	-0,21	-0,01	0,02	-0,34	-0,02	0,06	-0,21	-0,21	-0,05	0,30	0,13	-0,01

TABELA B.20: Coeficientes de correlação para o sinal EEG localizado na posição Pz-Oz e janela com tamanho de 10s e avanço de 2s.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
4001	1,64E-03	0,04	-0,03	-0,01	-0,38	-0,24	-0,12	0,04	0,04	0,09	0,20	0,01	-0,23
4002	4,17E-03	0,08	3,21E-04	-0,03	-0,28	-0,31	-0,18	0,08	0,08	0,15	0,13	-0,12	-0,27
4011	1,99E-03	-0,13	-0,03	0,02	-0,25	-0,33	-0,22	-0,13	-0,13	0,22	0,05	0,12	-0,30
4012	3,90E-03	-0,03	-0,05	-0,02	-0,31	-0,30	-0,17	-0,03	-0,03	0,22	0,11	-0,03	-0,27
4021	6,98E-04	-0,11	-0,05	-0,08	-0,24	-0,40	-0,27	-0,11	-0,11	0,16	0,08	0,29	-0,37
4022	3,77E-04	0,01	-0,07	-0,08	-0,63	-0,43	-0,26	0,01	0,01	0,31	-2,92E-03	-0,16	-0,35
4031	1,19E-03	-0,07	-0,07	-0,07	-0,38	-0,40	-0,22	-0,07	-0,07	0,20	0,17	-0,01	-0,34
4032	-3,18E-03	-0,13	-0,06	-0,03	-0,29	-0,37	-0,20	-0,13	-0,13	0,17	0,24	0,08	-0,32
4041	6,18E-04	-0,03	-0,06	-0,07	-0,37	-0,47	-0,22	-0,03	-0,03	0,22	0,37	0,10	-0,43
4042	-3,84E-04	-0,05	-0,04	-0,12	-0,04	-0,52	-0,30	-0,05	-0,05	0,23	0,26	-2,53E-03	-0,46
4051	1,56E-03	-0,07	-0,03	0,05	-0,19	-0,15	-0,02	-0,07	-0,07	0,02	0,35	0,03	-0,14
4052	4,49E-04	-0,10	-0,03	0,03	-0,32	-0,28	-0,09	-0,10	-0,10	-0,01	0,37	-4,65E-04	-0,26
4061	-2,40E-04	-0,07	4,68E-03	-0,05	-0,29	-0,25	-0,10	-0,07	-0,07	0,16	0,26	0,13	-0,23
4062	1,82E-03	-0,14	-0,03	-0,05	-0,36	-0,31	-0,18	-0,14	-0,14	0,20	0,23	0,06	-0,28
4071	2,34E-04	-0,04	-0,05	-0,13	-0,18	-0,44	-0,30	-0,04	-0,04	0,22	0,01	-0,07	-0,37
4072	-4,96E-04	-0,07	-0,08	-0,16	-0,17	-0,52	-0,36	-0,07	-0,07	0,24	0,02	-0,05	-0,45
4081	-1,01E-03	-0,03	-0,01	-0,01	-0,45	-0,19	-0,12	-0,03	-0,03	-0,06	-0,01	0,32	-0,21
4082	-2,60E-03	-4,81E-03	-0,03	2,54E-03	-0,30	-0,17	-0,10	0,00	0,00	0,05	-0,02	0,09	-0,18
4091	-4,73E-03	-0,06	-0,03	-0,04	-0,05	-0,23	-0,13	-0,06	-0,06	0,15	0,03	-0,07	-0,20
4092	-1,25E-03	-0,07	-0,05	-0,12	-0,05	-0,57	-0,37	-0,07	-0,07	0,38	0,13	-0,20	-0,50
4101	7,38E-05	-0,06	-2,05E-03	0,00	-0,26	-0,12	-0,04	-0,06	-0,06	0,08	0,02	0,05	-0,10
4102	9,93E-04	-0,10	-0,03	-0,03	-0,46	-0,24	-0,08	-0,10	-0,10	0,18	0,09	0,12	-0,19
4111	6,16E-04	-0,04	-4,37E-03	-0,04	-0,09	-0,13	-0,07	-0,04	-0,04	0,08	0,12	-0,01	-0,12
4112	2,28E-03	-0,03	-0,02	-0,06	-0,13	-0,31	-0,16	-0,03	-0,03	0,18	0,09	-0,14	-0,24
4121	-1,82E-03	0,04	0,01	0,05	-0,31	-0,32	-0,18	0,04	0,04	0,14	0,05	-0,13	-0,28
4122	-2,82E-03	0,04	1,63E-03	0,12	-0,33	-0,40	-0,18	0,04	0,04	0,24	0,13	-0,11	-0,35
4131	-2,00E-03	0,04	0,01	-0,05	-0,24	-0,21	-0,14	0,04	0,04	-0,02	-0,06	-0,09	-0,17
4141	-1,23E-03	-0,06	-0,03	-0,02	-0,22	-0,23	-0,10	-0,06	-0,06	0,15	0,10	-0,01	-0,19
4142	3,07E-03	-0,05	-0,03	-0,04	-0,22	-0,20	-0,07	-0,05	-0,05	0,14	0,14	-0,02	-0,17
4151	-6,45E-04	-0,05	-0,02	0,01	-0,52	-0,20	-0,06	-0,05	-0,05	0,08	0,22	0,01	-0,19
4152	8,89E-04	-0,10	-0,06	0,05	-0,18	-0,35	-0,15	-0,10	-0,10	0,27	0,46	-0,01	-0,30
4161	-4,59E-06	-0,08	-0,03	0,04	-0,36	-0,08	0,01	-0,08	-0,08	0,10	0,16	0,12	-0,06
4162	-9,15E-04	0,01	0,01	-0,04	-0,23	-0,16	-0,10	0,01	0,01	0,00	-0,04	-0,06	-0,12
4171	-2,25E-04	-0,06	-4,39E-03	0,02	-0,23	-0,06	-3,15E-04	-0,06	-0,06	0,08	0,06	-0,04	-0,08
4172	-2,23E-04	-0,12	0,01	-0,04	-0,28	0,01	0,05	-0,12	-0,12	-0,07	0,20	0,04	-0,06
4181	-1,77E-03	-0,05	-0,03	-0,05	-0,24	-0,24	-0,13	-0,05	-0,05	0,04	0,39	0,16	-0,22
4182	2,27E-04	-0,11	-0,06	-0,09	-0,46	-0,48	-0,29	-0,11	-0,11	0,16	0,54	0,10	-0,42
4191	1,77E-03	-3,14E-03	2,15E-03	0,03	-0,43	-0,17	-0,02	-3,06E-03	-3,06E-03	-0,02	0,18	0,23	-0,14
4192	5,39E-04	-0,06	-0,03	0,02	-0,27	-0,09	1,38E-03	-0,06	-0,06	0,06	0,23	0,15	-0,09

TABELA B.21: Coeficientes de correlação para o sinal EEG localizado na posição Fpz-Cz e janela com tamanho de 5s e avanço de 2,5s.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
4001	1,05E-03	-0,20	0,02	0,05	-0,41	0,10	0,21	-0,20	-0,20	-0,06	0,32	0,29	0,09
4002	-5,40E-04	-0,21	0,01	0,05	-0,46	-0,07	0,07	-0,21	-0,21	0,01	0,26	0,11	-0,06
4011	5,46E-04	-0,30	0,01	0,04	0,20	0,53	0,37	-0,30	-0,30	-0,09	0,29	0,50	0,59
4012	1,15E-03	-0,22	0,01	0,04	0,17	0,47	0,35	-0,22	-0,22	-0,09	0,29	0,47	0,50
4021	6,51E-05	-0,20	-1,24E-03	-0,02	-0,11	0,18	0,16	-0,20	-0,20	-0,10	0,19	0,36	0,21
4022	3,55E-05	-0,30	0,02	0,01	-0,08	0,34	0,29	-0,30	-0,30	-0,06	0,32	0,44	0,39
4031	-1,38E-03	-0,16	3,69E-03	-0,04	-0,21	-0,01	0,01	-0,16	-0,16	-0,06	0,06	0,17	0,02
4032	5,05E-04	-0,15	6,28E-05	-0,05	-0,17	0,09	0,10	-0,15	-0,15	-0,13	0,09	0,28	0,12
4041	-3,60E-04	-0,37	0,02	1,03E-03	0,07	0,44	0,38	-0,37	-0,37	-0,26	0,31	0,48	0,44
4042	5,24E-04	-0,33	0,01	-0,05	0,05	0,37	0,25	-0,33	-0,33	-0,26	0,11	0,47	0,41
4051	-4,20E-04	-0,17	-4,94E-03	0,02	-0,14	0,19	0,23	-0,17	-0,17	-0,11	0,32	0,17	0,14
4052	-3,70E-04	-0,27	-0,01	0,01	-0,17	0,28	0,35	-0,27	-0,27	-0,21	0,42	0,28	0,24
4061	9,38E-04	-0,22	-3,59E-03	-0,01	-0,42	0,02	0,09	-0,22	-0,22	-0,17	0,19	0,38	0,06
4062	3,47E-05	-0,22	0,01	-0,01	-0,30	0,08	0,15	-0,22	-0,22	-0,14	0,16	0,28	0,12
4071	7,33E-04	-0,17	0,02	-0,01	-0,35	0,12	0,18	-0,17	-0,17	-0,11	0,21	0,37	0,15
4072	1,46E-04	-0,21	0,01	-0,01	-0,43	0,04	0,12	-0,21	-0,21	-0,14	0,30	0,41	0,04
4081	1,20E-04	-0,18	0,01	2,31E-03	-0,37	0,23	0,23	-0,18	-0,18	-0,15	0,25	0,31	0,34
4082	2,00E-03	-0,13	-5,45E-04	-0,01	-0,15	0,11	0,12	-0,13	-0,13	-0,07	0,11	0,24	0,15
4091	-8,97E-04	-0,13	-0,01	-0,02	-0,09	-0,02	-0,02	-0,13	-0,13	-0,06	0,03	0,05	0,00
4092	1,20E-03	-0,28	-0,01	-0,06	-0,16	-0,21	-0,13	-0,28	-0,28	-0,03	0,09	-0,06	-0,15
4101	-7,78E-04	-0,23	0,01	3,52E-03	0,11	0,29	0,28	-0,23	-0,23	-0,10	0,25	0,33	0,31
4102	4,03E-04	-0,25	0,01	-0,01	0,11	0,34	0,28	-0,25	-0,25	-0,09	0,22	0,41	0,37
4111	-4,04E-04	-0,07	-0,01	-0,02	-0,10	-0,04	-0,03	-0,07	-0,07	-0,04	0,01	0,02	-0,04
4112	-1,35E-04	-0,10	1,13E-03	-0,02	-0,23	-0,05	-0,02	-0,10	-0,10	-0,02	0,06	0,05	-0,03
4121	3,95E-04	-0,15	1,51E-03	-0,01	-0,22	1,74E-03	0,06	-0,15	-0,15	-0,02	0,16	0,09	0,00
4122	7,14E-04	-0,23	-8,83E-04	0,04	-0,29	0,02	0,09	-0,23	-0,23	-0,03	0,19	0,08	0,01
4131	1,40E-03	-0,20	-0,02	-0,04	-0,21	0,02	0,02	-0,20	-0,20	-0,13	0,07	0,15	0,06
4141	2,59E-03	-0,14	-0,01	-4,66E-03	-0,26	-0,01	0,03	-0,14	-0,14	-0,01	0,09	0,09	0,01
4142	1,57E-03	-0,14	-0,01	-8,85E-05	-0,23	-0,01	0,03	-0,14	-0,14	-0,03	0,11	0,09	0,01
4151	8,97E-04	-0,11	-0,01	-0,02	-0,25	-0,07	-0,03	-0,11	-0,11	-0,08	0,12	0,03	-0,07
4152	9,80E-04	-0,15	-0,02	-0,03	-0,23	-0,13	-0,06	-0,15	-0,15	-0,06	0,14	-0,02	-0,10
4161	-4,33E-04	-0,19	-4,54E-03	-0,05	-0,04	0,03	9,83E-04	-0,19	-0,19	-0,12	3,01E-03	0,13	0,07
4162	-1,19E-05	-0,13	-0,01	-0,03	-0,11	-1,54E-03	-0,02	-0,13	-0,13	-0,07	-0,03	0,03	0,03
4171	1,20E-04	-0,07	-0,01	-5,88E-04	-0,23	-0,08	-0,04	-0,07	-0,07	0,05	0,01	-0,03	-0,06
4172	2,34E-03	-0,13	0,01	-0,02	-0,23	-0,02	-3,36E-04	-0,13	-0,13	-0,09	0,16	0,02	-0,03
4181	3,88E-04	-0,15	-0,01	0,01	-0,16	0,14	0,18	-0,15	-0,15	-0,11	0,43	0,30	0,11
4182	2,91E-04	-0,33	-0,01	0,01	-0,50	0,16	0,31	-0,33	-0,33	-0,29	0,65	0,44	0,11
4191	-1,28E-03	-0,24	-1,44E-03	0,01	-0,40	-0,06	0,02	-0,24	-0,24	-0,11	0,23	0,14	-0,01
4192	1,27E-05	-0,19	-0,01	0,01	-0,29	-0,03	0,04	-0,19	-0,19	-0,06	0,26	0,11	-0,02

TABELA B.22: Coeficientes de correlação para o sinal EEG localizado na posição Pz-Oz e janela com tamanho de 5s e avanço de 2,5s.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
4001	-1,25E-03	0,03	-0,02	-0,03	-0,36	-0,23	-0,13	0,03	0,03	0,07	0,19	0,00	-0,21
4002	1,60E-03	0,07	2,47E-03	-0,05	-0,27	-0,29	-0,18	0,07	0,07	0,13	0,11	-0,12	-0,25
4011	1,66E-04	-0,12	-0,03	-0,04	-0,23	-0,32	-0,24	-0,12	-0,12	0,19	0,05	0,10	-0,28
4012	1,16E-03	-0,03	-0,04	-0,05	-0,28	-0,29	-0,19	-0,03	-0,03	0,18	0,10	-0,04	-0,26
4021	-0,01	-0,10	-0,04	-0,09	-0,23	-0,39	-0,28	-0,10	-0,10	0,16	0,08	0,27	-0,35
4022	1,11E-03	0,01	-0,05	-0,09	-0,58	-0,41	-0,25	0,01	0,01	0,26	0,01	-0,14	-0,33
4031	6,12E-04	-0,07	-0,06	-0,08	-0,35	-0,38	-0,24	-0,06	-0,06	0,19	0,16	-0,02	-0,32
4032	-3,63E-03	-0,12	-0,05	-0,05	-0,27	-0,35	-0,22	-0,12	-0,12	0,15	0,22	0,06	-0,30
4041	2,40E-03	-0,02	-0,03	-0,08	-0,34	-0,45	-0,24	-0,02	-0,02	0,19	0,35	0,08	-0,41
4042	6,68E-04	-0,04	-0,03	-0,14	-0,04	-0,50	-0,32	-0,04	-0,04	0,23	0,24	-0,01	-0,44
4051	1,70E-03	-0,06	-0,02	0,02	-0,18	-0,15	-0,04	-0,06	-0,06	0,01	0,33	0,02	-0,13
4052	2,36E-03	-0,10	-0,01	4,83E-04	-0,30	-0,27	-0,12	-0,10	-0,10	-0,02	0,34	-0,01	-0,24
4061	-1,29E-03	-0,07	2,81E-03	-0,06	-0,27	-0,24	-0,11	-0,07	-0,07	0,13	0,23	0,12	-0,21
4062	9,38E-04	-0,13	-0,02	-0,06	-0,35	-0,29	-0,20	-0,13	-0,13	0,18	0,21	0,06	-0,27
4071	-5,73E-04	-0,04	-0,04	-0,14	-0,16	-0,42	-0,31	-0,04	-0,04	0,22	0,02	-0,06	-0,36
4072	1,11E-03	-0,07	-0,06	-0,15	-0,14	-0,49	-0,36	-0,07	-0,07	0,23	0,03	-0,04	-0,42
4081	5,63E-04	-0,03	-0,01	-0,01	-0,42	-0,17	-0,13	-0,03	-0,03	-0,06	-3,95E-03	0,30	-0,19
4082	-2,94E-03	-0,01	-0,02	-0,01	-0,28	-0,16	-0,10	-0,01	-0,01	0,04	-0,01	0,08	-0,16
4091	-2,06E-03	-0,06	-0,02	-0,06	-0,05	-0,23	-0,14	-0,06	-0,06	0,14	0,04	-0,06	-0,20
4092	-1,43E-03	-0,06	-0,05	-0,14	-0,05	-0,55	-0,39	-0,06	-0,06	0,35	0,13	-0,18	-0,48
4101	-2,44E-04	-0,06	-1,79E-03	1,17E-03	-0,24	-0,12	-0,05	-0,06	-0,06	0,06	0,02	0,04	-0,10
4102	-7,33E-05	-0,09	-0,02	-0,02	-0,41	-0,23	-0,10	-0,09	-0,09	0,14	0,08	0,09	-0,17
4111	7,21E-04	-0,04	-0,01	-0,03	-0,08	-0,13	-0,07	-0,04	-0,04	0,07	0,11	-0,01	-0,11
4112	-2,76E-03	-0,03	-0,02	-0,06	-0,12	-0,28	-0,17	-0,03	-0,03	0,17	0,09	-0,11	-0,21
4121	-0,01	0,03	0,01	-0,02	-0,28	-0,30	-0,18	0,03	0,03	0,11	0,05	-0,12	-0,26
4122	-1,04E-03	0,03	-2,93E-03	0,05	-0,31	-0,37	-0,19	0,03	0,03	0,19	0,13	-0,12	-0,32
4131	5,00E-04	0,04	0,01	-0,07	-0,21	-0,20	-0,14	0,04	0,04	-0,01	-0,05	-0,07	-0,16
4141	-2,34E-03	-0,06	-0,01	-0,03	-0,20	-0,22	-0,11	-0,06	-0,06	0,13	0,10	-0,01	-0,18
4142	4,49E-03	-0,05	-0,02	-0,04	-0,21	-0,19	-0,08	-0,05	-0,05	0,11	0,13	-0,02	-0,16
4151	8,03E-04	-0,05	-0,02	0,01	-0,49	-0,20	-0,08	-0,05	-0,05	0,07	0,21	0,01	-0,18
4152	1,32E-03	-0,09	-0,05	0,01	-0,17	-0,34	-0,17	-0,09	-0,09	0,24	0,44	-0,01	-0,29
4161	-2,59E-04	-0,07	-0,01	0,03	-0,32	-0,08	-3,35E-03	-0,07	-0,07	0,08	0,14	0,11	-0,06
4162	-4,80E-05	0,01	0,01	-0,05	-0,20	-0,16	-0,10	0,01	0,01	-3,75E-03	-0,03	-0,05	-0,12
4171	-9,09E-04	-0,05	3,09E-03	0,01	-0,23	-0,06	-0,01	-0,05	-0,05	0,05	0,07	-0,04	-0,08
4172	2,06E-04	-0,11	0,01	-0,02	-0,26	0,01	0,04	-0,11	-0,11	-0,07	0,20	0,04	-0,06
4181	1,72E-03	-0,05	-0,02	-0,05	-0,23	-0,23	-0,14	-0,05	-0,05	0,04	0,37	0,12	-0,21
4182	-7,30E-04	-0,10	-0,04	-0,09	-0,42	-0,46	-0,31	-0,10	-0,10	0,14	0,50	0,08	-0,41
4191	-2,90E-04	-2,99E-03	2,95E-03	0,01	-0,40	-0,16	-0,04	-2,72E-03	-2,72E-03	-0,03	0,17	0,21	-0,14
4192	3,37E-04	-0,06	-0,02	0,02	-0,25	-0,09	-0,01	-0,06	-0,06	0,03	0,21	0,14	-0,08

TABELA B.23: Coeficientes de correlação para o sinal EEG localizado na posição Fpz-Cz e janela com tamanho de 2s e avanço de 1s.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
4001	-9,10E-06	-0,17	0,01	0,05	-0,36	0,07	0,17	-0,17	-0,17	-0,01	0,27	0,24	0,06
4002	4,19E-04	-0,17	4,84E-03	0,04	-0,39	-0,07	0,03	-0,18	-0,18	0,05	0,22	0,09	-0,06
4011	8,58E-05	-0,25	0,01	0,06	0,11	0,44	0,40	-0,26	-0,26	-0,02	0,21	0,39	0,49
4012	-5,67E-06	-0,19	3,95E-03	0,04	0,10	0,40	0,38	-0,20	-0,20	-0,04	0,23	0,38	0,43
4021	-2,02E-04	-0,17	0,01	0,02	-0,11	0,14	0,16	-0,17	-0,17	-0,05	0,14	0,27	0,16
4022	-4,35E-05	-0,25	0,01	0,05	-0,10	0,26	0,29	-0,25	-0,25	0,00	0,21	0,31	0,29
4031	3,68E-04	-0,14	2,66E-03	-0,02	-0,16	-0,01	0,02	-0,14	-0,14	-0,02	0,05	0,13	0,01
4032	-4,88E-05	-0,13	1,61E-03	-0,01	-0,14	0,07	0,09	-0,13	-0,13	-0,07	0,07	0,21	0,09
4041	-8,92E-05	-0,32	0,01	0,04	0,04	0,39	0,38	-0,33	-0,33	-0,18	0,25	0,41	0,37
4042	2,36E-04	-0,29	0,01	-0,01	0,02	0,32	0,28	-0,29	-0,29	-0,19	0,09	0,36	0,34
4051	-3,27E-05	-0,15	-3,95E-03	0,04	-0,13	0,16	0,20	-0,15	-0,15	-0,06	0,27	0,15	0,11
4052	-1,03E-04	-0,24	-0,01	0,05	-0,16	0,23	0,30	-0,24	-0,24	-0,11	0,35	0,24	0,19
4061	-5,37E-06	-0,19	3,04E-03	0,01	-0,31	0,00	0,08	-0,19	-0,19	-0,09	0,15	0,30	0,03
4062	-1,71E-04	-0,19	0,01	0,01	-0,25	0,05	0,15	-0,19	-0,19	-0,08	0,12	0,24	0,08
4071	8,51E-05	-0,14	0,01	0,02	-0,28	0,09	0,16	-0,15	-0,15	-0,06	0,15	0,28	0,11
4072	3,01E-05	-0,19	0,01	0,01	-0,33	0,02	0,10	-0,19	-0,19	-0,07	0,23	0,32	0,03
4081	3,63E-05	-0,15	4,22E-03	0,03	-0,30	0,19	0,22	-0,15	-0,15	-0,09	0,19	0,25	0,28
4082	-3,01E-05	-0,11	1,75E-03	0,01	-0,14	0,09	0,12	-0,12	-0,12	-0,04	0,09	0,19	0,12
4091	-3,21E-04	-0,11	-3,72E-03	-0,01	-0,07	-0,01	-0,01	-0,11	-0,11	-0,04	0,03	0,04	-3,79E-03
4092	3,52E-04	-0,25	-1,42E-03	-0,06	-0,10	-0,19	-0,12	-0,25	-0,25	-0,02	0,08	-0,05	-0,13
4101	-5,39E-05	-0,20	0,01	0,03	0,07	0,24	0,26	-0,20	-0,20	-0,04	0,18	0,23	0,24
4102	-3,55E-05	-0,22	0,01	0,02	0,07	0,28	0,29	-0,22	-0,22	-0,05	0,17	0,29	0,29
4111	-1,48E-04	-0,06	-3,18E-03	-0,02	-0,08	-0,04	-0,02	-0,06	-0,06	-0,04	0,02	0,01	-0,03
4112	1,00E-04	-0,09	3,94E-03	-0,02	-0,16	-0,05	-0,02	-0,09	-0,09	-0,03	0,05	0,04	-0,03
4121	1,07E-04	-0,13	2,67E-03	4,31E-03	-0,18	-3,64E-03	0,05	-0,13	-0,13	-0,01	0,14	0,07	0,00
4122	3,84E-04	-0,20	3,00E-04	0,03	-0,25	0,01	0,07	-0,20	-0,20	-0,02	0,16	0,07	0,01
4131	-5,38E-04	-0,17	-0,01	-0,01	-0,14	0,02	0,03	-0,17	-0,17	-0,09	0,06	0,11	0,05
4141	3,30E-04	-0,12	-0,01	8,45E-04	-0,19	-0,01	0,02	-0,13	-0,13	0,00	0,07	0,08	0,01
4142	6,97E-05	-0,12	-0,01	3,62E-03	-0,16	-0,01	0,02	-0,12	-0,12	-0,01	0,08	0,07	1,50E-03
4151	6,38E-05	-0,10	-0,01	-0,01	-0,19	-0,06	-0,03	-0,10	-0,10	-0,05	0,10	0,01	-0,07
4152	1,65E-04	-0,14	-0,01	-0,04	-0,17	-0,12	-0,07	-0,14	-0,14	-0,02	0,12	-0,02	-0,09
4161	-2,05E-04	-0,16	-4,19E-03	-0,02	-0,04	0,02	0,03	-0,16	-0,16	-0,09	0,01	0,10	0,05
4162	-5,37E-05	-0,12	5,40E-04	-0,02	-0,08	-0,01	-0,01	-0,12	-0,12	-0,07	-0,02	0,02	0,03
4171	-1,73E-04	-0,06	-0,01	4,83E-03	-0,19	-0,07	-0,05	-0,06	-0,06	0,04	0,01	-0,02	-0,06
4172	-2,76E-04	-0,11	3,31E-03	-0,01	-0,19	-0,02	-1,28E-03	-0,11	-0,11	-0,07	0,14	0,01	-0,03
4181	8,03E-05	-0,13	-0,01	0,02	-0,14	0,10	0,16	-0,13	-0,13	-0,07	0,33	0,21	0,07
4182	2,25E-04	-0,28	-0,01	0,05	-0,41	0,12	0,24	-0,28	-0,28	-0,14	0,55	0,34	0,07
4191	-3,10E-04	-0,22	-2,32E-03	0,01	-0,31	-0,07	-4,72E-03	-0,22	-0,22	-0,05	0,18	0,09	-0,03
4192	4,30E-04	-0,17	-2,38E-03	0,02	-0,22	-0,03	0,02	-0,17	-0,17	-0,01	0,20	0,08	-0,02

TABELA B.24: Coeficientes de correlação para o sinal EEG localizado na posição Pz-Oz e janela com tamanho de 2s e avanço de 1s.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
4001	-2,39E-04	0,03	-0,01	-0,03	-0,31	-0,21	-0,14	0,03	0,03	0,06	0,16	-0,01	-0,19
4002	-9,67E-04	0,06	2,72E-03	-0,05	-0,23	-0,27	-0,20	0,07	0,07	0,09	0,09	-0,11	-0,22
4011	-4,05E-04	-0,11	-0,02	-0,07	-0,19	-0,30	-0,25	-0,11	-0,11	0,19	0,05	0,07	-0,26
4012	-2,37E-04	-0,03	-0,03	-0,06	-0,23	-0,28	-0,21	-0,02	-0,02	0,18	0,09	-0,04	-0,24
4021	-2,22E-04	-0,10	-0,02	-0,08	-0,19	-0,36	-0,30	-0,09	-0,09	0,14	0,08	0,22	-0,33
4022	4,54E-05	0,01	-0,03	-0,10	-0,47	-0,37	-0,26	0,01	0,01	0,21	0,02	-0,11	-0,30
4031	-1,87E-04	-0,06	-0,04	-0,07	-0,29	-0,35	-0,26	-0,06	-0,06	0,16	0,14	-0,02	-0,29
4032	4,98E-04	-0,11	-0,03	-0,05	-0,22	-0,32	-0,24	-0,11	-0,11	0,15	0,18	0,04	-0,27
4041	-1,41E-04	-0,02	-0,03	-0,07	-0,28	-0,42	-0,28	-0,02	-0,02	0,19	0,30	0,06	-0,37
4042	4,86E-06	-0,05	-0,02	-0,13	-0,02	-0,47	-0,35	-0,04	-0,04	0,21	0,21	-0,01	-0,40
4051	1,99E-04	-0,06	-0,01	0,01	-0,17	-0,14	-0,06	-0,06	-0,06	0,04	0,27	0,01	-0,13
4052	3,09E-04	-0,10	-0,01	-0,02	-0,28	-0,26	-0,15	-0,10	-0,10	0,01	0,29	-0,02	-0,22
4061	4,76E-04	-0,06	1,99E-03	-0,04	-0,22	-0,22	-0,12	-0,06	-0,06	0,15	0,18	0,10	-0,19
4062	7,11E-04	-0,12	-0,02	-0,06	-0,30	-0,27	-0,21	-0,12	-0,12	0,17	0,17	0,05	-0,24
4071	-1,47E-04	-0,04	-0,03	-0,12	-0,11	-0,40	-0,33	-0,04	-0,04	0,16	0,03	-0,05	-0,33
4072	-6,73E-04	-0,07	-0,04	-0,13	-0,10	-0,45	-0,38	-0,06	-0,06	0,16	0,03	-0,04	-0,37
4081	2,45E-04	-0,03	-0,01	-0,02	-0,37	-0,16	-0,13	-0,03	-0,03	-0,03	0,01	0,27	-0,17
4082	-7,33E-04	-4,94E-03	-0,01	-0,01	-0,25	-0,15	-0,11	-4,72E-03	-4,72E-03	0,03	-4,22E-04	0,06	-0,14
4091	-1,60E-04	-0,06	-0,01	-0,05	-0,03	-0,21	-0,15	-0,06	-0,06	0,12	0,04	-0,05	-0,18
4092	5,48E-04	-0,06	-0,03	-0,14	-0,03	-0,52	-0,42	-0,05	-0,05	0,30	0,12	-0,15	-0,44
4101	6,96E-05	-0,05	5,92E-04	-3,07E-03	-0,20	-0,11	-0,06	-0,06	-0,06	0,06	0,02	0,03	-0,09
4102	6,98E-04	-0,08	-0,01	-0,02	-0,34	-0,21	-0,12	-0,08	-0,08	0,15	0,07	0,07	-0,15
4111	3,21E-04	-0,04	-0,01	-0,03	-0,06	-0,12	-0,08	-0,04	-0,04	0,07	0,09	-0,01	-0,11
4112	-3,24E-04	-0,03	-0,01	-0,06	-0,09	-0,25	-0,19	-0,03	-0,03	0,12	0,07	-0,09	-0,19
4121	2,63E-05	0,03	1,34E-04	-0,04	-0,24	-0,27	-0,19	0,03	0,03	0,08	0,05	-0,11	-0,23
4122	-5,33E-04	0,02	-6,16E-04	-0,01	-0,27	-0,33	-0,22	0,02	0,02	0,16	0,10	-0,11	-0,28
4131	1,32E-03	0,03	0,01	-0,06	-0,15	-0,19	-0,14	0,04	0,04	-4,84E-03	-0,04	-0,06	-0,14
4141	2,90E-04	-0,05	-0,01	-0,03	-0,16	-0,20	-0,13	-0,05	-0,05	0,11	0,08	-0,01	-0,16
4142	1,74E-05	-0,04	-0,01	-0,03	-0,17	-0,18	-0,10	-0,04	-0,04	0,11	0,11	-0,02	-0,15
4151	7,24E-05	-0,05	-0,01	-3,15E-03	-0,43	-0,19	-0,10	-0,05	-0,05	0,08	0,18	-2,44E-03	-0,17
4152	1,79E-04	-0,09	-0,03	-0,02	-0,14	-0,32	-0,20	-0,09	-0,09	0,24	0,37	-0,01	-0,27
4161	2,01E-06	-0,07	-0,01	0,03	-0,27	-0,08	-0,02	-0,07	-0,07	0,07	0,12	0,09	-0,06
4162	-1,57E-04	0,01	0,01	-0,04	-0,16	-0,15	-0,10	0,01	0,01	2,47E-03	-0,02	-0,04	-0,11
4171	3,36E-04	-0,05	1,72E-03	0,01	-0,20	-0,06	-0,03	-0,05	-0,05	0,06	0,07	-0,03	-0,07
4172	-1,09E-05	-0,10	0,01	1,90E-03	-0,23	0,01	0,03	-0,10	-0,10	-0,02	0,19	0,03	-0,05
4181	1,50E-04	-0,05	-0,02	-0,05	-0,20	-0,22	-0,16	-0,05	-0,05	0,05	0,32	0,07	-0,19
4182	5,84E-04	-0,09	-0,03	-0,09	-0,36	-0,43	-0,34	-0,09	-0,09	0,16	0,43	0,06	-0,38
4191	1,84E-04	-4,10E-03	-4,02E-03	-0,01	-0,34	-0,15	-0,07	-2,35E-03	-2,35E-03	-4,21E-03	0,14	0,17	-0,13
4192	3,08E-04	-0,05	-0,01	0,02	-0,22	-0,08	-0,03	-0,05	-0,05	0,06	0,18	0,11	-0,07

B.4 Kruskal Wallis

TABELA B.25: Resultado obtido do Kruskal Wallis, para o sinal EEG localizado na posição Fpz-Cz e janela com tamanho de 20s e avanço de 2s.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
4001	0.80	0.00	3.92E-12	2.75E-37	0.00	5.51E-118	6.31E-221	0.00	0.00	5.08E-18	0.00	0.00	1.28E-94
4002	0.76	0.00	1.86E-03	1.78E-53	0.00	2.24E-13	6.51E-204	0.00	0.00	7.33E-09	0.00	1.63E-238	3.45E-10
4011	0.79	0.00	8.87E-04	2.28E-36	0.00	0.00	8.99E-294	0.00	0.00	1.66E-33	0.00	0.00	0.00
4012	0.77	0.00	0.01	4.33E-27	0.00	0.00	4.96E-176	0.00	0.00	4.49E-47	2.13E-261	0.00	0.00
4021	0.88	0.00	0.67	6.42E-34	1.23E-15	3.30E-296	6.91E-49	0.00	0.00	1.25E-142	1.85E-213	0.00	0.00
4022	0.79	0.00	1.62E-07	0.02	2.51E-05	0.00E+00	1.67E-237	0.00	0.00	5.50E-34	0.00E+00	0.00	0.00
4031	0.98	0.00	2.33E-01	9.13E-38	6.48E-290	0.02	2.48E-01	0.00	0.00	4.17E-72	2.14E-11	1.52E-244	2.53E-24
4032	0.80	0.00	0.15	2.08E-39	3.27E-180	4.64E-89	6.05E-27	0.00	0.00	2.21E-174	1.97E-29	2.51E-265	7.02E-141
4041	0.73	0.00	2.82E-16	1.60E-03	7.74E-68	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
4042	0.94	0.00	5.63E-07	4.69E-61	1.41E-56	0.00	1.34E-41	0.00	0.00	0.00	2.80E-57	0.00	0.00
4051	0.85	0.00	0.91	7.94E-19	1.67E-136	1.05E-281	1.96E-229	0.00	0.00	4.36E-146	0.00	5.97E-301	1.30E-277
4052	0.89	0.00	5.03E-05	3.60E-10	7.47E-166	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
4061	0.84	0.00	0.67	2.68E-03	0.00	3.75E-26	2.97E-49	0.00	0.00	6.74E-260	2.27E-180	0.00	2.07E-84
4062	0.96	0.00	1.40E-04	0.64	0.00	3.07E-89	2.05E-72	0.00	0.00	2.66E-193	1.98E-141	0.00	9.74E-190
4071	0.92	0.00	1.01E-19	6.44E-14	0.00	2.01E-195	2.34E-90	0.00	0.00	1.23E-175	7.71E-300	0.00	3.79E-245
4072	0.79	0.00	3.58E-12	3.54E-15	0.00	3.03E-31	3.68E-117	0.00	0.00	1.25E-291	0.00	0.00	8.19E-43
4081	0.61	0.00	1.31E-07	1.57E-08	0.00	1.02E-191	1.03E-112	0.00	0.00	3.14E-194	4.09E-289	0.00	2.41E-241
4082	0.57	4.00E-231	0.51	3.16E-13	1.54E-131	1.05E-59	6.78E-14	3.96E-231	3.96E-231	4.81E-57	2.70E-39	7.82E-202	5.18E-99
4091	0.71	2.13E-139	1.17E-03	0.02	6.79E-68	0.01	1.85E-12	2.19E-139	2.19E-139	2.20E-18	1.14E-02	8.02E-20	7.52E-03
4092	0.85	0.00	3.53E-05	2.09E-11	9.09E-98	5.33E-228	1.27E-105	0.00	0.00	2.78E-14	5.52E-01	9.05E-21	1.31E-137
4101	0.88	0.00	9.09E-06	1.12E-11	6.46E-144	0.00	7.00E-163	0.00	0.00	1.56E-109	1.03E-268	0.00	0.00
4102	0.97	0.00	0.14	2.88E-21	1.84E-192	0.00	2.70E-127	0.00	0.00	1.84E-105	1.85E-231	0.00	0.00
4111	0.67	1.30E-98	0.47	2.35E-01	8.96E-59	1.31E-17	1.16E-29	1.30E-98	1.30E-98	1.80E-18	7.70E-01	3.10E-02	4.01E-10
4112	0.51	1.27E-115	5.12E-03	3.99E-10	1.01E-70	2.03E-30	5.50E-25	1.29E-115	1.29E-115	3.24E-01	4.10E-01	2.32E-01	1.32E-16
4121	0.95	1.24E-257	5.82E-04	4.78E-04	1.79E-226	2.40E-04	6.31E-24	1.18E-257	1.18E-257	2.18E-03	2.00E-179	3.07E-157	3.28E-09
4122	0.54	0.00	0.39	6.81E-49	0.00	2.79E-83	4.51E-161	0.00	0.00	3.78E-21	0.00	0.00	6.48E-85
4131	0.52	0.00	3.17E-04	3.26E-37	0.00	1.72E-24	0.02	0.00	0.00	2.33E-205	1.42E-36	9.57E-169	5.07E-87
4141	0.71	1.61E-224	3.52E-03	4.40E-01	5.43E-230	0.11	3.58E-28	1.60E-224	1.60E-224	1.01E-01	3.31E-51	4.52E-109	2.13E-14
4142	0.45	2.85E-198	3.71E-07	3.64E-01	2.09E-211	0.11	4.26E-25	2.84E-198	2.84E-198	1.38E-16	1.20E-67	9.46E-123	4.02E-13
4151	0.76	8.27E-176	0.81	2.24E-06	9.35E-162	7.69E-25	2.37E-22	8.58E-176	8.58E-176	1.02E-99	2.20E-98	1.41E-39	1.82E-25
4152	0.88	7.55E-259	1.43E-08	1.20E-05	3.06E-250	8.74E-132	1.25E-32	8.22E-259	8.22E-259	2.77E-55	5.05E-110	5.29E-02	2.48E-101
4161	0.94	0.00	0.98	2.23E-38	8.77E-22	8.66E-23	7.74E-62	0.00	0.00	5.58E-176	9.85E-23	3.25E-147	1.44E-109
4162	0.77	1.19E-208	0.08	5.28E-13	1.00E-82	7.36E-07	5.66E-26	1.22E-208	1.22E-208	5.16E-108	3.09E-28	7.54E-44	1.58E-50
4171	0.96	1.58E-46	6.68E-05	0.04	1.67E-134	8.53E-74	1.10E-04	1.52E-46	1.52E-46	2.17E-39	1.35E-06	8.06E-19	2.15E-85
4172	0.52	1.17E-169	4.81E-04	6.22E-01	1.89E-115	0.09	0.14	1.16E-169	1.16E-169	1.04E-48	1.19E-126	2.04E-07	9.98E-04
4181	0.98	5.33E-250	2.45E-03	6.07E-08	3.72E-90	1.81E-172	6.12E-111	5.22E-250	5.22E-250	6.15E-94	1.27E-258	8.09E-233	7.69E-144
4182	0.73	0.00	8.68E-03	2.80E-01	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	3.40E-287
4191	0.96	0.00	0.04	2.21E-01	0.00	0.56	1.00E-17	0.00	0.00	6.14E-157	4.05E-203	5.97E-167	1.24E-06
4192	0.89	0.00	4.58E-03	2.54E-09	0.00	0.22	1.18E-35	0.00	0.00	5.89E-32	4.70E-232	1.71E-117	1.74E-01

TABELA B.26: Resultado obtido do Kruskal Wallis, para o sinal EEG localizado na posição Pz-Oz e janela com tamanho de 20s e avanço de 2s.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
4001	0,68	6,14E-12	7,87E-12	0,03	0,00	0,00	2,87E-74	6,26E-12	6,26E-12	1,66E-58	4,72E-173	8,55E-07	0,00
4002	0,34	3,22E-72	0,13	0,35	0,00	0,00	2,74E-227	3,14E-72	3,14E-72	4,92E-148	4,28E-112	1,76E-183	0,00
4011	0,18	0,00E+00	4,55E-05	1,13E-07	6,61E-305	0,00	1,80E-290	0,00	0,00	1,81E-260	5,23E-16	2,44E-09	0,00
4012	0,30	2,75E-17	1,78E-20	0,52	0,00	0,00	1,20E-166	2,81E-17	2,81E-17	1,44E-266	4,47E-43	8,34E-73	0,00
4021	0,49	1,29E-269	4,56E-19	1,43E-39	2,73E-266	0,00	0,00	1,51E-269	1,51E-269	2,53E-189	1,82E-06	6,88E-39	0,00
4022	0,88	1,13E-03	9,67E-67	5,35E-31	0,00	0,00	0,00	1,11E-03	1,11E-03	0,00	1,83E-13	0,00	0,00
4031	0,79	1,63E-140	8,31E-48	9,15E-38	0,00	0,00	8,89E-275	1,85E-140	1,85E-140	1,94E-236	1,03E-47	1,66E-09	0,00
4032	0,77	4,93E-139	2,47E-36	1,40E-08	0,00	0,00	1,31E-220	5,13E-139	5,13E-139	1,11E-184	1,02E-121	1,32E-31	0,00
4041	0,55	0,00	1,67E-32	4,27E-33	0,00	0,00	9,18E-195	0,00	0,00	0,00	0,00	6,46E-07	0,00
4042	0,95	0,00	1,85E-24	1,05E-102	2,23E-01	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	2,00E-108	8,25E-39	0,00
4051	0,80	4,81E-181	5,01E-14	2,63E-52	5,95E-227	4,63E-203	2,45E-16	5,01E-181	5,01E-181	1,68E-06	1,39E-276	1,10E-77	1,21E-229
4052	0,71	1,68E-171	1,34E-16	4,54E-62	0,00	0,00	5,36E-15	1,79E-171	1,79E-171	0,55	2,30E-308	2,71E-29	0,00
4061	0,88	7,24E-293	0,13	1,66E-61	0,00	0,00	8,54E-103	7,18E-293	7,18E-293	9,28E-175	1,43E-213	5,74E-09	0,00
4062	0,98	2,95E-267	2,44E-17	7,68E-17	0,00	0,00	1,55E-193	3,08E-267	3,08E-267	2,56E-244	2,19E-146	3,19E-24	0,00
4071	0,35	1,70E-60	2,92E-27	3,74E-173	6,20E-207	0,00	0,00	1,95E-60	1,95E-60	1,92E-232	0,61	1,14E-117	0,00
4072	0,72	7,91E-83	3,37E-81	8,85E-238	1,08E-178	0,00	0,00	9,86E-83	9,86E-83	5,96E-280	0,88	8,82E-44	0,00
4081	0,97	3,70E-67	4,17E-03	0,05	0,00	5,50E-200	6,18E-55	3,63E-67	3,63E-67	9,66E-44	2,27E-09	2,25E-91	0,00
4082	0,22	1,12E-04	2,77E-12	5,10E-07	4,03E-239	3,02E-150	2,74E-34	1,12E-04	1,12E-04	8,80E-05	2,42E-11	0,16	1,20E-222
4091	0,45	1,88E-37	1,17E-15	5,95E-15	8,50E-07	3,32E-154	2,18E-99	1,95E-37	1,95E-37	5,87E-85	0,72	1,17E-41	6,28E-153
4092	0,86	6,58E-67	1,58E-20	1,48E-55	7,56E-09	0,00	0,00	7,50E-67	7,50E-67	0,00E+00	9,11E-15	6,28E-268	0,00
4101	0,60	1,38E-87	0,36	4,02E-03	0,00	1,25E-101	9,06E-04	1,42E-87	1,42E-87	2,08E-48	0,50	3,93E-17	3,89E-87
4102	0,89	0,00E+00	2,78E-07	1,64E-14	0,00	0,00	3,72E-15	0,00	0,00	2,92E-275	6,69E-43	3,24E-44	1,06E-239
4111	0,77	5,17E-59	0,03	1,13E-18	3,31E-35	5,58E-91	4,33E-21	5,26E-59	5,26E-59	1,58E-40	1,34E-33	4,96E-13	2,35E-94
4112	0,92	4,58E-27	8,92E-06	1,11E-23	2,03E-38	1,86E-171	4,84E-125	4,85E-27	4,85E-27	3,66E-128	5,54E-03	9,40E-89	4,16E-172
4121	0,71	5,47E-149	0,22	6,70E-26	0,00	0,00	6,72E-185	5,40E-149	5,40E-149	5,10E-124	5,94E-09	2,74E-166	0,00
4122	0,54	4,28E-117	0,02	1,13E-154	0,00	0,00	2,02E-158	4,48E-117	4,48E-117	0,00	6,11E-156	0,00	0,00
4131	0,89	1,11E-28	7,78E-04	8,30E-27	0,00	5,22E-275	9,08E-137	1,20E-28	1,20E-28	0,76	8,98E-29	2,35E-79	3,16E-201
4141	0,84	1,70E-54	8,45E-13	0,99	1,41E-229	1,06E-234	1,09E-48	1,79E-54	1,79E-54	1,84E-133	6,35E-30	6,19E-06	3,00E-215
4142	0,70	2,23E-30	2,45E-07	5,47E-05	2,38E-177	1,63E-213	6,67E-24	2,30E-30	2,30E-30	2,58E-136	2,94E-38	1,33E-03	7,03E-199
4151	0,91	6,92E-128	8,48E-08	9,61E-04	0,00	7,53E-244	2,68E-09	7,13E-128	7,13E-128	2,54E-67	1,46E-189	0,56	1,17E-271
4152	0,85	1,37E-270	9,92E-28	7,36E-12	5,36E-169	0,00	1,20E-112	1,36E-270	1,36E-270	0,00	0,00	1,42E-13	0,00
4161	0,72	6,36E-213	3,72E-07	4,86E-09	0,00	1,21E-44	3,11E-26	6,52E-213	6,52E-213	2,68E-97	9,58E-104	1,39E-72	7,46E-18
4162	0,76	0,27	0,75	1,03E-05	4,23E-219	2,14E-175	1,84E-67	2,66E-01	2,66E-01	1,33E-04	3,77E-18	1,12E-39	4,53E-126
4171	0,98	1,28E-29	0,08	7,05E-08	2,26E-143	6,70E-27	3,56E-11	1,26E-29	1,26E-29	6,77E-62	4,73E-38	3,54E-03	5,29E-82
4172	0,97	4,33E-153	0,17	2,80E-16	2,08E-241	2,59E-05	1,48E-31	4,43E-153	4,43E-153	3,07E-39	4,87E-132	3,46E-26	1,39E-08
4181	0,77	7,10E-60	1,78E-09	7,16E-10	3,81E-144	6,39E-209	8,29E-79	7,24E-60	7,24E-60	1,01E-09	1,40E-191	1,49E-20	1,01E-217
4182	0,77	0,00	3,24E-51	1,54E-47	0,00	0,00E+00	0,00E+00	0,00	0,00	3,26E-170	0,00	5,87E-11	0,00
4191	0,54	4,01E-25	0,97	0,28	0,00	8,33E-175	2,57E-02	4,05E-25	4,05E-25	0,58	6,06E-97	2,37E-106	6,71E-149
4192	0,79	3,55E-132	4,89E-08	9,47E-07	0,00	1,72E-67	3,53E-11	3,55E-132	3,55E-132	1,97E-45	4,79E-159	7,58E-88	9,91E-48

TABELA B.27: Resultado obtido do Kruskal Wallis, para o sinal EEG localizado na posição Fpz-Cz e janela com tamanho de 10s e avanço de 2s.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
4001	0.93	0.00	2,78E-07	9,26E-27	0.00	1,16E-84	3,58E-204	0.00	0.00	1,89E-12	0.00	0.00	1,91E-63
4002	0.84	0.00	0.05	3,65E-29	0.00	3,71E-32	1,02E-123	0.00	0.00	5,48E-12	2,23E-308	1,61E-176	4,40E-25
4011	0.80	0.00	2,13E-03	9,62E-14	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	1,25E-28	0.00	0.00	0.00
4012	0.84	0.00	0.15	2,63E-12	6,46E-290	0.00	1,35E-234	0.00	0.00	8,39E-43	1,05E-252	0.00	0.00
4021	0.96	0.00	0.62	6,69E-14	7,05E-30	6,90E-242	2,94E-98	0.00	0.00	4,40E-91	1,02E-177	0.00	4,62E-300
4022	0.67	0.00	5,71E-04	1,61E-01	1,23E-12	0.00	3,27E-294	0.00	0.00	9,78E-21	0.00	0.00	0,00E+00
4031	0.74	0.00	0.23	6,99E-32	4,65E-269	0.43	5,40E-04	0.00	0.00	4,00E-42	3,02E-12	4,81E-184	2,02E-14
4032	0.93	9,61E-301	0.86	2,46E-32	4,12E-174	3,03E-71	2,93E-46	1,08E-300	1,08E-300	1,30E-138	1,28E-30	5,64E-229	8,98E-116
4041	0.78	0.00	3,43E-10	4,10E-01	1,54E-42	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0,00E+00
4042	0.94	0.00	3,80E-05	1,02E-38	8,14E-34	0.00	8,46E-107	0.00	0.00	0.00	1,37E-55	0.00	0,00E+00
4051	0.84	0.00	0.23	2,45E-15	2,55E-137	5,14E-256	6,11E-247	0.00	0.00	1,70E-98	0.00	4,01E-287	3,77E-248
4052	0.80	0.00	1,75E-03	6,29E-11	9,87E-172	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
4061	0.73	0.00	0.90	2,06E-05	0.00	3,94E-13	1,63E-64	0.00	0.00	9,28E-204	5,10E-162	0.00	1,28E-52
4062	0.97	0.00	2,29E-04	0.04	0.00	2,67E-69	6,18E-112	0.00	0.00	1,00E-146	1,73E-130	0.00	2,38E-143
4071	0.98	0.00	1,64E-10	1,47E-06	0.00	7,75E-150	1,33E-112	0.00	0.00	2,84E-113	1,93E-227	0.00	2,16E-186
4072	0.92	0.00	7,55E-06	6,56E-06	0.00	3,23E-22	1,37E-122	0.00	0.00	1,55E-188	0.00	0.00	3,55E-31
4081	0.82	0.00	5,79E-04	0.09	0.00	2,95E-193	3,37E-155	0.00	0.00	4,90E-145	1,12E-266	0.00	4,50E-244
4082	0.94	1,29E-214	0.40	2,94E-06	5,58E-136	1,31E-53	1,29E-28	1,20E-214	1,20E-214	5,13E-39	5,27E-42	4,75E-171	3,41E-86
4091	0.86	6,68E-148	0.12	7,83E-05	3,38E-57	0.14	2,69E-04	7,14E-148	7,14E-148	2,43E-22	2,70E-04	2,40E-19	2,40E-03
4092	0.95	0.00	1,73E-03	1,72E-19	4,98E-92	1,72E-197	1,96E-96	0.00	0.00	1,96E-12	0.05	3,02E-20	2,06E-120
4101	0.77	0.00	7,36E-04	2,82E-03	1,61E-110	0.00	1,30E-229	0.00	0.00	1,61E-81	9,12E-244	0.00	0.00
4102	0.86	0.00	0.16	1,03E-05	3,50E-136	0.00	8,16E-220	0.00	0.00	2,97E-80	5,13E-214	0.00	0.00
4111	0.78	3,71E-97	0.42	0.07	2,24E-61	3,41E-16	1,39E-19	3,93E-97	3,93E-97	7,18E-19	0.05	0.08	6,37E-10
4112	0.71	6,17E-113	0.05	0.34	1,60E-113	3,70E-29	4,67E-16	6,57E-113	6,57E-113	7,18E-03	3,50E-04	4,29E-03	8,20E-17
4121	0.90	9,40E-250	0.23	0.15	4,99E-250	9,51E-03	4,62E-27	7,96E-250	7,96E-250	3,12E-04	7,65E-151	8,22E-123	4,80E-07
4122	0.89	0.00	0.32	8,99E-23	0.00	1,26E-54	1,18E-146	0.00	0.00	2,11E-14	0.00	0.00	3,64E-57
4131	0.88	0.00	2,12E-03	8,28E-42	9,50E-268	7,12E-18	1,98E-04	0.00	0.00	2,70E-165	2,59E-29	1,86E-123	5,72E-68
4141	0.73	3,90E-222	0.06	0.36	1,72E-216	0.08	2,46E-20	3,76E-222	3,76E-222	3,14E-01	6,92E-45	3,86E-77	1,57E-09
4142	0.89	1,12E-201	1,86E-03	0.19	5,42E-193	0.62	1,50E-21	1,09E-201	1,09E-201	6,48E-10	7,18E-66	2,87E-90	6,77E-06
4151	0.95	3,26E-167	0.17	2,63E-04	8,18E-170	2,95E-27	2,01E-05	3,54E-167	3,54E-167	1,32E-61	7,96E-83	4,08E-29	5,05E-28
4152	0.80	1,62E-267	4,77E-05	1,18E-10	7,13E-238	1,53E-128	4,22E-25	2,14E-267	2,14E-267	4,03E-35	1,27E-96	0.08	1,61E-96
4161	0.81	0.00	0.63	1,57E-31	2,12E-19	1,24E-23	2,02E-17	0.00	0.00	1,31E-118	1,39E-08	2,74E-117	2,63E-97
4162	0.93	2,71E-200	0.19	4,82E-16	1,88E-84	4,34E-03	3,59E-12	3,02E-200	3,02E-200	3,57E-78	2,55E-19	3,16E-31	2,38E-35
4171	0.86	3,09E-44	8,27E-03	0.91	7,95E-159	7,23E-76	1,11E-12	2,66E-44	2,66E-44	4,99E-26	1,27E-02	2,03E-13	1,22E-86
4172	0.77	1,50E-169	8,12E-03	5,71E-04	5,92E-147	0.02	0.71	1,53E-169	1,53E-169	5,38E-44	2,19E-122	5,11E-06	1,44E-05
4181	0.96	1,17E-248	0.01	0.01	3,86E-116	8,76E-138	7,69E-110	1,06E-248	1,06E-248	1,33E-77	2,07E-248	4,65E-196	2,50E-107
4182	0.98	0.00	0.05	0.59	0.00	0,00E+00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	3,33E-220
4191	0.95	0.00	0.16	9,06E-05	0.00	2,93E-15	2,19E-10	0.00	0.00	3,92E-86	1,71E-168	1,40E-101	0.03
4192	0.82	0.00	0.10	8,11E-03	0.00	6,67E-04	4,32E-32	0.00	0.00	1,63E-19	1,53E-215	6,00E-88	0.32

TABELA B.28: Resultado obtido do Kruskal Wallis, para o sinal EEG localizado na posição Pz-Oz e janela com tamanho de 10s e avanço de 2s.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
4001	0.78	2.65E-07	9.22E-07	3.49E-04	0.00	0.00	8.81E-122	2.81E-07	2.81E-07	6.50E-41	1.84E-154	1.03E-06	0.00
4002	0.74	1.82E-46	0.53	1.68E-12	0.00	0.00	1.40E-259	1.74E-46	1.74E-46	2.88E-99	5.31E-91	2.11E-178	0.00
4011	0.73	0.00	2.80E-06	7.80E-07	1.08E-304	0.00	0.00	0.00	0.00	1.91E-206	1.21E-20	1.24E-19	0.00
4012	0.60	1.81E-26	3.30E-16	7.55E-17	0.00	0.00	3.09E-229	1.94E-26	1.94E-26	3.65E-198	2.53E-48	2.61E-83	0.00
4021	0.73	1.83E-271	1.02E-12	2.06E-59	9.22E-284	0.00	0.00	2.95E-271	2.95E-271	2.34E-152	5.36E-08	5.36E-29	0.00
4022	0.82	0.76	1.00E-36	1.37E-77	0.00	0.00	0.00	0.76	0.76	0.00	3.52E-08	0.00	0.00
4031	0.90	9.53E-144	1.39E-33	3.15E-53	0.00	0.00	0.00	1.28E-143	1.28E-143	5.51E-191	3.28E-57	4.67E-25	0.00
4032	0.88	9.82E-148	3.53E-21	2.05E-18	0.00	0.00	3.78E-253	1.10E-147	1.10E-147	3.23E-158	1.18E-114	1.42E-04	0.00
4041	0.99	0.00	3.12E-18	4.06E-45	0.00	0.00	8.22E-274	0.00	0.00	1.56E-278	0.00	4.65E-05	0.00
4042	0.95	0.00	3.84E-13	1.53E-132	1.09E-08	0.00	0.00	0.00	0.00	2.44E-263	2.75E-124	5.64E-36	0.00
4051	0.69	1.28E-190	1.31E-07	1.29E-17	9.54E-229	1.29E-201	0.02	1.35E-190	1.35E-190	3.75E-07	5.12E-274	4.57E-49	9.85E-223
4052	0.93	6.97E-209	8.31E-09	1.11E-10	0.00	0.00	1.81E-30	8.41E-209	8.41E-209	1.65E-02	0.00	2.90E-12	0.00
4061	0.91	5.14E-305	0.22	5.12E-56	0.00	0.00	8.50E-77	4.74E-305	4.74E-305	2.65E-140	1.36E-197	1.39E-04	0.00
4062	0.61	2.41E-274	1.55E-12	1.33E-32	0.00	0.00	3.42E-265	2.79E-274	2.79E-274	8.79E-205	1.44E-149	6.36E-31	0.00
4071	0.60	2.04E-67	4.69E-16	5.04E-180	2.36E-185	0.00	0.00	3.18E-67	3.18E-67	2.87E-196	0.93	8.50E-101	0.00
4072	0.97	2.36E-96	2.85E-43	2.91E-254	5.45E-158	0.00	0.00	5.37E-96	5.37E-96	1.56E-195	0.14	5.16E-35	0.00
4081	0.72	9.69E-64	0.06	0.16	0.00	6.95E-180	3.31E-111	8.71E-64	8.71E-64	8.28E-40	4.52E-05	8.22E-83	0.00
4082	0.36	0.05	1.01E-05	0.70	3.81E-248	5.32E-145	2.32E-59	5.34E-02	0.05	1.01E-04	2.68E-05	0.52	4.83E-208
4091	0.37	3.37E-50	4.90E-07	4.26E-22	1.88E-14	4.18E-151	8.34E-103	3.66E-50	3.66E-50	2.52E-69	0.04	2.01E-41	2.97E-149
4092	0.50	3.24E-69	5.95E-12	1.32E-89	3.71E-15	0.00	0.00E+00	5.18E-69	5.18E-69	1.73E-295	1.39E-18	3.40E-247	0.00
4101	0.97	6.59E-98	7.24E-01	0.33	0.00	4.01E-94	1.38E-07	6.93E-98	6.93E-98	1.71E-35	0.11	2.37E-13	1.25E-81
4102	0.88	0.00	9.62E-07	2.00E-11	0.00	0.00	7.82E-39	0.00	0.00E+00	8.53E-220	2.14E-37	5.67E-36	9.17E-227
4111	0.92	2.95E-63	0.28	1.24E-16	1.37E-43	4.32E-88	9.40E-30	3.05E-63	3.05E-63	5.61E-36	1.50E-31	1.25E-12	1.57E-91
4112	0.99	5.92E-28	1.06E-03	2.24E-44	3.96E-67	4.78E-170	2.71E-131	7.28E-28	7.28E-28	2.89E-98	1.87E-06	1.08E-85	8.23E-171
4121	0.36	1.25E-109	0.34	0.47	0.00	0.00	1.63E-216	1.17E-109	1.17E-109	1.61E-76	8.29E-13	2.38E-192	0.00
4122	0.92	2.73E-64	0.79	8.12E-34	0.00	0.00	3.50E-268	3.15E-64	3.15E-64	2.47E-284	6.45E-156	0.00	0.00
4131	0.75	1.02E-34	0.09	2.84E-41	2.22E-268	3.71E-261	6.12E-131	1.34E-34	1.34E-34	4.64E-03	6.77E-23	1.02E-71	6.42E-183
4141	0.89	3.71E-61	1.19E-05	7.82E-04	2.54E-222	5.18E-231	3.72E-72	4.00E-61	4.00E-61	4.44E-101	4.85E-33	4.29E-11	2.26E-209
4142	0.61	4.35E-41	1.13E-04	1.32E-16	7.76E-190	1.89E-202	6.14E-37	4.67E-41	4.67E-41	1.82E-94	2.71E-50	1.47E-04	3.31E-186
4151	0.95	3.77E-131	1.08E-03	0.03	0.00	1.18E-240	6.55E-22	3.85E-131	3.85E-131	2.22E-58	2.61E-186	0.68	3.99E-272
4152	0.92	2.42E-297	5.66E-19	0.04	4.90E-187	0.00	1.08E-152	2.35E-297	2.35E-297	0.00	0.00	2.04E-08	0.00
4161	0.94	4.73E-219	6.18E-05	2.43E-07	0.00	4.67E-47	5.13E-10	5.03E-219	5.03E-219	5.94E-70	2.19E-98	6.20E-67	2.10E-20
4162	0.62	0.74	0.35	4.66E-22	2.50E-222	5.32E-165	1.62E-70	7.45E-01	0.75	8.99E-01	5.15E-13	1.11E-33	4.28E-115
4171	0.98	2.84E-35	0.84	1.36E-03	1.18E-163	4.46E-29	5.04E-04	2.72E-35	2.72E-35	3.35E-40	6.76E-41	1.58E-03	1.23E-81
4172	0.77	5.32E-150	0.19	1.62E-04	1.65E-252	4.88E-05	1.20E-27	5.37E-150	5.37E-150	5.11E-25	9.01E-138	5.63E-25	4.95E-10
4181	0.87	1.29E-72	1.34E-06	2.08E-27	1.36E-154	8.34E-223	9.77E-123	1.36E-72	1.36E-72	8.03E-08	2.51E-198	1.56E-06	1.42E-233
4182	0.95	0.00	5.66E-27	4.23E-90	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	6.84E-152	0.00	3.72E-13	0.00
4191	0.98	2.68E-34	0.42	1.98E-03	0.00	1.22E-156	5.01E-01	2.69E-34	2.69E-34	6.18E-03	1.81E-89	6.38E-104	7.31E-133
4192	0.90	3.09E-141	5.15E-06	1.44E-07	0.00	1.24E-56	1.60E-05	3.22E-141	3.22E-141	1.30E-29	8.01E-151	2.10E-86	2.25E-39

TABELA B.29: Resultado obtido do Kruskal Wallis, para o sinal EEG localizado na posição Fpz-Cz e janela com tamanho de 5s e avanço de 2,5s.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
4001	0.94	0.00	4.04E-03	4.61E-16	0.00	3.52E-48	2.25E-140	0.00	0.00	8.37E-22	7.30E-220	3.14E-242	1.47E-33
4002	0.92	0.00	0.22	2.73E-15	0.00	7.86E-33	1.94E-52	0.00	0.00	0.20	6.08E-214	6.82E-98	7.00E-27
4011	0.97	0.00	0.11	2.69E-12	1.09E-225	0.00	1.87E-289	0.00	0.00	2.68E-47	3.86E-222	0.00	0.00
4012	0.75	0.00	0.44	6.21E-10	5.62E-165	0.00	5.44E-221	0.00	0.00	2.11E-49	1.02E-179	0.00	0.00
4021	0.80	0.00	0.97	0.03	5.70E-35	2.61E-152	1.97E-93	0.00	0.00	4.28E-61	1.26E-111	4.61E-290	6.53E-187
4022	0.97	0.00	5.05E-03	5.32E-04	3.09E-18	0.00	3.31E-279	0.00	0.00	2.59E-24	0.00	0.00	0.00
4031	0.73	1.37E-278	0.35	5.40E-11	2.96E-170	0.66	1.50E-05	1.96E-278	1.96E-278	2.26E-24	2.27E-08	4.80E-111	3.09E-08
4032	0.93	2.66E-222	0.87	4.31E-10	7.03E-119	2.34E-44	3.14E-40	3.15E-222	3.15E-222	6.91E-87	2.60E-22	8.62E-148	2.68E-71
4041	0.91	0.00	3.41E-04	1.21E-04	2.60E-20	0.00	0.00	0.00	0.00	1.73E-305	1.40E-257	0.00	0.00
4042	0.79	0.00	4.58E-03	9.28E-11	2.61E-14	0.00	4.95E-123	0.00	0.00	9.99E-303	4.11E-40	0.00	0.00
4051	0.78	1.27E-277	0.48	3.85E-13	3.88E-96	1.88E-184	1.41E-197	6.35E-278	6.35E-278	1.71E-80	3.40E-232	7.21E-213	1.38E-175
4052	0.94	0.00	0.02	6.13E-15	1.25E-125	0.00	0.00	0.00	0.00	3.42E-236	0.00	0.00	0.00
4061	0.68	0.00	0.70	0.04	0.00	3.13E-06	1.32E-47	0.00	0.00	5.88E-135	5.60E-106	1.31E-253	4.40E-27
4062	0.96	0.00	5.12E-03	0.24	0.00	1.06E-43	5.98E-86	0.00	0.00	2.15E-108	1.43E-80	0.00	1.45E-84
4071	0.63	0.00	3.73E-05	0.97	0.00	2.00E-87	2.12E-97	0.00	0.00	1.78E-72	1.06E-125	0.00	7.56E-110
4072	0.94	0.00	0.04	0.84	0.00	1.92E-14	1.06E-88	0.00	0.00	2.29E-117	2.56E-213	0.00	2.42E-20
4081	0.97	4.43E-282	0.05	8.88E-03	0.00	2.36E-145	1.37E-133	3.50E-282	3.50E-282	2.06E-109	3.37E-181	2.16E-245	2.20E-185
4082	0.82	1.79E-156	0.68	0.72	3.44E-103	7.81E-37	1.21E-31	9.53E-157	9.53E-157	5.79E-28	4.02E-29	3.44E-110	1.76E-57
4091	0.87	1.62E-118	0.36	5.26E-04	2.68E-35	3.02E-01	0.10	2.34E-118	2.34E-118	3.27E-16	8.94E-05	2.95E-11	1.64E-02
4092	0.97	0.00	0.14	6.88E-16	1.90E-58	2.12E-137	7.20E-68	0.00	0.00	2.80E-04	0.01	4.42E-17	2.93E-87
4101	0.97	0.00	0.10	0.02	2.66E-62	2.45E-288	1.03E-199	0.00	0.00	1.42E-67	1.56E-160	0.00	0.00
4102	0.84	0.00	0.13	0.13	3.29E-68	0.00	3.14E-215	0.00	0.00	2.03E-69	2.45E-150	0.00	0.00
4111	0.98	1.77E-74	0.26	0.05	1.85E-42	1.27E-10	1.55E-07	1.85E-74	1.85E-74	2.08E-08	0.01	0.11	3.22E-07
4112	0.97	1.14E-85	0.65	5.76E-03	1.05E-95	2.98E-21	8.06E-07	1.05E-85	1.05E-85	4.86E-03	9.73E-06	5.33E-04	4.34E-12
4121	0.96	2.70E-189	0.74	0.35	6.13E-182	0.02	1.91E-28	1.12E-189	1.12E-189	1.29E-05	3.58E-99	2.10E-74	1.72E-05
4122	0.89	0.00	0.78	2.38E-09	0.00	8.74E-31	5.53E-103	0.00	0.00	6.00E-15	1.94E-247	2.18E-197	4.73E-33
4131	0.83	0.00	8.58E-03	2.96E-16	9.37E-154	3.96E-12	1.63E-09	0.00	0.00	2.48E-95	6.34E-18	4.70E-75	5.06E-44
4141	0.60	9.98E-169	0.02	0.94	5.17E-145	0.42	4.12E-12	7.32E-169	7.32E-169	0.02	1.98E-25	4.00E-44	3.70E-06
4142	0.63	1.91E-160	0.01	0.25	1.56E-124	0.10	6.40E-11	1.71E-160	1.71E-160	2.27E-08	4.48E-39	3.58E-45	0.04
4151	0.85	6.26E-125	0.10	5.99E-04	7.40E-125	6.02E-21	0.04	1.20E-124	1.20E-124	1.55E-32	1.54E-56	9.77E-18	6.64E-22
4152	0.99	7.09E-214	2.92E-03	3.18E-11	2.71E-168	5.50E-93	9.03E-18	1.10E-213	1.10E-213	2.60E-20	9.65E-64	0.15	3.13E-68
4161	0.82	3.29E-288	0.39	2.73E-13	1.25E-14	3.49E-15	0.05	2.33E-288	2.33E-288	2.28E-60	8.89E-03	3.11E-63	4.93E-60
4162	0.99	6.96E-151	0.39	3.99E-10	6.21E-53	0.05	1.62E-03	8.70E-151	8.70E-151	7.57E-32	1.04E-09	1.16E-19	5.60E-22
4171	0.88	4.10E-34	0.07	0.38	5.66E-132	1.66E-53	1.03E-09	2.73E-34	2.73E-34	6.42E-13	0.09	5.60E-07	4.88E-61
4172	0.96	5.86E-125	0.02	2.00E-03	4.96E-124	0.02	0.10	8.78E-125	8.78E-125	2.42E-34	2.18E-83	1.11E-03	2.54E-05
4181	0.98	3.14E-193	0.11	0.01	1.04E-94	8.07E-88	1.16E-92	1.96E-193	1.96E-193	1.09E-60	1.54E-181	4.31E-126	3.75E-63
4182	0.77	0.00	0.05	3.60E-05	0.00	7.26E-220	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	2.77E-131
4191	0.93	0.00	0.94	1.56E-03	0.00	7.23E-22	2.70E-03	0.00	0.00	1.24E-50	3.08E-107	2.57E-53	2.48E-06
4192	0.93	0.00	0.27	0.02	3.64E-228	8.60E-04	9.30E-19	0.00	0.00	1.03E-19	3.22E-142	1.40E-50	0.20

TABELA B.30: Resultado obtido do Kruskal Wallis, para o sinal EEG localizado na posição Pz-Oz e janela com tamanho de 5s e avanço de 2,5s.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
4001	0.70	1.07E-04	4.87E-04	2.67E-09	0.00	5.09E-298	3.29E-109	1.03E-04	1.03E-04	1.99E-19	5.62E-104	5.60E-07	0.00
4002	0.82	1.27E-27	0.97	3.72E-17	4.66E-292	0.00	7.05E-212	5.98E-28	5.98E-28	6.88E-69	4.23E-54	1.69E-128	0.00
4011	0.98	0.00	1.95E-05	3.16E-21	5.14E-210	0.00	0.00	0.00	0.00	1.02E-139	8.83E-15	7.07E-22	0.00
4012	0.79	2.74E-25	1.04E-09	4.22E-28	1.87E-306	0.00	1.43E-206	8.16E-25	8.16E-25	1.04E-127	3.13E-34	7.20E-75	0.00
4021	0.71	7.16E-212	7.26E-07	1.44E-54	1.22E-208	0.00	0.00	3.18E-210	3.18E-210	1.02E-120	9.30E-06	6.72E-13	0.00
4022	0.62	7.57E-02	9.27E-16	4.68E-78	0.00	0.00	0.00	0.09	0.09	1.90E-307	3.10E-05	1.30E-248	0.00
4031	0.86	9.49E-108	5.59E-19	2.31E-44	0.00	0.00	8.37E-279	9.25E-107	9.25E-107	7.19E-147	2.17E-41	2.60E-33	0.00
4032	0.52	7.24E-116	4.35E-12	1.20E-21	6.49E-259	0.00	1.46E-214	1.91E-115	1.91E-115	1.74E-104	3.91E-80	0.88	0.00
4041	0.92	0.00	8.76E-07	3.29E-36	0.00	0.00	3.40E-271	0.00	0.00	5.38E-173	1.15E-248	0.02	0.00
4042	0.74	0.00	3.09E-06	1.15E-106	1.82E-07	0.00	0.00	0.00	0.00	3.44E-211	7.56E-90	4.01E-31	0.00
4051	0.78	7.04E-147	0.01	6.78E-04	3.13E-181	3.04E-156	8.28E-03	2.07E-146	2.07E-146	2.70E-03	2.64E-202	1.76E-20	2.22E-167
4052	0.85	4.93E-176	0.01	0.78	0.00	0.00	5.38E-47	1.95E-175	1.95E-175	8.78E-04	2.21E-261	0.04	0.00
4061	0.84	3.77E-237	0.51	7.56E-32	7.39E-261	3.85E-284	5.30E-69	4.00E-237	4.00E-237	1.08E-85	7.71E-131	9.27E-03	5.25E-299
4062	0.76	1.52E-211	1.51E-04	9.65E-30	0.00	0.00	4.51E-238	2.27E-211	2.27E-211	1.03E-143	2.16E-104	4.63E-25	0.00
4071	0.94	7.07E-57	2.72E-08	4.84E-137	2.20E-112	0.00	0.00	1.14E-55	1.14E-55	7.84E-169	0.37	1.86E-70	0.00
4072	0.92	1.83E-80	1.90E-19	2.06E-180	3.13E-90	0.00	0.00	6.52E-79	6.52E-79	7.25E-149	0.15	7.66E-27	0.00
4081	0.87	3.44E-45	0.15	1.02E-03	0.00	5.79E-131	6.35E-102	2.29E-45	2.29E-45	3.84E-26	0.01	4.45E-61	2.00E-239
4082	0.53	0.49	0.01	0.10	2.48E-200	5.73E-111	2.00E-58	0.48	0.48	7.33E-04	9.24E-03	0.47	2.63E-155
4091	0.73	3.37E-44	0.02	7.24E-21	4.99E-11	1.53E-119	3.59E-84	1.05E-43	1.05E-43	7.56E-57	0.01	7.26E-31	9.87E-118
4092	0.49	9.69E-58	3.63E-07	8.20E-87	1.23E-11	0.00	0.00	4.90E-57	4.90E-57	3.11E-227	5.33E-15	6.02E-173	0.00
4101	0.79	4.56E-80	0.91	0.64	5.38E-234	3.70E-71	1.27E-11	1.47E-79	1.47E-79	6.58E-18	0.13	2.88E-07	1.78E-62
4102	0.95	8.94E-243	2.28E-03	4.20E-06	0.00	4.31E-264	1.88E-51	2.40E-242	2.40E-242	3.90E-114	2.00E-23	3.24E-19	4.15E-172
4111	0.68	6.79E-50	0.18	9.85E-10	1.00E-30	1.83E-67	4.29E-27	1.04E-49	1.04E-49	6.63E-26	4.27E-24	4.96E-09	4.75E-70
4112	0.91	3.65E-22	0.05	3.40E-35	4.45E-55	1.97E-134	2.06E-107	6.07E-22	6.07E-22	1.22E-71	3.26E-07	3.24E-64	2.96E-135
4121	0.28	2.33E-65	0.67	1.74E-07	7.67E-262	1.67E-299	1.66E-176	8.75E-66	8.75E-66	7.91E-48	9.39E-12	3.70E-146	0.00
4122	0.90	2.00E-30	0.97	0.02	0.00	0.00	2.88E-241	1.76E-30	1.76E-30	8.54E-171	1.12E-109	4.76E-254	0.00
4131	0.71	1.82E-27	0.26	2.73E-33	7.04E-174	4.61E-195	1.94E-104	1.10E-26	1.10E-26	0.79	3.42E-18	1.14E-47	4.85E-132
4141	0.77	1.32E-47	0.10	2.87E-06	1.16E-157	3.10E-177	1.15E-67	3.06E-47	3.06E-47	2.02E-66	9.12E-24	1.44E-09	1.16E-158
4142	0.53	1.26E-33	1.49E-03	9.67E-13	7.43E-155	3.88E-155	4.29E-42	2.62E-33	2.62E-33	6.87E-53	4.67E-36	7.83E-05	9.08E-141
4151	0.60	8.44E-103	0.03	0.77	8.85E-276	1.81E-190	3.92E-32	1.85E-102	1.85E-102	1.06E-35	2.45E-131	0.47	4.34E-219
4152	0.73	2.83E-247	9.45E-09	0.11	2.47E-134	0.00	6.30E-145	2.02E-247	2.02E-247	1.48E-218	2.68E-286	4.06E-06	1.92E-300
4161	0.90	5.37E-174	0.03	8.17E-06	4.03E-292	1.36E-37	1.93E-03	8.14E-174	8.14E-174	3.10E-32	2.16E-67	1.20E-44	2.01E-17
4162	0.97	0.37	0.50	8.04E-26	2.24E-158	5.25E-127	1.53E-58	0.43	0.43	0.65	8.16E-09	5.00E-23	1.27E-86
4171	0.97	1.18E-31	0.91	0.01	1.18E-139	9.32E-25	0.25	9.07E-32	9.07E-32	1.25E-16	2.28E-34	1.73E-03	4.91E-63
4172	0.91	1.12E-114	0.13	0.59	2.69E-196	1.35E-03	4.36E-18	9.48E-115	9.48E-115	2.45E-24	4.62E-109	1.01E-17	5.70E-09
4181	0.73	1.28E-59	8.27E-03	1.02E-20	1.88E-122	4.39E-184	1.23E-113	2.27E-59	2.27E-59	1.22E-05	6.68E-151	0.01	7.53E-194
4182	0.89	6.69E-261	1.65E-13	1.00E-76	0.00	0.00	0.00	2.27E-260	2.27E-260	4.33E-102	0.00	1.14E-11	0.00
4191	0.94	7.96E-29	0.55	0.03	0.00	4.95E-114	1.14E-04	1.28E-28	1.28E-28	6.97E-04	1.86E-58	2.41E-66	2.47E-97
4192	0.95	3.46E-107	0.01	2.69E-06	5.85E-261	1.71E-40	0.21	3.50E-107	3.50E-107	2.79E-10	8.01E-106	5.58E-58	8.59E-29

TABELA B.31: Resultado obtido do Kruskal Wallis, para o sinal EEG localizado na posição Fpz-Cz e janela com tamanho de 2s e avanço de 1s.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
4001	0.93	0.00	0.01	7.54E-53	0.00	4.35E-77	1.25E-292	0.00	0.00	1.80E-04	0.00	0.00	3.21E-50
4002	0.78	0.00	0.23	1.39E-25	0.00	1.36E-71	6.31E-47	0.00	0.00	1.51E-41	0.00	1.20E-152	2.27E-58
4011	0.77	0.00	9.63E-03	3.63E-65	5.68E-190	0.00	0.00	0.00	0.00	3.33E-07	0.00	0.00	0.00
4012	0.97	0.00	0.58	3.49E-47	2.04E-147	0.00	0.00	0.00	0.00	6.38E-25	0.00	0.00	0.00
4021	0.94	0.00	0.25	6.90E-17	2.65E-127	1.99E-253	1.22E-275	0.00	0.00	1.10E-25	4.07E-186	0.00	8.04E-300
4022	0.95	0.00	4.35E-03	3.54E-71	5.95E-119	0.00	0.00E+00	0.00	0.00	7.43E-01	0.00	0.00	0.00
4031	0.85	0.00	0.24	3.29E-03	2.30E-279	7.88E-01	6.62E-20	0.00	0.00	5.11E-07	4.39E-16	3.72E-161	3.33E-09
4032	0.93	0.00	0.84	0.39	6.03E-221	6.60E-69	1.43E-105	0.00	0.00	1.54E-76	6.33E-44	2.45E-254	1.08E-109
4041	0.82	0.00	5.15E-03	6.00E-60	3.79E-09	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00E+00	0.00	0.00
4042	0.73	0.00	3.94E-03	1.79E-04	5.06E-07	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	1.49E-86	0.00	0.00
4051	0.97	0.00	0.29	2.44E-49	2.06E-207	0.00	0.00	0.00	0.00	2.46E-62	0.00	0.00	0.00
4052	0.82	0.00	0.08	1.23E-87	4.86E-294	0.00	0.00	0.00	0.00	2.13E-160	0.00	0.00	0.00
4061	0.96	0.00	0.66	4.19E-05	0.00	6.07E-06	1.31E-116	0.00	0.00	1.50E-116	2.33E-208	0.00	9.33E-32
4062	0.95	0.00	1.66E-04	2.88E-11	0.00	1.72E-65	5.17E-240	0.00	0.00	1.03E-95	1.15E-152	0.00	3.30E-112
4071	0.91	0.00	4.07E-04	3.92E-23	0.00	2.27E-130	1.33E-269	0.00	0.00	5.07E-47	2.56E-212	0.00	4.35E-160
4072	0.81	0.00	0.05	1.64E-15	0.00	1.33E-21	2.98E-178	0.00	0.00	6.93E-63	0.00	0.00	1.26E-30
4081	0.97	0.00	0.21	5.19E-36	0.00	5.82E-300	0.00	0.00	0.00	4.17E-110	0.00	0.00	0.00
4082	0.87	0.00	0.54	2.67E-11	9.34E-222	4.63E-70	5.87E-103	0.00	0.00	1.64E-16	1.83E-62	5.33E-198	4.02E-106
4091	0.88	1.03E-279	0.35	7.78E-03	4.31E-55	0.20	2.10E-01	1.16E-278	1.16E-278	4.42E-16	4.77E-15	5.95E-17	2.23E-03
4092	0.79	0.00	0.90	9.98E-41	8.40E-73	4.07E-281	1.41E-140	0.00	0.00	4.75E-07	1.21E-06	2.30E-37	8.58E-182
4101	0.97	0.00	0.14	2.28E-37	1.02E-62	0.00	0.00	0.00	0.00	2.16E-33	2.05E-277	0.00	0.00
4102	0.83	0.00	8.70E-03	1.72E-36	8.59E-49	0.00	0.00	0.00	0.00	4.72E-43	1.01E-302	0.00	0.00
4111	0.83	6.07E-166	0.36	1.63E-05	6.49E-79	5.34E-19	8.64E-05	3.77E-167	3.77E-167	1.35E-20	2.56E-06	0.07	7.50E-14
4112	0.82	2.23E-193	0.20	2.84E-06	1.21E-183	1.70E-37	4.44E-08	1.62E-194	1.62E-194	4.58E-11	8.04E-14	6.03E-06	5.01E-22
4121	0.81	0.00	0.58	2.09E-03	0.00	0.01	9.38E-64	0.00	0.00	1.06E-03	2.65E-173	1.08E-105	2.46E-05
4122	0.89	0.00	1.00	4.76E-20	0.00	1.59E-42	5.59E-224	0.00	0.00	3.97E-10	0.00	5.06E-278	2.80E-45
4131	0.98	0.00	7.09E-03	0.01	2.33E-225	1.25E-20	2.89E-38	0.00	0.00	3.38E-99	5.89E-37	2.04E-105	1.11E-79
4141	0.87	0.00	0.01	0.04	1.31E-251	0.54	1.01E-19	0.00	0.00	0.43	3.61E-35	2.51E-60	3.74E-07
4142	0.96	0.00	0.22	0.11	2.58E-206	0.01	2.34E-13	0.00	0.00	0.05	6.71E-58	1.69E-62	0.04
4151	0.75	5.26E-277	0.05	0.07	3.13E-237	2.32E-45	5.22E-02	5.88E-276	5.88E-276	1.96E-34	2.36E-97	8.21E-17	2.57E-48
4152	0.97	0.00	0.03	1.38E-19	3.80E-286	3.41E-196	7.18E-50	0.00	0.00	2.43E-07	2.79E-101	1.05E-03	5.73E-143
4161	0.99	0.00	0.19	1.62E-05	2.79E-36	1.45E-26	5.79E-13	0.00	0.00	4.10E-93	1.27E-01	1.17E-95	1.78E-99
4162	0.79	0.00	0.92	2.15E-05	2.86E-80	0.03	2.71E-01	0.00	0.00	9.63E-68	5.79E-07	4.91E-31	1.06E-33
4171	0.95	1.75E-64	0.05	0.82	2.87E-259	1.68E-100	3.75E-30	1.59E-67	1.59E-67	1.49E-21	1.43E-01	8.33E-09	1.23E-119
4172	0.88	2.49E-260	0.22	4.10E-01	3.16E-247	1.57E-04	1.81E-04	1.67E-260	1.67E-260	1.75E-58	6.82E-146	2.60E-03	1.32E-10
4181	0.98	0.00	0.06	6.54E-17	1.78E-200	4.69E-157	3.10E-254	0.00	0.00	2.47E-74	0.00	1.07E-218	2.03E-106
4182	0.88	0.00	0.02	1.25E-82	0.00	0.00	0.00E+00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	1.10E-182
4191	0.92	0.00	0.60	0.57	0.00	3.00E-61	2.69E-01	0.00	0.00	1.23E-18	7.33E-176	2.84E-64	2.40E-22
4192	0.99	0.00	0.61	1.52E-06	0.00	1.11E-06	1.53E-25	0.00	0.00	0.42	1.06E-236	1.58E-71	0.03

TABELA B.32: Resultado obtido do Kruskal Wallis, para o sinal EEG localizado na posição Pz-Oz e janela com tamanho de 2s e avanço de 1s.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
4001	0,82	6,95E-07	0,01	5,28E-27	0,00	0,00	0,00	4,62E-07	4,62E-07	2,54E-36	2,30E-186	1,35E-23	0,00
4002	0,81	7,20E-40	0,96	1,41E-50	0,00	0,00	0,00	1,07E-44	1,07E-44	1,10E-76	2,02E-76	2,81E-252	0,00
4011	0,96	0,00E+00	1,84E-05	3,23E-83	0,00	0,00	0,00	0,00E+00	0,00	1,44E-299	1,91E-22	2,91E-52	0,00
4012	0,46	2,77E-67	3,10E-10	1,06E-71	0,00	0,00	0,00	5,61E-60	5,61E-60	4,84E-256	7,05E-55	3,20E-159	0,00
4021	0,85	0,00E+00	8,85E-07	6,19E-124	0,00	0,00	0,00	0,00E+00	0,00	9,61E-237	1,72E-09	3,40E-14	0,00
4022	0,95	1,10E-09	2,73E-14	2,69E-223	0,00	0,00	0,00	5,93E-07	5,93E-07	0,00	1,11E-07	0,00	0,00
4031	0,64	1,80E-246	4,59E-22	2,24E-82	0,00	0,00	0,00	2,39E-232	2,39E-232	1,30E-242	1,76E-82	2,07E-79	0,00
4032	0,69	5,16E-271	2,04E-10	8,90E-48	0,00	0,00	0,00	5,09E-264	5,09E-264	2,43E-206	1,36E-155	2,58E-03	0,00
4041	0,79	0,00E+00	9,92E-09	9,63E-71	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,16	0,00
4042	0,69	0,00E+00	2,90E-06	1,48E-205	9,48E-03	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	1,52E-155	1,19E-83	0,00
4051	0,52	0,00E+00	6,10E-03	0,44	0,00	0,00	6,18E-45	0,00	0,00	4,73E-28	0,00	1,77E-21	0,00
4052	0,72	0,00E+00	4,46E-02	1,38E-07	0,00	0,00	5,04E-253	0,00	0,00	0,03	0,00	1,62E-03	0,00
4061	0,83	0,00E+00	0,82	4,10E-35	0,00	0,00	3,27E-224	0,00	0,00	1,43E-251	6,83E-222	4,87E-04	0,00
4062	0,97	0,00E+00	2,47E-04	2,65E-74	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	2,64E-283	2,36E-198	1,04E-35	0,00
4071	0,25	5,14E-152	6,86E-09	2,21E-269	2,77E-133	0,00	0,00	2,81E-134	2,81E-134	3,06E-214	0,05	1,11E-135	0,00
4072	0,54	1,59E-209	5,25E-18	0,00	2,20E-100	0,00	0,00	2,86E-185	2,86E-185	1,65E-188	0,27	6,59E-66	0,00
4081	0,86	2,92E-90	0,19	2,59E-11	0,00	6,35E-284	1,59E-238	1,16E-90	1,16E-90	4,28E-34	0,30	3,24E-146	0,00
4082	0,99	9,58E-01	0,07	1,28E-04	0,00	4,21E-248	8,16E-159	0,81	0,81	1,70E-05	0,05	0,19	0,00
4091	0,99	4,15E-113	0,04	3,31E-44	5,06E-13	1,53E-284	4,58E-213	3,29E-104	3,29E-104	6,50E-91	3,31E-05	1,99E-59	6,35E-276
4092	0,91	2,31E-150	1,05E-07	6,44E-215	3,96E-09	0,00	0,00	3,10E-139	3,10E-139	0,00	3,73E-27	0,00	0,00
4101	0,79	2,03E-190	0,79	0,20	0,00	7,97E-151	7,46E-40	1,37E-184	1,37E-184	5,40E-45	8,55E-03	2,82E-08	4,28E-128
4102	0,90	0,00E+00	1,36E-03	3,98E-09	0,00	0,00	7,00E-187	0,00	0,00	5,41E-285	2,77E-41	1,06E-25	0,00
4111	0,66	1,68E-118	0,08	2,81E-16	8,23E-51	4,59E-153	3,99E-83	8,31E-116	8,31E-116	3,89E-59	9,50E-42	4,10E-17	1,40E-156
4112	0,89	1,37E-54	0,23	4,41E-83	5,74E-94	0,00	9,83E-279	5,59E-51	5,59E-51	3,15E-102	3,63E-12	6,34E-126	0,00
4121	0,59	5,28E-116	0,88	5,70E-32	0,00	0,00	0,00	1,08E-121	1,08E-121	9,90E-49	2,33E-22	2,70E-290	0,00
4122	0,93	1,83E-37	0,67	7,43E-15	0,00	0,00	0,00	8,53E-39	8,53E-39	1,15E-270	7,46E-176	0,00	0,00
4131	0,95	1,21E-66	0,02	3,43E-50	2,35E-250	0,00	2,12E-268	1,63E-53	1,63E-53	0,12	7,35E-39	4,40E-93	9,52E-277
4141	0,83	3,09E-108	0,19	1,27E-17	1,02E-294	0,00	3,23E-214	2,50E-103	2,50E-103	1,08E-109	9,82E-36	3,16E-16	0,00
4142	0,88	1,50E-76	4,59E-03	9,53E-16	0,00	0,00	4,01E-151	1,41E-72	1,41E-72	4,99E-109	3,89E-63	3,70E-09	0,00
4151	0,97	1,42E-232	0,06	0,12	0,00	0,00	3,19E-138	4,49E-232	4,49E-232	1,92E-84	6,36E-239	0,04	0,00
4152	0,93	0,00E+00	5,99E-09	7,22E-16	4,35E-240	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00E+00	0,00	1,93E-09	0,00
4161	0,88	0,00E+00	0,11	3,93E-10	0,00	3,14E-81	0,28	0,00	0,00	3,43E-70	4,05E-124	2,11E-74	4,62E-38
4162	0,41	8,54E-03	0,25	3,48E-36	7,39E-259	1,46E-284	7,19E-152	1,60E-01	1,60E-01	0,45	9,07E-14	4,20E-44	2,43E-194
4171	0,84	3,84E-75	0,73	1,06E-06	2,91E-307	1,24E-53	6,37E-04	9,93E-78	9,93E-78	7,69E-52	7,08E-71	3,14E-05	1,00E-127
4172	0,94	5,76E-263	0,17	2,28E-08	0,00	6,51E-06	3,75E-29	1,85E-263	1,85E-263	8,70E-03	2,43E-255	9,05E-35	2,86E-15
4181	0,94	1,35E-137	5,46E-05	8,89E-39	2,06E-255	0,00	1,04E-301	1,59E-134	1,59E-134	7,96E-20	0,00	0,42	0,00
4182	0,98	0,00E+00	1,86E-13	1,91E-169	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	2,51E-247	0,00	5,44E-28	0,00
4191	0,58	1,16E-67	0,42	1,72E-03	0,00	5,58E-249	2,35E-33	1,45E-64	1,45E-64	4,85E-01	2,07E-106	9,00E-97	5,92E-213
4192	0,88	8,55E-239	1,11E-03	1,00E-09	0,00	2,53E-80	2,15E-03	3,29E-240	3,29E-240	1,23E-55	9,32E-204	1,67E-97	2,15E-56

B.5 *Minimum Redundancy, Maximum Relevance*

TABELA B.33: Resultado obtido pelo mRMR, para o sinal EEG localizado na posição Fpz-Cz e janela com tamanho de 20s e avanço de 2s.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
4001	3	9	1	10	11	5	6	7	8	12	13	4	2
4002	3	2	1	8	9	10	5	6	7	11	12	13	4
4011	3	8	1	9	10	5	6	4	7	2	11	12	13
4012	3	2	1	9	10	11	4	5	6	7	8	12	13
4021	3	9	1	10	11	5	6	2	7	8	12	13	4
4022	1	12	13	4	5	3	6	7	8	9	2	10	11
4031	3	9	1	4	10	2	11	12	5	6	7	8	13
4032	1	12	13	3	4	5	6	7	2	8	9	10	11
4041	1	12	13	3	4	2	5	6	7	8	9	10	11
4042	1	12	13	3	4	5	6	2	7	8	9	10	11
4051	2	12	13	4	1	5	6	7	8	9	10	3	11
4052	3	9	1	10	11	4	5	6	12	7	8	2	13
4061	2	9	1	5	6	7	3	8	10	11	12	13	4
4062	2	9	1	10	11	3	5	6	7	8	12	13	4
4071	2	9	1	10	11	5	6	7	3	8	12	13	4
4072	3	8	1	4	5	2	6	7	9	10	11	12	13
4081	3	8	1	9	2	10	4	5	6	7	11	12	13
4082	2	12	13	4	5	6	7	8	9	1	3	10	11
4091	2	12	13	3	4	5	6	7	8	1	9	10	11
4092	1	12	13	3	4	5	6	7	8	9	2	10	11
4101	3	8	1	9	10	7	2	4	5	6	11	12	13
4102	2	8	1	3	9	10	11	4	5	6	7	12	13
4111	2	12	13	3	1	4	5	6	7	8	9	10	11
4112	1	12	13	3	4	2	5	6	7	8	9	10	11
4121	2	12	13	3	4	5	6	7	8	1	9	10	11
4122	2	11	1	12	13	4	5	6	3	7	8	9	10
4131	3	8	1	5	6	7	9	10	11	12	2	13	4
4141	3	12	13	4	2	5	6	7	8	1	9	10	11
4142	3	12	13	4	5	6	2	7	8	1	9	10	11
4151	2	12	13	3	4	1	5	6	7	8	9	10	11
4152	2	8	1	4	5	6	3	7	9	10	11	12	13
4161	2	12	13	4	5	6	3	7	8	1	9	10	11
4162	2	12	13	4	3	5	6	7	8	1	9	10	11
4171	2	12	13	3	4	1	5	6	7	8	9	10	11
4172	3	11	1	12	13	4	5	6	2	7	8	9	10
4181	3	8	2	9	10	5	6	4	7	1	11	12	13
4182	1	12	13	3	5	6	4	7	8	9	10	11	2
4191	1	12	13	3	4	5	6	2	7	8	9	10	11
4192	2	9	1	5	6	7	8	10	11	12	3	13	4

TABELA B.34: Resultado obtido pelo mRMR, para o sinal EEG localizado na posição Pz-Oz e janela com tamanho de 20s e avanço de 2s.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
4001	2	12	13	4	5	1	6	7	8	9	10	11	3
4002	2	12	13	3	1	4	5	6	7	8	9	10	11
4011	2	11	12	6	5	1	7	8	9	3	4	10	13
4012	1	8	4	5	3	6	2	7	9	10	11	12	13
4021	2	12	13	8	4	1	5	6	7	9	10	11	3
4022	2	10	6	7	8	1	3	9	11	12	13	4	5
4031	2	11	12	13	3	1	4	5	6	7	8	9	10
4032	1	11	2	12	13	5	4	6	7	8	9	10	3
4041	1	12	13	4	5	6	7	8	9	10	11	3	2
4042	2	12	13	3	4	1	5	6	7	8	9	10	11
4051	3	9	1	10	11	4	5	6	7	8	12	2	13
4052	2	12	13	6	1	4	5	7	3	8	9	10	11
4061	2	10	1	7	8	3	6	9	11	12	4	5	13
4062	1	8	9	10	11	4	2	5	6	7	12	13	3
4071	2	7	8	4	6	1	9	10	11	12	5	13	3
4072	2	8	9	10	4	1	7	11	12	3	13	6	5
4081	1	12	13	3	5	6	2	4	7	8	9	10	11
4082	2	8	1	5	6	7	9	10	11	12	3	13	4
4091	2	9	10	5	6	7	8	11	4	1	12	13	3
4092	2	12	13	11	6	1	7	8	9	4	5	10	3
4101	1	12	13	3	4	2	5	6	7	8	9	10	11
4102	1	12	13	3	4	5	2	6	7	8	9	10	11
4111	1	12	13	9	3	2	4	5	6	7	8	10	11
4112	2	9	4	3	5	6	7	8	10	11	12	13	1
4121	2	12	13	3	1	4	5	6	7	8	9	10	11
4122	2	12	13	5	1	6	7	8	9	3	4	10	11
4131	2	12	13	3	4	1	5	6	7	8	9	10	11
4141	3	2	1	11	12	13	4	5	6	7	8	9	10
4142	2	12	13	4	5	6	7	8	9	1	10	11	3
4151	1	12	13	4	5	6	7	3	8	2	9	10	11
4152	1	12	13	3	2	4	5	6	7	8	9	10	11
4161	2	12	13	3	4	1	5	6	7	8	9	10	11
4162	4	3	2	11	12	13	5	6	7	1	8	9	10
4171	2	12	13	9	3	4	5	6	7	8	1	10	11
4172	2	12	13	3	4	5	6	7	8	1	9	10	11
4181	3	9	1	4	5	6	7	8	10	11	12	13	2
4182	2	12	13	4	6	1	7	8	9	3	10	5	11
4191	1	12	13	3	4	5	2	6	7	8	9	10	11
4192	2	12	13	4	5	1	3	6	7	8	9	10	11

TABELA B.35: Resultado obtido pelo mRMR, para o sinal EEG localizado na posição Fpz-Cz e janela com tamanho de 10s e avanço de 2s.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
4001	2	12	13	4	5	6	7	8	9	1	10	11	3
4002	2	12	13	3	4	5	6	7	8	1	9	10	11
4011	3	9	1	10	11	5	6	7	8	2	12	4	13
4012	2	12	13	3	4	5	6	7	8	1	9	10	11
4021	2	12	13	3	4	5	6	7	8	1	9	10	11
4022	2	9	1	10	11	5	6	7	3	8	12	13	4
4031	2	12	13	3	4	1	5	6	7	8	9	10	11
4032	3	10	2	11	12	6	7	8	4	1	5	9	13
4041	1	12	13	3	4	5	6	7	8	9	2	10	11
4042	3	9	1	10	11	4	5	2	6	7	8	12	13
4051	2	12	13	4	1	3	5	6	7	8	9	10	11
4052	3	9	1	10	11	4	5	6	7	12	8	2	13
4061	2	12	13	3	4	5	6	7	8	1	9	10	11
4062	1	12	13	3	4	2	5	6	7	8	9	10	11
4071	2	12	13	3	4	5	6	7	8	1	9	10	11
4072	3	10	1	5	6	7	8	9	11	12	2	13	4
4081	2	12	13	4	5	6	7	8	3	1	9	10	11
4082	2	12	13	3	4	5	6	7	8	1	9	10	11
4091	1	12	13	3	4	5	6	7	8	9	10	11	2
4092	3	9	1	10	11	4	5	2	6	7	8	12	13
4101	2	12	13	3	4	5	6	7	8	1	9	10	11
4102	3	8	1	9	10	5	6	7	11	12	13	4	2
4111	2	12	13	3	1	4	5	6	7	8	9	10	11
4112	1	12	13	3	4	5	6	7	8	9	2	10	11
4121	2	12	13	3	4	5	6	7	8	1	9	10	11
4122	3	11	1	12	13	4	5	2	6	7	8	9	10
4131	2	12	13	3	4	1	5	6	7	8	9	10	11
4141	2	12	13	3	4	1	5	6	7	8	9	10	11
4142	2	12	13	3	4	1	5	6	7	8	9	10	11
4151	2	12	13	3	4	1	5	6	7	8	9	10	11
4152	3	10	2	5	6	7	8	9	11	1	12	4	13
4161	2	12	13	4	5	6	3	7	8	1	9	10	11
4162	1	12	13	3	4	5	2	6	7	8	9	10	11
4171	2	12	13	3	4	1	5	6	7	8	9	10	11
4172	2	12	13	3	4	5	6	7	8	1	9	10	11
4181	4	9	2	10	1	11	5	6	3	7	8	12	13
4182	3	11	1	12	13	2	8	4	5	6	7	9	10
4191	2	8	1	4	5	3	6	7	9	10	11	12	13
4192	3	8	1	4	5	2	6	7	9	10	11	12	13

TABELA B.36: Resultado obtido pelo mRMR, para o sinal EEG localizado na posição Pz-Oz e janela com tamanho de 10s e avanço de 2s.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
4001	3	2	1	9	10	11	12	4	5	6	7	8	13
4002	2	12	13	3	4	1	5	6	7	8	9	10	11
4011	2	12	13	4	5	1	6	7	8	9	3	10	11
4012	2	9	4	5	6	1	7	8	10	11	12	13	3
4021	2	12	13	4	5	1	6	7	8	9	10	11	3
4022	1	8	3	4	5	6	2	7	9	10	11	12	13
4031	2	9	5	6	4	1	7	8	10	11	12	13	3
4032	2	7	1	8	9	5	4	6	10	11	12	13	3
4041	1	12	13	4	5	6	7	8	9	10	11	3	2
4042	2	12	13	3	4	1	5	6	7	8	9	10	11
4051	2	12	13	3	4	5	6	7	8	1	9	10	11
4052	2	12	13	4	1	5	6	7	3	8	9	10	11
4061	3	9	1	10	11	7	8	4	5	6	2	12	13
4062	2	9	1	10	11	12	4	5	6	7	8	13	3
4071	2	9	10	4	6	1	7	8	11	12	5	13	3
4072	2	9	7	3	5	1	6	8	10	11	4	12	13
4081	3	8	1	4	5	2	6	7	9	10	11	12	13
4082	2	12	13	4	5	1	6	7	8	9	10	3	11
4091	2	12	13	5	6	7	8	9	4	3	10	11	1
4092	2	12	13	4	6	1	7	8	9	10	5	11	3
4101	3	10	1	12	8	7	5	2	6	9	13	11	4
4102	1	12	13	4	5	6	7	8	9	10	3	2	11
4111	1	12	13	3	2	4	5	6	7	8	9	10	11
4112	2	12	13	4	1	5	6	7	8	9	10	11	3
4121	3	9	1	10	11	6	2	4	5	7	8	12	13
4122	1	12	13	3	4	2	5	6	7	8	9	10	11
4131	3	9	1	10	11	2	5	6	7	8	12	13	4
4141	2	12	13	4	5	6	7	8	9	1	10	11	3
4142	2	12	13	3	1	4	5	6	7	8	9	10	11
4151	2	12	13	3	4	5	6	7	8	1	9	10	11
4152	4	8	1	9	10	2	5	6	7	11	12	13	3
4161	2	12	13	3	4	5	6	7	8	1	9	10	11
4162	3	12	13	4	5	6	7	8	9	1	10	11	2
4171	2	12	13	3	4	5	6	7	8	9	1	10	11
4172	2	12	13	3	4	1	5	6	7	8	9	10	11
4181	2	12	13	3	4	5	6	7	8	1	9	10	11
4182	1	8	4	3	5	6	2	7	9	10	11	12	13
4191	1	12	13	4	5	6	7	2	8	9	10	3	11
4192	2	12	13	4	5	1	3	6	7	8	9	10	11

TABELA B.37: Resultado obtido pelo mRMR, para o sinal EEG localizado na posição Fpz-Cz e janela com tamanho de 5s e avanço de 2,5s.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
4001	2	8	3	4	9	10	11	5	6	1	7	12	13
4002	2	12	13	3	4	5	6	7	8	1	9	10	11
4011	2	12	13	3	4	5	6	7	8	1	9	10	11
4012	2	12	13	3	4	5	6	7	8	1	9	10	11
4021	2	12	13	3	4	5	6	7	8	1	9	10	11
4022	3	9	1	10	11	5	6	2	7	8	12	13	4
4031	2	12	13	4	5	6	7	8	9	1	10	11	3
4032	2	12	13	3	4	5	6	7	8	1	9	10	11
4041	3	9	1	10	11	8	4	5	6	7	12	2	13
4042	3	9	1	10	11	4	5	2	6	7	8	12	13
4051	2	12	13	4	1	5	6	7	8	3	9	10	11
4052	3	10	2	11	12	9	4	5	6	1	7	8	13
4061	2	12	13	3	4	5	6	7	8	1	9	10	11
4062	2	12	13	3	4	5	6	7	8	1	9	10	11
4071	2	12	13	4	5	6	7	8	9	1	10	11	3
4072	3	9	2	5	6	4	7	8	10	1	11	12	13
4081	2	12	13	4	5	6	7	3	8	1	9	10	11
4082	2	12	13	4	1	5	6	7	3	8	9	10	11
4091	2	12	13	3	1	4	5	6	7	8	9	10	11
4092	3	8	1	4	5	6	7	9	10	11	12	2	13
4101	2	12	13	3	4	5	6	7	8	1	9	10	11
4102	2	8	3	9	10	6	7	4	5	1	11	12	13
4111	2	12	13	3	1	4	5	6	7	8	9	10	11
4112	2	12	13	3	1	4	5	6	7	8	9	10	11
4121	2	12	13	3	1	4	5	6	7	8	9	10	11
4122	2	12	13	3	4	5	6	7	8	1	9	10	11
4131	2	12	13	3	4	5	6	7	8	1	9	10	11
4141	2	12	13	3	4	1	5	6	7	8	9	10	11
4142	1	12	13	3	4	5	6	2	7	8	9	10	11
4151	2	12	13	4	5	1	3	6	7	8	9	10	11
4152	2	12	13	3	4	5	6	7	8	1	9	10	11
4161	2	12	13	3	4	5	6	7	8	1	9	10	11
4162	1	8	2	4	5	6	3	7	9	10	11	12	13
4171	2	12	13	3	4	1	5	6	7	8	9	10	11
4172	2	12	13	3	4	5	6	7	8	1	9	10	11
4181	2	12	13	3	1	4	5	6	7	8	9	10	11
4182	1	12	13	3	4	5	6	2	7	8	9	10	11
4191	3	9	1	4	5	6	7	8	10	11	12	13	2
4192	3	9	2	5	6	4	7	8	10	1	11	12	13

TABELA B.38: Resultado obtido pelo mRMR, para o sinal EEG localizado na posição Pz-Oz e janela com tamanho de 5s e avanço de 2,5s.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
4001	2	12	13	4	5	1	6	7	8	9	10	11	3
4002	2	12	13	3	4	1	5	6	7	8	9	10	11
4011	2	12	13	4	5	1	6	7	8	9	3	10	11
4012	4	9	1	10	11	5	6	7	3	2	8	12	13
4021	2	8	1	9	10	6	7	11	12	4	5	13	3
4022	4	9	1	5	6	3	7	8	10	2	11	12	13
4031	2	9	4	5	6	1	7	8	10	11	12	13	3
4032	2	8	9	3	6	1	7	10	11	12	13	4	5
4041	1	12	13	4	5	6	7	2	8	9	10	3	11
4042	2	12	13	4	5	1	6	7	8	9	10	11	3
4051	1	12	13	5	6	3	2	4	7	8	9	10	11
4052	4	11	1	12	13	5	6	3	7	8	9	2	10
4061	3	12	13	4	5	6	7	8	2	1	9	10	11
4062	2	9	1	10	11	12	4	5	6	7	8	13	3
4071	3	7	1	8	9	5	6	10	11	12	4	13	2
4072	2	10	11	3	5	1	6	7	8	9	4	12	13
4081	2	12	13	3	4	1	5	6	7	8	9	10	11
4082	2	12	13	3	4	1	5	6	7	8	9	10	11
4091	2	8	4	3	1	5	6	7	9	10	11	12	13
4092	2	12	13	4	6	1	7	8	9	10	5	11	3
4101	2	12	13	4	5	6	3	7	8	1	9	10	11
4102	3	9	1	10	11	2	6	4	5	7	8	12	13
4111	1	8	4	3	2	5	6	7	9	10	11	12	13
4112	2	8	4	3	1	5	6	7	9	10	11	12	13
4121	2	12	13	3	4	1	5	6	7	8	9	10	11
4122	3	9	1	10	11	6	7	4	5	12	2	8	13
4131	3	9	2	10	11	1	12	5	6	7	8	13	4
4141	2	12	13	3	1	4	5	6	7	8	9	10	11
4142	2	12	13	3	1	4	5	6	7	8	9	10	11
4151	2	12	13	4	5	6	7	8	9	1	10	11	3
4152	2	12	13	4	5	6	7	8	9	1	10	11	3
4161	2	12	13	4	5	6	3	7	8	1	9	10	11
4162	3	12	13	4	2	5	6	7	8	1	9	10	11
4171	2	12	13	3	4	5	6	7	8	9	1	10	11
4172	2	12	13	3	1	4	5	6	7	8	9	10	11
4181	2	9	3	4	5	6	7	8	10	11	12	13	1
4182	2	12	13	3	5	1	6	7	8	9	10	4	11
4191	4	9	1	10	11	2	3	12	5	6	7	8	13
4192	2	12	13	4	5	1	3	6	7	8	9	10	11

TABELA B.39: Resultado obtido pelo mRMR, para o sinal EEG localizado na posição Fpz-Cz e janela com tamanho de 2s e avanço de 1s.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
4001	1	12	13	4	5	2	3	6	7	8	9	10	11
4002	4	8	2	6	7	9	5	10	11	1	12	13	3
4011	4	8	2	9	10	11	6	7	12	1	3	5	13
4012	3	8	2	4	5	6	7	9	10	1	11	12	13
4021	4	8	2	9	10	11	3	5	6	1	7	12	13
4022	3	8	2	6	7	9	10	11	12	1	4	13	5
4031	2	12	13	4	5	1	3	6	7	8	9	10	11
4032	2	12	13	4	5	1	3	6	7	8	9	10	11
4041	1	12	13	4	5	6	2	7	8	9	10	3	11
4042	1	12	13	4	5	6	2	7	8	9	10	3	11
4051	1	12	13	3	4	5	6	7	8	2	9	10	11
4052	4	9	2	10	11	12	5	6	7	1	8	13	3
4061	2	12	13	3	4	1	5	6	7	8	9	10	11
4062	2	12	13	4	5	6	7	3	8	1	9	10	11
4071	2	12	13	4	5	6	7	3	8	1	9	10	11
4072	2	12	13	3	4	1	5	6	7	8	9	10	11
4081	1	12	13	4	5	6	7	2	8	9	10	3	11
4082	2	12	13	4	1	5	6	7	3	8	9	10	11
4091	4	3	2	9	1	10	11	5	6	7	8	12	13
4092	2	12	13	3	4	1	5	6	7	8	9	10	11
4101	2	12	13	4	1	5	6	7	3	8	9	10	11
4102	2	8	3	4	5	6	7	9	10	1	11	12	13
4111	1	12	13	4	5	6	2	7	8	9	10	3	11
4112	2	12	13	3	1	4	5	6	7	8	9	10	11
4121	2	12	13	4	1	5	6	7	3	8	9	10	11
4122	2	12	13	3	4	5	6	7	8	1	9	10	11
4131	1	12	13	5	2	6	7	8	9	10	3	11	4
4141	1	12	13	3	4	5	6	7	8	9	10	2	11
4142	1	9	2	5	6	7	8	10	11	12	13	3	4
4151	1	12	13	4	5	2	3	6	7	8	9	10	11
4152	1	12	13	3	4	2	5	6	7	8	9	10	11
4161	1	12	13	3	4	5	6	7	8	9	10	11	2
4162	1	12	13	4	5	3	6	7	2	8	9	10	11
4171	2	12	13	3	4	5	6	7	8	9	1	10	11
4172	2	12	13	3	4	1	5	6	7	8	9	10	11
4181	2	12	13	3	4	1	5	6	7	8	9	10	11
4182	3	9	2	10	11	4	8	5	6	1	7	12	13
4191	1	12	13	3	4	5	2	6	7	8	9	10	11
4192	4	9	3	5	2	6	7	8	10	1	11	12	13

TABELA B.40: Resultado obtido pelo mRMR, para o sinal EEG localizado na posição Pz-Oz e janela com tamanho de 2s e avanço de 1s.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
4001	2	12	13	4	1	5	6	3	7	8	9	10	11
4002	4	3	2	11	1	12	13	5	6	7	8	9	10
4011	2	12	13	4	7	1	8	9	10	3	11	6	5
4012	1	9	2	3	5	6	7	8	10	11	12	13	4
4021	1	12	13	4	3	5	6	2	7	8	9	10	11
4022	2	9	3	4	5	1	7	8	10	11	12	13	6
4031	2	9	4	5	6	1	7	8	10	11	12	13	3
4032	1	10	11	4	2	5	6	7	8	9	12	13	3
4041	4	2	1	8	9	10	6	7	5	11	12	3	13
4042	4	9	1	10	11	8	12	5	6	7	2	3	13
4051	1	12	13	4	2	3	5	6	7	8	9	10	11
4052	2	12	13	4	1	5	6	3	7	8	9	10	11
4061	4	2	12	3	13	5	6	7	8	1	9	10	11
4062	1	12	13	5	3	4	6	2	7	8	9	10	11
4071	2	12	13	4	5	1	6	7	8	9	10	11	3
4072	2	12	13	3	6	1	7	8	9	10	11	4	5
4081	2	12	13	4	5	1	3	6	7	8	9	10	11
4082	3	12	13	4	5	6	7	8	9	1	10	2	11
4091	2	9	3	4	5	6	7	8	10	11	12	13	1
4092	2	12	13	4	7	1	8	9	10	11	6	5	3
4101	4	8	2	5	6	7	3	9	10	1	11	12	13
4102	1	12	13	3	4	2	5	6	7	8	9	10	11
4111	1	12	13	4	5	3	6	2	7	8	9	10	11
4112	1	8	2	3	4	5	6	7	9	10	11	12	13
4121	2	12	13	3	4	1	5	6	7	8	9	10	11
4122	1	12	13	4	5	6	7	8	9	10	11	3	2
4131	3	9	4	5	2	6	7	8	10	1	11	12	13
4141	2	12	13	3	1	4	5	6	7	8	9	10	11
4142	2	12	13	3	4	5	6	7	8	9	10	11	1
4151	2	8	3	4	1	5	6	7	9	10	11	12	13
4152	4	7	2	8	9	5	6	10	11	1	12	13	3
4161	4	8	2	5	6	7	3	9	10	1	11	12	13
4162	1	8	2	5	6	7	3	9	10	11	12	13	4
4171	1	12	13	5	6	7	8	2	9	10	11	3	4
4172	2	12	13	5	6	1	7	8	9	10	11	3	4
4181	3	2	12	13	4	5	6	7	8	9	10	11	1
4182	2	12	13	5	6	1	7	8	9	3	4	10	11
4191	1	12	13	5	6	7	8	9	2	10	11	3	4
4192	2	12	13	5	6	1	7	8	9	10	11	3	4

Apêndice C

Desempenho dos Classificadores

Neste apêndice encontram-se, de forma mais detalhada, os valores dos métodos utilizados para avaliar o desempenho dos classificadores. Para mais informação acerca da terminologia usada em cada uma das tabelas, consultar o apêndice A.

C.1 Sem Atraso

TABELA C.1: Resultados da avaliação dos classificadores sem presença de atraso e para uma janela com tamanho de 20s e avanço de 2s.

Classificadores	Especificidade(%)	Sensibilidade(%)	Accuracy(%)	AUC	Precisão(%)	Fall-Out(%)
nb_fpzcz	92,99	70,19	71,01	0,82	99,63	10,40
knn_fpzcz	74,16	93,41	92,72	0,84	98,98	29,53
svm_rbf_fpzcz	83,60	89,44	89,23	0,87	99,32	22,75
svm_mlp_fpzcz	66,23	75,00	74,69	0,71	98,35	8,97
pp_hardlim_leanrnp_fpzcz	50,93	85,91	84,54	0,68	97,73	12,83
pp_hardlim_leanrnpn_fpzcz	76,44	90,83	90,27	0,84	98,95	25,36
ff_2_logsig_fpzcz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_fpzcz	80,31	90,38	89,99	0,85	99,12	25,38
ff_3_logsig_fpzcz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_fpzcz	3,37	99,49	95,73	0,51	96,19	21,19
nb_pzoz	90,44	52,12	53,49	0,71	99,32	6,57
knn_pzoz	72,29	80,93	80,62	0,77	98,74	12,36
svm_rbf_pzoz	88,75	70,12	70,79	0,79	99,41	9,95
svm_mlp_pzoz	57,08	60,34	60,22	0,59	97,42	5,08
pp_hardlim_leanrnp_pzoz	86,38	68,16	68,87	0,77	99,19	9,95
pp_hardlim_leanrnpn_pzoz	90,24	64,57	65,58	0,77	99,39	9,40
ff_2_logsig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_pzoz	37,20	96,48	94,16	0,67	97,42	30,12
ff_3_logsig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_pzoz	67,11	90,20	89,29	0,79	98,54	21,80
nb_all	93,98	76,03	76,67	0,85	99,71	12,73
knn_all	83,57	86,23	86,13	0,85	99,30	18,42
svm_rbf_all	89,24	82,00	82,26	0,86	99,51	15,57
svm_mlp_all	81,89	71,49	71,86	0,77	99,07	9,66
pp_hardlim_leanrnp_all	64,29	77,06	76,56	0,71	98,15	10,25
pp_hardlim_leanrnpn_all	91,54	75,39	76,02	0,83	99,55	13,16
ff_2_logsig_all	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_all	79,16	80,65	80,59	0,80	98,96	14,28
ff_3_logsig_all	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_all	85,93	82,15	82,30	0,84	99,31	16,40
nb_fpzcz_pca	88,18	80,36	80,64	0,84	99,46	14,31
knn_fpzcz_pca	25,01	97,47	94,87	0,61	97,22	26,88
svm_rbf_fpzcz_pca	63,53	93,14	92,08	0,78	98,56	25,64
svm_mlp_fpzcz_pca	62,77	79,00	78,42	0,71	98,28	10,01
pp_hardlim_leanrnp_fpzcz_pca	7,49	72,23	69,70	0,40	95,04	1,09
pp_hardlim_leanrnpn_fpzcz_pca	6,54	56,19	54,25	0,31	93,66	0,60
ff_2_logsig_fpzcz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_fpzcz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
nb_pzoz_pca	73,58	80,93	80,66	0,77	98,80	12,55
knn_pzoz_pca	50,40	91,66	90,18	0,71	98,03	18,35
svm_rbf_pzoz_pca	73,70	83,59	83,24	0,79	98,84	14,32
svm_mlp_pzoz_pca	35,51	82,34	80,66	0,59	97,17	6,96
pp_hardlim_leanrnp_pzoz_pca	15,97	41,52	40,52	0,29	92,38	1,10
pp_hardlim_leanrnpn_pzoz_pca	12,69	42,94	41,76	0,28	92,35	0,90
ff_2_logsig_pzoz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_pzoz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
nb_all_pca	0,00	100,00	96,41	0,50	96,41	NaN
knn_all_pca	0,00	100,00	96,41	0,50	96,41	NaN
svm_rbf_all_pca	0,00	100,00	96,41	0,50	96,41	NaN
svm_mlp_all_pca	0,00	100,00	96,41	0,50	96,41	NaN
pp_hardlim_leanrnp_all_pca	91,39	67,94	68,86	0,80	99,49	10,40
pp_hardlim_leanrnpn_all_pca	84,34	68,45	69,07	0,76	99,08	9,82
ff_2_logsig_all_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_all_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN

Apêndice: C

TABELA C.2: Resultados da avaliação dos classificadores sem presença de atraso e para uma janela com tamanho de 10s e avanço de 2s.

Classificadores	Especificidade(%)	Sensibilidade(%)	Accuracy(%)	AUC	Precisão(%)	Fall-Out(%)
nb_fpzcz	94,19	67,36	68,32	0,81	99,68	9,69
knn_fpzcz	76,79	93,48	92,88	0,85	99,08	30,46
svm_rbf_fpzcz	86,84	88,07	88,02	0,87	99,45	21,31
svm_mlp_fpzcz	68,10	75,42	75,16	0,72	98,45	9,34
pp_hardlim_leanrnp_fpzcz	84,03	72,88	73,31	0,78	99,12	11,20
pp_hardlim_leanrnpn_fpzcz	54,59	94,94	93,36	0,75	98,09	30,51
ff_2_logsig_fpzcz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_fpzcz	83,33	87,84	87,67	0,86	99,23	21,82
ff_3_logsig_fpzcz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_fpzcz	2,34	99,64	95,83	0,51	96,16	20,93
nb_pzoz	90,20	52,09	53,46	0,71	99,30	6,55
knn_pzoz	75,03	82,35	82,09	0,79	98,88	13,65
svm_rbf_pzoz	90,34	72,07	72,73	0,81	99,50	10,74
svm_mlp_pzoz	58,25	60,47	60,39	0,59	97,50	5,20
pp_hardlim_leanrnp_pzoz	82,34	61,67	62,48	0,72	98,85	8,05
pp_hardlim_leanrnpn_pzoz	73,20	83,38	82,99	0,78	98,71	15,21
ff_2_logsig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_pzoz	49,67	94,28	92,53	0,72	97,87	26,11
ff_3_logsig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_pzoz	72,63	86,89	86,33	0,80	98,73	18,41
nb_all	94,30	74,58	75,29	0,84	99,72	12,13
knn_all	86,62	87,78	87,74	0,87	99,44	20,86
svm_rbf_all	91,03	81,16	81,52	0,86	99,59	15,24
svm_mlp_all	82,23	71,48	71,86	0,77	99,08	9,69
pp_hardlim_leanrnp_all	90,96	65,53	66,52	0,78	99,44	9,70
pp_hardlim_leanrnpn_all	81,38	71,78	72,16	0,77	98,95	10,51
ff_2_logsig_all	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_all	84,75	73,96	74,39	0,79	99,17	11,70
ff_3_logsig_all	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_all	79,77	83,65	83,50	0,82	99,02	16,58
nb_fpzcz_pca	89,54	77,40	77,84	0,83	99,50	12,85
knn_fpzcz_pca	21,84	98,01	95,28	0,60	97,12	29,03
svm_rbf_fpzcz_pca	65,64	92,83	91,85	0,79	98,64	25,39
svm_mlp_fpzcz_pca	64,75	80,69	80,11	0,73	98,40	11,09
pp_hardlim_leanrnp_fpzcz_pca	1,44	68,95	66,31	0,35	94,50	0,19
pp_hardlim_leanrnpn_fpzcz_pca	4,35	56,87	54,81	0,31	93,59	0,41
ff_2_logsig_fpzcz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_fpzcz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
nb_pzoz_pca	74,80	82,20	81,94	0,79	98,87	13,52
knn_pzoz_pca	54,30	90,84	89,53	0,73	98,16	18,07
svm_rbf_pzoz_pca	80,80	81,62	81,59	0,81	99,13	14,06
svm_mlp_pzoz_pca	47,37	80,44	79,26	0,64	97,62	8,27
pp_hardlim_leanrnp_pzoz_pca	25,78	44,01	43,30	0,35	93,57	1,84
pp_hardlim_leanrnpn_pzoz_pca	47,98	32,16	32,78	0,40	93,82	2,80
ff_2_logsig_pzoz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_pzoz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
nb_all_pca	0,00	100,00	96,41	0,50	96,41	NaN
knn_all_pca	0,00	100,00	96,41	0,50	96,41	NaN
svm_rbf_all_pca	0,00	100,00	96,41	0,50	96,41	NaN
svm_mlp_all_pca	0,00	100,00	96,41	0,50	96,41	NaN
pp_hardlim_leanrnp_all_pca	84,35	64,70	65,46	0,75	99,02	8,87
pp_hardlim_leanrnpn_all_pca	61,73	53,02	53,36	0,57	97,14	5,08
ff_2_logsig_all_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_all_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN

Apêndice: C

TABELA C.3: Resultados da avaliação dos classificadores sem presença de atraso e para uma janela com tamanho de 5s e avanço de 2,5s.

Classificadores	Especificidade(%)	Sensibilidade(%)	Accuracy(%)	AUC	Precisão(%)	Fall-Out(%)
nb_fpz cz	94,36	63,83	64,92	0,79	99,67	8,85
knn_fpz cz	75,53	94,37	93,69	0,85	99,04	33,29
svm_rbf_fpz cz	85,60	89,15	89,02	0,87	99,40	22,69
svm_mlp_fpz cz	72,21	76,52	76,36	0,74	98,67	10,26
pp_hardlim_leanrnp_fpz cz	92,64	69,44	70,34	0,81	99,57	10,99
pp_hardlim_leanrnpn_fpz cz	88,64	78,75	79,14	0,84	99,42	14,52
ff_2_logsig_fpz cz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_fpz cz	83,31	88,20	88,01	0,86	99,24	22,33
ff_3_logsig_fpz cz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_fpz cz	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
nb_pzoz	90,90	51,17	52,60	0,71	99,34	6,48
knn_pzoz	75,91	82,52	82,28	0,79	98,93	13,91
svm_rbf_pzoz	94,56	71,00	71,84	0,83	99,72	10,82
svm_mlp_pzoz	61,89	60,16	60,22	0,61	97,70	5,46
pp_hardlim_leanrnp_pzoz	72,97	72,90	72,91	0,73	98,51	9,88
pp_hardlim_leanrnpn_pzoz	87,66	53,17	54,52	0,70	99,06	7,08
ff_2_logsig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_pzoz	72,07	87,78	87,17	0,80	98,72	19,37
ff_3_logsig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_pzoz	75,77	83,81	83,50	0,80	98,84	16,01
nb_all	94,24	72,42	73,20	0,83	99,70	11,28
knn_all	86,39	88,30	88,24	0,87	99,43	21,55
svm_rbf_all	93,05	83,44	83,78	0,88	99,69	17,29
svm_mlp_all	82,75	72,33	72,71	0,78	99,12	10,01
pp_hardlim_leanrnp_all	89,54	69,91	70,68	0,80	99,39	10,81
pp_hardlim_leanrnpn_all	90,61	65,42	66,41	0,78	99,42	9,64
ff_2_logsig_all	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_all	76,05	81,84	81,62	0,79	98,82	14,57
ff_3_logsig_all	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_all	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
nb_fpz cz_pca	63,66	82,65	81,97	0,73	98,39	12,01
knn_fpz cz_pca	10,57	99,23	96,05	0,55	96,76	33,83
svm_rbf_fpz cz_pca	47,09	97,85	96,03	0,72	98,03	44,94
svm_mlp_fpz cz_pca	0,00	100,00	96,41	0,50	96,41	NaN
pp_hardlim_leanrnp_fpz cz_pca	4,94	58,71	56,60	0,32	93,81	0,48
pp_hardlim_leanrnpn_fpz cz_pca	2,36	70,87	68,19	0,37	94,69	0,33
ff_2_logsig_fpz cz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_fpz cz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
nb_pzoz_pca	75,36	82,89	82,62	0,79	98,91	14,07
knn_pzoz_pca	54,46	90,61	89,31	0,73	98,16	17,74
svm_rbf_pzoz_pca	81,55	82,26	82,24	0,82	99,17	14,61
svm_mlp_pzoz_pca	59,68	81,53	80,75	0,71	98,19	10,73
pp_hardlim_leanrnp_pzoz_pca	42,36	46,22	46,07	0,44	95,17	3,11
pp_hardlim_leanrnpn_pzoz_pca	11,65	45,31	43,99	0,28	92,64	0,86
ff_2_logsig_pzoz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_pzoz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
nb_all_pca	0,00	100,00	96,41	0,50	96,41	NaN
knn_all_pca	0,00	100,00	96,41	0,50	96,41	NaN
svm_rbf_all_pca	0,00	100,00	96,41	0,50	96,41	NaN
svm_mlp_all_pca	0,00	100,00	96,41	0,50	96,41	NaN
pp_hardlim_leanrnp_all_pca	26,57	76,96	74,99	0,52	96,26	4,48
pp_hardlim_leanrnpn_all_pca	80,80	50,10	51,30	0,65	98,46	6,19
ff_2_logsig_all_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_all_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN

TABELA C.4: Resultados da avaliação dos classificadores sem presença de atraso e para uma janela com tamanho de 2s e avanço de 1s.

Classificadores	Especificidade(%)	Sensibilidade(%)	Accuracy(%)	AUC	Precisão(%)	Fall-Out(%)
nb_fpzcz	94,81	56,50	57,88	0,76	99,66	7,50
knn_fpzcz	70,98	94,32	93,48	0,83	98,87	31,72
svm_rbf_fpzcz			sem convergência			
svm_mlp_fpzcz			sem convergência			
pp_hardlim_leanrnp_fpzcz	80,38	80,63	80,62	0,81	99,02	14,45
pp_hardlim_leanrnpn_fpzcz	69,14	85,15	84,53	0,77	98,55	15,94
ff_2_logsig_fpzcz	100,00	0,00	3,91	0,50		3,91
ff_2_tansig_fpzcz	83,93	85,65	85,58	0,85	99,24	19,23
ff_3_logsig_fpzcz	100,00	0,00	3,91	0,50		3,91
ff_3_tansig_fpzcz	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
nb_pzoz	90,79	48,79	50,30	0,70	99,30	6,19
knn_pzoz	72,94	81,99	81,66	0,77	98,79	13,09
svm_rbf_pzoz			sem convergência			
svm_mlp_pzoz			sem convergência			
pp_hardlim_leanrnp_pzoz	31,04	71,61	70,03	0,51	96,23	4,26
pp_hardlim_leanrnpn_pzoz	84,92	60,52	61,48	0,73	99,00	8,05
ff_2_logsig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_pzoz	91,52	66,35	67,34	0,79	99,48	9,97
ff_3_logsig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_pzoz	77,74	79,03	78,98	0,78	98,87	13,11
nb_all	94,45	68,13	69,07	0,81	99,70	9,93
knn_all	85,62	88,19	88,09	0,87	99,40	21,23
svm_rbf_all			sem convergência			
svm_mlp_all			sem convergência			
pp_hardlim_leanrnp_all	84,24	77,34	77,61	0,81	99,18	13,14
pp_hardlim_leanrnpn_all	81,92	79,11	79,22	0,81	99,08	13,77
ff_2_logsig_all	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_all	71,26	81,40	81,00	0,76	98,58	13,49
ff_3_logsig_all	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_all	90,18	82,34	82,64	0,86	99,52	17,21
nb_fpzcz_pca	93,44	58,33	59,59	0,76	99,58	7,70
knn_fpzcz_pca	12,12	99,04	95,92	0,56	96,80	31,92
svm_rbf_fpzcz_pca			sem convergência			
svm_mlp_fpzcz_pca			sem convergência			
pp_hardlim_leanrnp_fpzcz_pca	2,03	74,56	71,72	0,38	94,92	0,32
pp_hardlim_leanrnpn_fpzcz_pca	1,45	78,03	75,03	0,40	95,11	0,27
ff_2_logsig_fpzcz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_fpzcz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
nb_pzoz_pca	75,22	82,18	81,93	0,79	98,89	13,57
knn_pzoz_pca	49,67	89,97	88,52	0,70	97,96	15,56
svm_rbf_pzoz_pca			sem convergência			
svm_mlp_pzoz_pca			sem convergência			
pp_hardlim_leanrnp_pzoz_pca	19,82	47,84	46,75	0,34	93,61	1,52
pp_hardlim_leanrnpn_pzoz_pca	23,74	48,04	47,09	0,36	93,93	1,83
ff_2_logsig_pzoz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_pzoz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
nb_all_pca	0,00	100,00	96,41	0,50	96,41	NaN
knn_all_pca	0,00	100,00	96,41	0,50	96,41	NaN
svm_rbf_all_pca			sem convergência			
svm_mlp_all_pca			sem convergência			
pp_hardlim_leanrnp_all_pca	96,28	40,48	42,66	0,68	99,63	6,18
pp_hardlim_leanrnpn_all_pca	74,32	84,38	83,98	0,79	98,78	16,23
ff_2_logsig_all_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_all_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN

C.2 Atraso 01

TABELA C.5: Resultados da avaliação dos classificadores com atraso 01 e para uma janela com tamanho de 20s e avanço de 2s.

Classificadores	Especificidade(%)	Sensibilidade(%)	Accuracy(%)	AUC	Precisão(%)	Fall-Out(%)
nb_fpzcz	92,24	70,51	71,29	0,81	99,59	10,43
knn_fpzcz	73,81	93,62	92,91	0,84	98,97	30,09
svm_rbf_fpzcz	85,18	89,52	89,37	0,87	99,39	23,23
svm_mlp_fpzcz	63,26	74,28	73,88	0,69	98,19	8,38
pp_hardlim_leanrnp_fpzcz	76,90	90,09	89,58	0,83	98,97	24,03
pp_hardlim_leanrnpn_fpzcz	88,60	85,73	85,85	0,87	99,46	20,19
ff_2_logsig_fpzcz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_fpzcz	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
ff_3_logsig_fpzcz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_fpzcz	76,75	88,85	88,37	0,83	98,95	21,89
nb_pzoz	90,29	52,22	53,59	0,71	99,31	6,57
knn_pzoz	70,56	82,18	81,76	0,76	98,68	12,84
svm_rbf_pzoz	90,80	70,06	70,81	0,80	99,51	10,14
svm_mlp_pzoz	52,69	58,98	58,76	0,56	97,10	4,56
pp_hardlim_leanrnp_pzoz	15,49	67,03	65,01	0,41	95,12	1,88
pp_hardlim_leanrnpn_pzoz	12,92	86,60	83,72	0,50	96,07	3,78
ff_2_logsig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_logsig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_pzoz	41,09	94,16	92,08	0,68	97,51	22,27
nb_all	93,45	76,26	76,87	0,85	99,68	12,77
knn_all	83,92	86,49	86,40	0,85	99,31	18,77
svm_rbf_all	84,92	82,76	82,84	0,84	99,33	15,49
svm_mlp_all	47,44	82,98	81,70	0,65	97,70	9,40
pp_hardlim_leanrnp_all	87,25	86,42	86,45	0,87	99,40	20,74
pp_hardlim_leanrnpn_all	53,18	61,32	61,00	0,57	96,98	5,30
ff_2_logsig_all	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_all	7,07	79,37	76,54	0,43	95,45	1,38
ff_3_logsig_all	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_all	97,09	59,60	61,06	0,78	99,80	8,92
nb_fpzcz_pca	86,94	80,66	80,89	0,84	99,40	14,33
knn_fpzcz_pca	30,56	97,16	94,77	0,64	97,41	28,57
svm_rbf_fpzcz_pca	68,16	92,69	91,81	0,80	98,74	25,75
svm_mlp_fpzcz_pca	62,81	77,56	77,03	0,70	98,25	9,43
pp_hardlim_leanrnp_fpzcz_pca	1,24	70,14	67,44	0,36	94,58	0,17
pp_hardlim_leanrnpn_fpzcz_pca	4,78	68,78	66,27	0,37	94,66	0,62
ff_2_logsig_fpzcz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_fpzcz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
ff_3_logsig_fpzcz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_fpzcz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
nb_pzoz_pca	72,93	80,96	80,67	0,77	98,77	12,48
knn_pzoz_pca	51,64	91,92	90,48	0,72	98,08	19,22
svm_rbf_pzoz_pca	79,07	81,67	81,58	0,80	99,06	13,83
svm_mlp_pzoz_pca	15,16	91,43	88,70	0,53	96,66	6,18
pp_hardlim_leanrnp_pzoz_pca	27,03	29,31	29,22	0,28	90,79	1,53
pp_hardlim_leanrnpn_pzoz_pca	56,11	28,02	29,12	0,42	94,00	3,08
ff_2_logsig_pzoz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_pzoz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	0,00
ff_3_logsig_pzoz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_pzoz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
nb_all_pca	77,68	85,67	85,39	0,82	99,04	16,79
knn_all_pca	17,12	98,47	95,55	0,58	96,96	29,40
svm_rbf_all_pca	45,25	95,57	93,77	0,70	97,91	27,55
svm_mlp_all_pca	40,88	83,88	82,34	0,62	97,44	8,62
pp_hardlim_leanrnp_all_pca	32,51	82,17	80,23	0,57	96,76	6,91
pp_hardlim_leanrnpn_all_pca	57,36	87,97	86,78	0,73	98,06	16,27
ff_2_logsig_all_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_all_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
ff_3_logsig_all_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_all_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN

Apêndice: C

TABELA C.6: Resultados da avaliação dos classificadores com atraso 01 e para uma janela com tamanho de 10s e avanço de 2s.

Classificadores	Especificidade(%)	Sensibilidade(%)	Accuracy(%)	AUC	Precisão(%)	Fall-Out(%)
nb_fpzcz	93,63	67,84	68,77	0,81	99,65	9,77
knn_fpzcz	77,71	93,56	92,99	0,86	99,12	30,99
svm_rbf_fpzcz	88,86	88,55	88,56	0,89	99,53	22,40
svm_mlp_fpzcz	65,73	74,44	74,13	0,70	98,32	8,73
pp_hardlim_leanrnp_fpzcz	73,00	90,62	89,93	0,82	98,80	24,07
pp_hardlim_leanrnpn_fpzcz	92,87	74,55	75,27	0,84	99,61	12,94
ff_2_logsig_fpzcz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_fpzcz	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
ff_3_logsig_fpzcz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_fpzcz	78,61	92,49	91,94	0,86	99,07	29,88
nb_pzoz	89,71	52,37	53,71	0,71	99,27	6,55
knn_pzoz	74,19	82,76	82,45	0,78	98,85	13,80
svm_rbf_pzoz	92,12	71,48	72,22	0,82	99,59	10,73
svm_mlp_pzoz	54,67	59,38	59,21	0,57	97,24	4,77
pp_hardlim_leanrnp_pzoz	95,17	54,97	56,54	0,75	99,64	7,93
pp_hardlim_leanrnpn_pzoz	45,95	50,34	50,17	0,48	95,81	3,63
ff_2_logsig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_logsig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_pzoz	91,74	72,00	72,78	0,82	99,54	11,77
nb_all	93,58	74,90	75,57	0,84	99,68	12,18
knn_all	86,37	88,14	88,07	0,87	99,43	21,31
svm_rbf_all	88,26	84,34	84,48	0,86	99,48	17,33
svm_mlp_all	81,62	70,65	71,04	0,76	99,04	9,38
pp_hardlim_leanrnp_all	91,94	69,97	70,83	0,81	99,53	11,08
pp_hardlim_leanrnpn_all	90,28	68,67	69,51	0,79	99,43	10,50
ff_2_logsig_all	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_all	6,76	80,13	77,25	0,43	95,48	1,37
ff_3_logsig_all	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_all	91,71	72,99	73,73	0,82	99,54	12,15
nb_fpzcz_pca	88,82	77,79	78,18	0,83	99,47	12,95
knn_fpzcz_pca	23,52	98,07	95,39	0,61	97,18	31,14
svm_rbf_fpzcz_pca	66,97	93,53	92,57	0,80	98,70	27,79
svm_mlp_fpzcz_pca	66,07	78,70	78,25	0,72	98,42	10,35
pp_hardlim_leanrnp_fpzcz_pca	0,86	78,90	75,84	0,40	95,13	0,17
pp_hardlim_leanrnpn_fpzcz_pca	1,96	76,55	73,63	0,39	95,04	0,34
ff_2_logsig_fpzcz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_fpzcz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
ff_3_logsig_fpzcz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_fpzcz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
nb_pzoz_pca	73,98	82,33	82,03	0,78	98,84	13,48
knn_pzoz_pca	54,61	91,25	89,94	0,73	98,18	18,84
svm_rbf_pzoz_pca	84,19	79,88	80,03	0,82	99,27	13,47
svm_mlp_pzoz_pca	33,17	82,18	80,42	0,58	97,06	6,48
pp_hardlim_leanrnp_pzoz_pca	11,19	54,85	53,14	0,33	93,81	1,00
pp_hardlim_leanrnpn_pzoz_pca	19,45	43,35	42,42	0,31	92,97	1,38
ff_2_logsig_pzoz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_pzoz_pca	0,08	99,95	96,04	0,50	96,09	6,17
ff_3_logsig_pzoz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_pzoz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
nb_all_pca	81,30	84,87	84,74	0,83	99,19	16,66
knn_all_pca	17,77	98,52	95,63	0,58	96,99	30,94
svm_rbf_all_pca	43,62	95,46	93,60	0,70	97,85	26,35
svm_mlp_all_pca	40,39	83,77	82,21	0,62	97,42	8,47
pp_hardlim_leanrnp_all_pca	95,95	58,31	59,79	0,77	99,72	8,57
pp_hardlim_leanrnpn_all_pca	60,41	77,29	76,63	0,69	97,96	9,77
ff_2_logsig_all_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_all_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
ff_3_logsig_all_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_all_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN

Apêndice: C

TABELA C.7: Resultados da avaliação dos classificadores com atraso 01 e para uma janela com tamanho de 5s e avanço de 2,5s.

Classificadores	Especificidade(%)	Sensibilidade(%)	Accuracy(%)	AUC	Precisão(%)	Fall-Out(%)
nb_fpzcz	94,05	66,03	67,03	0,80	99,67	9,34
knn_fpzcz	76,90	94,30	93,68	0,86	99,10	33,43
svm_rbf_fpzcz	88,41	89,89	89,84	0,89	99,52	24,54
svm_mlp_fpzcz	67,84	76,13	75,84	0,72	98,45	9,56
pp_hardlim_leanrnp_fpzcz	90,13	61,93	63,03	0,76	99,36	8,79
pp_hardlim_leanrnpn_fpzcz	90,21	60,17	61,34	0,75	99,34	8,44
ff_2_logsig_fpzcz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_fpzcz	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
ff_3_logsig_fpzcz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_fpzcz	82,89	90,07	89,79	0,86	99,23	25,37
nb_pzoz	90,55	52,37	53,74	0,71	99,33	6,61
knn_pzoz	78,63	82,81	82,66	0,81	99,05	14,54
svm_rbf_pzoz	94,71	71,67	72,50	0,83	99,73	11,06
svm_mlp_pzoz	58,46	60,42	60,35	0,59	97,51	5,21
pp_hardlim_leanrnp_pzoz	68,07	86,35	85,64	0,77	98,52	16,88
pp_hardlim_leanrnpn_pzoz	89,52	66,09	67,01	0,78	99,36	9,71
ff_2_logsig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_logsig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_pzoz	93,91	69,67	70,62	0,82	99,65	11,20
nb_all	94,39	73,90	74,63	0,84	99,72	11,86
knn_all	90,08	87,53	87,62	0,89	99,58	21,18
svm_rbf_all	89,30	84,48	84,66	0,87	99,53	17,63
svm_mlp_all	83,60	68,88	69,40	0,76	99,12	9,08
pp_hardlim_leanrnp_all	83,20	62,73	63,53	0,73	98,92	8,33
pp_hardlim_leanrnpn_all	93,66	69,38	70,33	0,82	99,63	11,08
ff_2_logsig_all	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_all	85,31	76,77	77,11	0,81	99,23	13,01
ff_3_logsig_all	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_all	74,16	83,88	83,50	0,79	98,76	15,78
nb_fpzcz_pca	62,36	84,41	83,62	0,73	98,37	12,95
knn_fpzcz_pca	15,65	98,33	95,36	0,57	96,91	25,83
svm_rbf_fpzcz_pca	54,62	96,03	94,55	0,75	98,27	33,88
svm_mlp_fpzcz_pca	15,04	94,29	91,44	0,55	96,76	8,92
pp_hardlim_leanrnp_fpzcz_pca	4,43	52,49	50,61	0,28	93,10	0,38
pp_hardlim_leanrnpn_fpzcz_pca	6,40	81,10	78,18	0,44	95,51	1,36
ff_2_logsig_fpzcz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_fpzcz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
ff_3_logsig_fpzcz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_fpzcz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
nb_pzoz_pca	75,50	83,02	82,75	0,79	98,91	14,19
knn_pzoz_pca	50,58	91,37	89,90	0,71	98,03	17,90
svm_rbf_pzoz_pca	85,60	80,09	80,28	0,83	99,34	13,79
svm_mlp_pzoz_pca	57,55	78,70	77,94	0,68	98,03	9,13
pp_hardlim_leanrnp_pzoz_pca	24,20	45,97	45,12	0,35	93,71	1,79
pp_hardlim_leanrnpn_pzoz_pca	18,81	45,31	44,28	0,32	93,20	1,38
ff_2_logsig_pzoz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_pzoz_pca	1,23	99,89	96,03	0,51	96,13	31,68
ff_3_logsig_pzoz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_pzoz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
nb_all_pca	84,46	84,43	84,43	0,84	99,32	16,79
knn_all_pca	20,93	98,45	95,67	0,60	97,10	33,44
svm_rbf_all_pca	47,68	95,14	93,43	0,71	98,00	26,72
svm_mlp_all_pca	43,50	82,91	81,49	0,63	97,53	8,65
pp_hardlim_leanrnp_all_pca	2,51	70,33	67,68	0,36	94,66	0,34
pp_hardlim_leanrnpn_all_pca	87,91	62,83	63,81	0,75	99,22	8,78
ff_2_logsig_all_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_all_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
ff_3_logsig_all_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_all_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN

Apêndice: C

TABELA C.8: Resultados da avaliação dos classificadores com atraso 01 e para uma janela com tamanho de 2s e avanço de 1s.

Classificadores	Especificidade(%)	Sensibilidade(%)	Accuracy(%)	AUC	Precisão(%)	Fall-Out(%)
nb_fpzc	94,49	58,76	60,04	0,77	99,65	7,85
knn_fpzc	74,00	93,68	92,97	0,84	98,98	30,34
svm_rbf_fpzc			sem convergência			
svm_mlp_fpzc			sem convergência			
pp_hardlim_leanrnp_fpzc	42,67	65,33	64,45	0,54	96,55	4,77
pp_hardlim_leanrnpn_fpzc	90,39	73,38	74,05	0,82	99,47	12,15
ff_2_logsig_fpzc	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_fpzc	0,00	100,00	96,09	0,50	NaN	96,09
ff_3_logsig_fpzc	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_fpzc	83,32	88,76	88,55	0,86	99,24	23,18
nb_pzoz	90,20	50,37	51,80	0,70	99,28	6,33
knn_pzoz	74,34	82,52	82,22	0,78	98,86	13,66
svm_rbf_pzoz			sem convergência			
svm_mlp_pzoz			sem convergência			
pp_hardlim_leanrnp_pzoz	91,65	70,81	71,62	0,81	99,52	11,33
pp_hardlim_leanrnpn_pzoz	75,19	81,94	81,68	0,79	98,78	14,50
ff_2_logsig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_logsig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_pzoz	93,07	69,04	69,98	0,81	99,59	10,91
nb_all	94,16	69,61	70,49	0,82	99,69	10,33
knn_all	86,95	87,15	87,15	0,87	99,45	20,11
svm_rbf_all			sem convergência			
svm_mlp_all			sem convergência			
pp_hardlim_leanrnp_all	86,90	84,04	84,15	0,85	99,37	18,15
pp_hardlim_leanrnpn_all	82,10	76,81	77,01	0,79	99,06	12,60
ff_2_logsig_all	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_all	85,48	78,38	78,66	0,82	99,25	13,87
ff_3_logsig_all	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_all	80,79	80,03	80,06	0,80	99,03	14,14
nb_fpzc_pca	92,74	60,79	61,93	0,77	99,56	8,09
knn_fpzc_pca	22,17	98,41	95,67	0,60	97,14	34,10
svm_rbf_fpzc_pca			sem convergência			
svm_mlp_fpzc_pca			sem convergência			
pp_hardlim_leanrnp_fpzc_pca	2,44	70,80	68,13	0,37	94,69	0,34
pp_hardlim_leanrnpn_fpzc_pca	4,12	61,07	58,84	0,33	93,99	0,43
ff_2_logsig_fpzc_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_fpzc_pca	0,02	99,25	95,37	0,50	96,06	0,08
ff_3_logsig_fpzc_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_fpzc_pca	0,00	99,97	96,06	0,50	96,09	0,00
nb_pzoz_pca	75,51	81,94	81,71	0,79	98,90	13,46
knn_pzoz_pca	53,20	89,38	88,08	0,71	98,09	15,71
svm_rbf_pzoz_pca			sem convergência			
svm_mlp_pzoz_pca			sem convergência			
pp_hardlim_leanrnp_pzoz_pca	6,08	65,52	63,19	0,36	94,48	0,71
pp_hardlim_leanrnpn_pzoz_pca	63,89	47,18	47,83	0,56	96,98	4,69
ff_2_logsig_pzoz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_pzoz_pca	3,88	99,71	95,96	0,52	96,22	35,24
ff_3_logsig_pzoz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_pzoz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
nb_all_pca	92,77	60,50	61,66	0,77	99,56	8,04
knn_all_pca	26,10	98,06	95,48	0,62	97,27	33,37
svm_rbf_all_pca			sem convergência			
svm_mlp_all_pca			sem convergência			
pp_hardlim_leanrnp_all_pca	91,11	60,41	61,61	0,76	99,40	8,57
pp_hardlim_leanrnpn_all_pca	96,25	40,55	42,72	0,68	99,63	6,18
ff_2_logsig_all_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_all_pca	0,02	99,22	95,34	0,50	96,06	0,08
ff_3_logsig_all_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_all_pca	0,00	99,97	96,06	0,50	96,09	0,00

C.3 Atraso 12

TABELA C.9: Resultados da avaliação dos classificadores com atraso 12 e para uma janela com tamanho de 20s e avanço de 2s.

Classificadores	Especificidade(%)	Sensibilidade(%)	Accuracy(%)	AUC	Precisão(%)	Fall-Out(%)
nb_fpzcz	92,76	70,97	71,75	0,82	99,62	10,63
knn_fpzcz	75,19	93,80	93,13	0,84	99,03	31,10
svm_rbf_fpzcz	85,75	89,84	89,69	0,88	99,41	23,90
svm_mlp_fpzcz	63,51	74,37	73,98	0,69	98,21	8,44
pp_hardlim_leanrnp_fpzcz	82,71	87,66	87,47	0,85	99,20	21,44
pp_hardlim_leanrnpn_fpzcz	63,00	93,69	92,49	0,78	98,42	28,91
ff_2_logsig_fpzcz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_fpzcz	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
ff_3_logsig_fpzcz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_fpzcz	79,14	87,58	87,25	0,83	99,04	20,60
nb_pzoz	90,48	52,20	53,57	0,71	99,33	6,58
knn_pzoz	71,07	81,97	81,58	0,77	98,70	12,79
svm_rbf_pzoz	90,13	71,08	71,77	0,81	99,49	10,39
svm_mlp_pzoz	51,05	60,67	60,32	0,56	97,09	4,61
pp_hardlim_leanrnp_pzoz	19,28	67,75	65,85	0,44	95,37	2,38
pp_hardlim_leanrnpn_pzoz	88,44	69,06	69,82	0,79	99,32	10,43
ff_2_logsig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_logsig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_pzoz	91,46	69,93	70,78	0,81	99,51	11,02
nb_all	93,91	76,62	77,24	0,85	99,71	13,00
knn_all	83,21	87,04	86,90	0,85	99,29	19,28
svm_rbf_all	85,33	84,14	84,19	0,85	99,36	16,68
svm_mlp_all	76,98	72,44	72,61	0,75	98,72	10,21
pp_hardlim_leanrnp_all	89,72	74,18	74,79	0,82	99,44	12,40
pp_hardlim_leanrnpn_all	88,41	70,74	71,43	0,80	99,34	10,96
ff_2_logsig_all	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_all	6,97	79,36	76,53	0,43	95,44	1,36
ff_3_logsig_all	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_all	97,21	59,94	61,40	0,79	99,81	9,00
nb_fpzcz_pca	87,64	81,05	81,28	0,84	99,44	14,68
knn_fpzcz_pca	27,49	97,32	94,82	0,62	97,30	27,66
svm_rbf_fpzcz_pca	66,35	93,23	92,26	0,80	98,67	26,72
svm_mlp_fpzcz_pca	63,21	77,45	76,94	0,70	98,26	9,45
pp_hardlim_leanrnp_fpzcz_pca	79,08	30,45	32,35	0,55	97,28	4,43
pp_hardlim_leanrnpn_fpzcz_pca	77,29	16,48	18,86	0,47	94,69	3,63
ff_2_logsig_fpzcz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_fpzcz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
ff_3_logsig_fpzcz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_fpzcz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
nb_pzoz_pca	72,96	81,20	80,90	0,77	98,78	12,62
knn_pzoz_pca	49,81	92,19	90,67	0,71	98,01	19,18
svm_rbf_pzoz_pca	78,22	82,75	82,58	0,80	99,03	14,43
svm_mlp_pzoz_pca	28,40	82,76	80,81	0,56	96,88	5,77
pp_hardlim_leanrnp_pzoz_pca	90,74	55,20	56,59	0,73	99,32	7,62
pp_hardlim_leanrnpn_pzoz_pca	79,34	59,59	60,37	0,69	98,61	7,41
ff_2_logsig_pzoz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_pzoz_pca	0,00	100,00	96,08	0,50	96,09	0,00
ff_3_logsig_pzoz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_pzoz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
nb_all_pca	78,55	86,02	85,75	0,82	99,08	17,29
knn_all_pca	17,97	98,37	95,48	0,58	96,99	29,03
svm_rbf_all_pca	42,98	95,64	93,75	0,69	97,83	26,84
svm_mlp_all_pca	40,75	84,06	82,51	0,62	97,44	8,69
pp_hardlim_leanrnp_all_pca	56,84	21,78	23,15	0,39	92,53	2,87
pp_hardlim_leanrnpn_all_pca	9,36	19,83	19,42	0,15	84,30	0,47
ff_2_logsig_all_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_all_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
ff_3_logsig_all_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_all_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN

Apêndice: C

TABELA C.10: Resultados da avaliação dos classificadores com atraso 12 e para uma janela com tamanho de 10s e avanço de 2s.

Classificadores	Especificidade(%)	Sensibilidade(%)	Accuracy(%)	AUC	Precisão(%)	Fall-Out(%)
nb_fpzcz	94,02	67,96	68,90	0,81	99,67	9,84
knn_fpzcz	78,20	93,47	92,92	0,86	99,14	30,80
svm_rbf_fpzcz	88,75	89,18	89,16	0,89	99,53	23,37
svm_mlp_fpzcz	66,95	74,52	74,25	0,71	98,38	8,90
pp_hardlim_leanrnp_fpzcz	51,60	96,36	94,61	0,74	98,00	36,58
pp_hardlim_leanrnpn_fpzcz	50,01	87,52	86,05	0,69	97,73	14,03
ff_2_logsig_fpzcz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_fpzcz	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
ff_3_logsig_fpzcz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_fpzcz	85,96	88,02	87,94	0,87	99,36	22,61
nb_pzoz	89,94	52,37	53,72	0,71	99,29	6,56
knn_pzoz	74,27	82,71	82,40	0,78	98,86	13,78
svm_rbf_pzoz	91,70	71,58	72,30	0,82	99,57	10,72
svm_mlp_pzoz	55,13	57,99	57,88	0,57	97,20	4,65
pp_hardlim_leanrnp_pzoz	91,49	69,04	69,92	0,80	99,50	10,74
pp_hardlim_leanrnpn_pzoz	91,42	68,13	69,04	0,80	99,49	10,46
ff_2_logsig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_logsig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_pzoz	90,44	74,75	75,36	0,83	99,48	12,73
nb_all	94,11	75,08	75,76	0,85	99,71	12,32
knn_all	86,85	87,86	87,82	0,87	99,45	21,02
svm_rbf_all	88,01	84,42	84,55	0,86	99,47	17,37
svm_mlp_all	80,99	70,13	70,52	0,76	99,00	9,16
pp_hardlim_leanrnp_all	90,88	74,78	75,41	0,83	99,51	12,80
pp_hardlim_leanrnpn_all	95,46	71,53	72,47	0,83	99,74	12,02
ff_2_logsig_all	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_all	6,76	80,22	77,34	0,43	95,48	1,37
ff_3_logsig_all	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_all	91,43	73,92	74,61	0,83	99,53	12,50
nb_fpzcz_pca	89,41	77,98	78,39	0,84	99,50	13,13
knn_fpzcz_pca	25,00	97,89	95,28	0,61	97,23	30,60
svm_rbf_fpzcz_pca	67,18	93,49	92,55	0,80	98,71	27,74
svm_mlp_fpzcz_pca	67,02	78,07	77,67	0,73	98,45	10,21
pp_hardlim_leanrnp_fpzcz_pca	33,39	59,65	58,62	0,47	95,65	3,26
pp_hardlim_leanrnpn_fpzcz_pca	83,69	43,27	44,85	0,63	98,49	5,67
ff_2_logsig_fpzcz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_fpzcz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
ff_3_logsig_fpzcz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_fpzcz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
nb_pzoz_pca	74,07	82,51	82,20	0,78	98,84	13,61
knn_pzoz_pca	54,64	90,42	89,14	0,73	98,17	17,51
svm_rbf_pzoz_pca	83,18	80,10	80,21	0,82	99,22	13,46
svm_mlp_pzoz_pca	33,18	81,75	80,00	0,57	97,05	6,33
pp_hardlim_leanrnp_pzoz_pca	96,28	54,71	56,34	0,75	99,72	7,97
pp_hardlim_leanrnpn_pzoz_pca	97,96	44,88	46,95	0,71	99,82	6,75
ff_2_logsig_pzoz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_pzoz_pca	0,09	99,95	96,04	0,50	96,09	7,14
ff_3_logsig_pzoz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_pzoz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
nb_all_pca	81,94	84,90	84,80	0,83	99,21	16,80
knn_all_pca	19,29	98,37	95,53	0,59	97,04	30,54
svm_rbf_all_pca	45,89	95,28	93,51	0,71	97,93	26,58
svm_mlp_all_pca	43,08	81,94	80,55	0,63	97,48	8,15
pp_hardlim_leanrnp_all_pca	48,92	46,57	46,66	0,48	95,72	3,59
pp_hardlim_leanrnpn_all_pca	0,44	90,44	86,92	0,45	95,71	0,19
ff_2_logsig_all_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_all_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
ff_3_logsig_all_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_all_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN

Apêndice: C

TABELA C.11: Resultados da avaliação dos classificadores com atraso 12 e para uma janela com tamanho de 5s e avanço de 2,5s.

Classificadores	Especificidade(%)	Sensibilidade(%)	Accuracy(%)	AUC	Precisão(%)	Fall-Out(%)
nb_fpz cz	94,39	65,68	66,71	0,80	99,68	9,28
knn_fpz cz	77,16	94,07	93,47	0,86	99,10	32,63
svm_rbf_fpz cz	89,82	89,44	89,45	0,90	99,58	24,03
svm_mlp_fpz cz	0,08	99,99	96,40	0,50	96,42	19,23
pp_hardlim_leanrnp_fpz cz	69,06	82,27	81,75	0,76	98,49	13,69
pp_hardlim_leanrnpn_fpz cz	85,65	84,04	84,10	0,85	99,31	17,93
ff_2_logsig_fpz cz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_fpz cz	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
ff_3_logsig_fpz cz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_fpz cz	74,04	93,95	93,17	0,84	98,89	33,26
nb_pzoz	90,63	52,59	53,95	0,72	99,34	6,64
knn_pzoz	78,71	83,10	82,94	0,81	99,06	14,77
svm_rbf_pzoz	95,55	71,26	72,13	0,83	99,77	11,01
svm_mlp_pzoz	59,66	57,98	58,04	0,59	97,48	5,02
pp_hardlim_leanrnp_pzoz	65,88	54,51	54,95	0,60	97,51	5,57
pp_hardlim_leanrnpn_pzoz	90,42	60,49	61,66	0,75	99,36	8,52
ff_2_logsig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_logsig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_pzoz	92,15	72,27	73,05	0,82	99,56	11,92
nb_all	94,71	73,84	74,59	0,84	99,73	11,87
knn_all	89,49	87,54	87,61	0,89	99,56	21,09
svm_rbf_all	88,77	85,00	85,14	0,87	99,51	18,04
svm_mlp_all	80,84	67,43	67,91	0,74	98,95	8,45
pp_hardlim_leanrnp_all	48,03	71,08	70,17	0,60	97,11	6,33
pp_hardlim_leanrnpn_all	82,68	73,27	73,63	0,78	99,05	11,19
ff_2_logsig_all	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_all	74,00	83,65	83,27	0,79	98,75	15,56
ff_3_logsig_all	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_all	58,33	89,81	88,58	0,74	98,15	18,90
nb_fpz cz_pca	62,42	84,39	83,60	0,73	98,37	12,95
knn_fpz cz_pca	18,34	98,23	95,36	0,58	97,00	27,77
svm_rbf_fpz cz_pca	47,01	96,51	94,73	0,72	98,00	33,37
svm_mlp_fpz cz_pca	0,00	100,00	96,41	0,50	96,41	NaN
pp_hardlim_leanrnp_fpz cz_pca	95,75	42,75	44,83	0,69	99,60	6,38
pp_hardlim_leanrnpn_fpz cz_pca	74,56	62,63	63,10	0,69	98,37	7,51
ff_2_logsig_fpz cz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_fpz cz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	0,00
ff_3_logsig_fpz cz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_fpz cz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
nb_pzoz_pca	75,52	83,13	82,85	0,79	98,92	14,27
knn_pzoz_pca	55,51	90,54	89,28	0,73	98,20	17,92
svm_rbf_pzoz_pca	87,36	79,53	79,81	0,83	99,41	13,70
svm_mlp_pzoz_pca	21,13	86,38	84,04	0,54	96,71	5,46
pp_hardlim_leanrnp_pzoz_pca	73,43	53,37	54,16	0,63	98,01	6,03
pp_hardlim_leanrnpn_pzoz_pca	84,27	43,47	45,07	0,64	98,55	5,72
ff_2_logsig_pzoz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_pzoz_pca	1,32	99,88	96,02	0,51	96,13	30,53
ff_3_logsig_pzoz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_pzoz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
nb_all_pca	84,87	84,34	84,35	0,85	99,34	16,77
knn_all_pca	21,02	98,42	95,64	0,60	97,10	33,12
svm_rbf_all_pca	48,93	95,01	93,35	0,72	98,04	26,71
svm_mlp_all_pca	44,69	82,71	81,35	0,64	97,57	8,77
pp_hardlim_leanrnp_all_pca	92,34	32,90	35,23	0,63	99,06	5,31
pp_hardlim_leanrnpn_all_pca	8,89	79,38	76,63	0,44	95,54	1,73
ff_2_logsig_all_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_all_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	0,00
ff_3_logsig_all_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_all_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN

Apêndice: C

TABELA C.12: Resultados da avaliação dos classificadores com atraso 12 e para uma janela com tamanho de 2s e avanço de 1s.

Classificadores	Especificidade(%)	Sensibilidade(%)	Accuracy(%)	AUC	Precisão(%)	Fall-Out(%)
nb_fpzcz	94,40	58,90	60,18	0,77	99,65	7,87
knn_fpzcz	73,96	93,67	92,96	0,84	98,98	30,29
svm_rbf_fpzcz			sem convergência			
svm_mlp_fpzcz			sem convergência			
pp_hardlim_leanrnp_fpzcz	86,06	69,70	70,34	0,78	99,19	10,36
pp_hardlim_leanrnpn_fpzcz	82,84	77,17	77,39	0,80	99,10	12,87
ff_2_logsig_fpzcz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_fpzcz	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
ff_3_logsig_fpzcz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_fpzcz	51,72	93,45	91,82	0,73	97,94	24,34
nb_pzoz	90,25	50,40	51,83	0,70	99,29	6,34
knn_pzoz	75,43	82,18	81,94	0,79	98,90	13,61
svm_rbf_pzoz			sem convergência			
svm_mlp_pzoz			sem convergência			
pp_hardlim_leanrnp_pzoz	86,34	56,60	57,76	0,71	99,03	7,49
pp_hardlim_leanrnpn_pzoz	85,12	62,97	63,84	0,74	99,05	8,56
ff_2_logsig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_logsig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_pzoz	93,23	68,73	69,69	0,81	99,60	10,83
nb_all	94,29	69,52	70,41	0,82	99,70	10,32
knn_all	86,72	87,11	87,09	0,87	99,44	20,01
svm_rbf_all			sem convergência			
svm_mlp_all			sem convergência			
pp_hardlim_leanrnp_all	95,58	66,98	68,10	0,81	99,73	10,54
pp_hardlim_leanrnpn_all	37,69	68,72	67,50	0,53	96,44	4,68
ff_2_logsig_all	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_all	85,48	78,29	78,57	0,82	99,25	13,81
ff_3_logsig_all	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_all	81,26	79,79	79,85	0,81	99,05	14,07
nb_fpzcz_pca	92,78	60,56	61,72	0,77	99,56	8,05
knn_fpzcz_pca	17,76	98,38	95,49	0,58	96,98	29,03
svm_rbf_fpzcz_pca			sem convergência			
svm_mlp_fpzcz_pca			sem convergência			
pp_hardlim_leanrnp_fpzcz_pca	4,25	80,08	77,12	0,42	95,36	0,86
pp_hardlim_leanrnpn_fpzcz_pca	95,38	37,61	39,87	0,66	99,50	5,86
ff_2_logsig_fpzcz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_fpzcz_pca	0,02	99,20	95,32	0,50	96,06	0,08
ff_3_logsig_fpzcz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_fpzcz_pca	0,00	99,97	96,06	0,50	96,09	0,00
nb_pzoz_pca	75,55	82,08	81,84	0,79	98,90	13,55
knn_pzoz_pca	53,77	89,79	88,50	0,72	98,12	16,38
svm_rbf_pzoz_pca			sem convergência			
svm_mlp_pzoz_pca			sem convergência			
pp_hardlim_leanrnp_pzoz_pca	79,84	44,85	46,21	0,62	98,20	5,57
pp_hardlim_leanrnpn_pzoz_pca	69,52	51,05	51,77	0,60	97,63	5,47
ff_2_logsig_pzoz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_pzoz_pca	3,89	99,71	95,96	0,52	96,22	35,48
ff_3_logsig_pzoz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_pzoz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
nb_all_pca	92,71	60,64	61,79	0,77	99,55	8,06
knn_all_pca	25,09	98,10	95,48	0,62	97,24	32,94
svm_rbf_all_pca			sem convergência			
svm_mlp_all_pca			sem convergência			
pp_hardlim_leanrnp_all_pca	23,16	52,15	51,02	0,38	94,34	1,93
pp_hardlim_leanrnpn_all_pca	5,29	63,26	60,99	0,34	94,25	0,58
ff_2_logsig_all_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_all_pca	0,02	99,17	95,30	0,50	96,06	0,08
ff_3_logsig_all_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_all_pca	0,00	99,97	96,06	0,50	96,09	0,00

C.4 Atraso 012

TABELA C.13: Resultados da avaliação dos classificadores com atraso 012 e para uma janela com tamanho de 20s e avanço de 2s.

Classificadores	Especificidade(%)	Sensibilidade(%)	Accuracy(%)	AUC	Precisão(%)	Fall-Out(%)
nb_fpzcz	92,82	70,80	71,59	0,82	99,62	10,58
knn_fpzcz	74,84	93,79	93,11	0,84	99,01	30,95
svm_rbf_fpzcz	85,29	90,26	90,08	0,88	99,40	24,57
svm_mlp_fpzcz	76,80	69,65	69,90	0,73	98,78	8,60
pp_hardlim_leanrnp_fpzcz	87,75	87,24	87,26	0,87	99,43	21,88
pp_hardlim_leanrnpn_fpzcz	78,21	91,44	90,92	0,85	99,04	27,13
ff_2_logsig_fpzcz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_fpzcz	86,53	87,32	87,29	0,87	99,38	21,75
ff_3_logsig_fpzcz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_fpzcz	85,61	88,57	88,45	0,87	99,34	23,38
nb_pzoz	90,23	52,25	53,61	0,71	99,31	6,57
knn_pzoz	70,54	82,94	82,50	0,77	98,70	13,33
svm_rbf_pzoz	89,34	72,67	73,27	0,81	99,46	10,84
svm_mlp_pzoz	50,39	59,70	59,36	0,55	97,00	4,45
pp_hardlim_leanrnp_pzoz	45,32	78,98	77,66	0,62	97,26	8,07
pp_hardlim_leanrnpn_pzoz	94,11	58,96	60,33	0,77	99,60	8,54
ff_2_logsig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_pzoz	1,06	97,91	94,12	0,49	96,05	2,02
ff_3_logsig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_pzoz	86,10	70,61	71,22	0,78	99,21	10,66
nb_all	93,87	76,50	77,13	0,85	99,70	12,94
knn_all	83,10	87,26	87,11	0,85	99,28	19,53
svm_rbf_all	81,19	85,64	85,48	0,83	99,19	17,38
svm_mlp_all	0,71	99,52	95,98	0,50	96,42	5,24
pp_hardlim_leanrnp_all	92,64	76,52	77,15	0,85	99,61	13,85
pp_hardlim_leanrnpn_all	94,41	66,78	67,86	0,81	99,66	10,37
ff_2_logsig_all	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_all	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_logsig_all	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_all	0,03	100,00	96,08	0,50	96,09	22,22
nb_fpzcz_pca	87,54	81,07	81,30	0,84	99,43	14,68
knn_fpzcz_pca	31,28	96,98	94,62	0,64	97,43	27,83
svm_rbf_fpzcz_pca	68,43	92,89	92,01	0,81	98,75	26,36
svm_mlp_fpzcz_pca	48,82	66,55	65,92	0,58	97,22	5,15
pp_hardlim_leanrnp_fpzcz_pca	2,16	78,42	75,44	0,40	95,16	0,41
pp_hardlim_leanrnpn_fpzcz_pca	0,98	76,93	73,96	0,39	95,02	0,17
ff_2_logsig_fpzcz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_fpzcz_pca	59,89	96,64	95,20	0,78	98,34	42,06
ff_3_logsig_fpzcz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_fpzcz_pca	0,64	99,97	96,08	0,50	96,11	46,15
nb_pzoz_pca	72,98	81,12	80,83	0,77	98,78	12,58
knn_pzoz_pca	50,56	91,43	89,97	0,71	98,03	18,01
svm_rbf_pzoz_pca	80,31	81,62	81,37	0,81	99,11	13,99
svm_mlp_pzoz_pca	46,78	76,84	75,76	0,62	97,49	6,99
pp_hardlim_leanrnp_pzoz_pca	18,68	40,97	40,09	0,30	92,52	1,27
pp_hardlim_leanrnpn_pzoz_pca	50,48	31,18	31,94	0,41	93,92	2,90
ff_2_logsig_pzoz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_pzoz_pca	91,05	61,82	62,96	0,76	99,41	8,85
ff_3_logsig_pzoz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_pzoz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
nb_all_pca	78,41	86,03	85,75	0,82	99,07	17,27
knn_all_pca	19,02	98,36	95,51	0,59	97,03	30,10
svm_rbf_all_pca	44,29	95,74	93,90	0,70	97,88	27,90
svm_mlp_all_pca	40,50	80,62	79,18	0,61	97,33	7,22
pp_hardlim_leanrnp_all_pca	41,56	70,39	69,26	0,56	96,73	5,41
pp_hardlim_leanrnpn_all_pca	73,79	82,30	82,04	0,79	98,82	14,85
ff_2_logsig_all_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_all_pca	4,03	99,40	95,66	0,52	96,22	21,40
ff_3_logsig_all_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_all_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN

Apêndice: C

TABELA C.14: Resultados da avaliação dos classificadores com atraso 012 e para uma janela com tamanho de 10s e avanço de 2s.

Classificadores	Especificidade(%)	Sensibilidade(%)	Accuracy(%)	AUC	Precisão(%)	Fall-Out(%)
nb_fpzcz	93,97	68,32	69,24	0,81	99,67	9,94
knn_fpzcz	79,90	93,55	93,06	0,87	99,21	31,56
svm_rbf_fpzcz	88,80	89,38	89,36	0,89	99,54	23,72
svm_mlp_fpzcz	65,39	73,70	73,40	0,70	98,28	8,47
pp_hardlim_leanrnp_fpzcz	77,53	82,42	82,23	0,80	98,90	15,23
pp_hardlim_leanrnpn_fpzcz	37,89	89,34	87,32	0,64	97,25	12,64
ff_2_logsig_fpzcz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_fpzcz	84,28	89,38	89,18	0,87	99,29	24,42
ff_3_logsig_fpzcz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_fpzcz	86,82	87,82	87,78	0,87	99,39	22,49
nb_pzoz	89,77	52,65	53,98	0,71	99,28	6,59
knn_pzoz	76,08	83,19	82,93	0,80	98,94	14,41
svm_rbf_pzoz	93,63	73,10	73,83	0,83	99,68	11,46
svm_mlp_pzoz	44,01	72,01	71,00	0,58	97,19	5,53
pp_hardlim_leanrnp_pzoz	92,46	62,07	63,26	0,77	99,51	9,03
pp_hardlim_leanrnpn_pzoz	88,60	79,02	79,40	0,84	99,42	14,67
ff_2_logsig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_pzoz	0,98	97,67	93,88	0,49	96,04	1,68
ff_3_logsig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_pzoz	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
nb_all	94,07	75,20	75,88	0,85	99,71	12,37
knn_all	87,22	88,19	88,15	0,88	99,46	21,55
svm_rbf_all	80,08	87,79	87,52	0,84	99,16	19,62
svm_mlp_all	73,67	78,36	78,19	0,76	98,77	11,24
pp_hardlim_leanrnp_all	94,07	73,46	74,27	0,84	99,67	12,62
pp_hardlim_leanrnpn_all	94,31	78,48	79,10	0,86	99,71	15,14
ff_2_logsig_all	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_all	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_logsig_all	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_all	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	0,00
nb_fpzcz_pca	88,98	78,29	78,68	0,84	99,48	13,23
knn_fpzcz_pca	26,62	97,78	95,23	0,62	97,28	30,86
svm_rbf_fpzcz_pca	69,84	92,91	92,08	0,81	98,81	26,82
svm_mlp_fpzcz_pca	67,76	76,79	76,46	0,72	98,46	9,80
pp_hardlim_leanrnp_fpzcz_pca	16,40	65,65	63,72	0,41	95,07	1,91
pp_hardlim_leanrnpn_fpzcz_pca	26,01	73,02	71,18	0,50	96,04	3,78
ff_2_logsig_fpzcz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_fpzcz_pca	68,49	93,80	92,81	0,81	98,65	31,04
ff_3_logsig_fpzcz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_fpzcz_pca	0,05	100,00	96,09	0,50	96,09	37,50
nb_pzoz_pca	74,27	82,54	82,24	0,78	98,85	13,66
knn_pzoz_pca	52,77	91,15	89,77	0,72	98,11	18,15
svm_rbf_pzoz_pca	83,32	80,52	80,62	0,82	99,24	13,73
svm_mlp_pzoz_pca	46,47	80,99	79,76	0,64	97,60	8,34
pp_hardlim_leanrnp_pzoz_pca	28,40	48,31	47,53	0,38	94,31	2,19
pp_hardlim_leanrnpn_pzoz_pca	67,86	26,55	28,16	0,47	95,30	3,63
ff_2_logsig_pzoz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_pzoz_pca	92,48	61,54	62,75	0,77	99,50	8,92
ff_3_logsig_pzoz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_pzoz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
nb_all_pca	81,38	85,24	85,10	0,83	99,19	17,02
knn_all_pca	21,93	98,38	95,63	0,60	97,13	33,43
svm_rbf_all_pca	42,84	95,51	93,62	0,69	97,82	26,20
svm_mlp_all_pca	40,83	82,31	80,82	0,62	97,40	7,91
pp_hardlim_leanrnp_all_pca	57,47	81,92	80,96	0,70	97,93	11,46
pp_hardlim_leanrnpn_all_pca	15,16	90,04	87,11	0,53	96,30	5,84
ff_2_logsig_all_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_all_pca	0,00	99,99	96,08	0,50	96,09	0,00
ff_3_logsig_all_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_all_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN

Apêndice: C

TABELA C.15: Resultados da avaliação dos classificadores com atraso 012 e para uma janela com tamanho de 5s e avanço de 2,5s.

Classificadores	Especificidade(%)	Sensibilidade(%)	Accuracy(%)	AUC	Precisão(%)	Fall-Out(%)
nb_fpzcz	93,66	67,45	68,39	0,81	99,65	9,67
knn_fpzcz	79,81	93,36	93,36	0,87	99,21	32,60
svm_rbf_fpzcz	88,82	90,07	90,02	0,89	99,54	24,96
svm_mlp_fpzcz	67,21	74,80	74,53	0,71	98,40	9,03
pp_hardlim_leanrnp_fpzcz	78,54	90,27	89,81	0,84	99,04	24,73
pp_hardlim_leanrnpn_fpzcz	83,91	88,73	88,54	0,86	99,27	23,26
ff_2_logsig_fpzcz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_fpzcz	86,26	87,38	87,33	0,87	99,36	21,77
ff_3_logsig_fpzcz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_fpzcz	86,69	87,28	87,25	0,87	99,38	21,72
nb_pzoz	89,96	53,45	54,76	0,72	99,31	6,71
knn_pzoz	77,88	83,17	82,98	0,81	99,02	14,69
svm_rbf_pzoz	95,08	72,34	73,15	0,84	99,75	11,34
svm_mlp_pzoz	58,62	58,47	58,47	0,59	97,43	4,99
pp_hardlim_leanrnp_pzoz	81,63	73,88	74,19	0,78	99,00	11,29
pp_hardlim_leanrnpn_pzoz	90,98	47,99	49,68	0,69	99,24	6,65
ff_2_logsig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_pzoz	0,96	96,96	93,20	0,49	96,01	1,27
ff_3_logsig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_pzoz	87,30	69,05	69,76	0,78	99,26	10,30
nb_all	94,24	74,86	75,55	0,85	99,71	12,24
knn_all	90,18	87,75	87,83	0,89	99,59	21,49
svm_rbf_all	71,91	90,78	90,10	0,81	98,86	22,48
svm_mlp_all	79,61	69,15	69,53	0,74	98,91	8,76
pp_hardlim_leanrnp_all	61,48	88,07	87,03	0,75	98,25	17,35
pp_hardlim_leanrnpn_all	95,17	74,79	75,59	0,85	99,74	13,32
ff_2_logsig_all	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_all	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_logsig_all	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_all	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
nb_fpzcz_pca	56,66	86,99	85,90	0,72	98,18	13,94
knn_fpzcz_pca	19,85	97,45	94,67	0,59	97,03	22,48
svm_rbf_fpzcz_pca	59,04	94,70	93,42	0,77	98,42	29,30
svm_mlp_fpzcz_pca	22,46	88,84	86,46	0,56	96,86	6,97
pp_hardlim_leanrnp_fpzcz_pca	2,99	70,20	67,57	0,37	94,67	0,41
pp_hardlim_leanrnpn_fpzcz_pca	21,80	75,71	73,60	0,49	95,96	3,53
ff_2_logsig_fpzcz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_fpzcz_pca	6,48	96,91	93,37	0,52	96,22	7,85
ff_3_logsig_fpzcz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_fpzcz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
nb_pzoz_pca	74,77	83,19	82,88	0,79	98,88	14,19
knn_pzoz_pca	51,88	91,29	89,87	0,72	98,08	18,14
svm_rbf_pzoz_pca	86,28	79,96	80,19	0,83	99,37	13,81
svm_mlp_pzoz_pca	37,78	83,83	82,18	0,61	97,31	8,00
pp_hardlim_leanrnp_pzoz_pca	17,76	54,77	53,33	0,36	94,24	1,57
pp_hardlim_leanrnpn_pzoz_pca	11,93	57,66	55,87	0,35	94,15	1,13
ff_2_logsig_pzoz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_pzoz_pca	90,08	62,09	63,19	0,76	99,35	8,82
ff_3_logsig_pzoz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_pzoz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
nb_all_pca	83,55	85,50	85,43	0,85	99,29	17,66
knn_all_pca	27,85	98,22	95,70	0,63	97,34	36,78
svm_rbf_all_pca	50,25	95,09	93,49	0,73	98,09	27,59
svm_mlp_all_pca	43,50	81,60	80,23	0,63	97,49	8,08
pp_hardlim_leanrnp_all_pca	27,22	67,45	65,88	0,47	95,79	3,29
pp_hardlim_leanrnpn_all_pca	75,15	73,54	73,60	0,74	98,64	10,37
ff_2_logsig_all_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_all_pca	2,62	99,88	96,07	0,51	96,18	46,44
ff_3_logsig_all_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_all_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN

Apêndice: C

TABELA C.16: Resultados da avaliação dos classificadores com atraso 012 e para uma janela com tamanho de 2s e avanço de 1s.

Classificadores	Especificidade(%)	Sensibilidade(%)	Accuracy(%)	AUC	Precisão(%)	Fall-Out(%)
nb_fpzcz	94,06	60,98	62,17	0,78	99,64	8,23
knn_fpzcz	75,65	92,90	92,28	0,84	99,03	28,39
svm_rbf_fpzcz			sem convergência			
svm_mlp_fpzcz			sem convergência			
pp_hardlim_leanrnp_fpzcz	89,39	75,09	75,65	0,82	99,43	12,75
pp_hardlim_leanrnpn_fpzcz	80,17	73,54	73,80	0,77	98,91	10,98
ff_2_logsig_fpzcz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_fpzcz	80,93	88,67	88,37	0,85	99,13	22,53
ff_3_logsig_fpzcz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_fpzcz	84,18	88,86	88,67	0,87	99,28	23,52
nb_pzoz	89,52	51,71	53,07	0,71	99,25	6,45
knn_pzoz	75,05	82,74	82,46	0,79	98,89	13,92
svm_rbf_pzoz			sem convergência			
svm_mlp_pzoz			sem convergência			
pp_hardlim_leanrnp_pzoz	66,78	65,72	65,76	0,66	97,98	7,35
pp_hardlim_leanrnpn_pzoz	90,57	55,49	56,86	0,73	99,31	7,65
ff_2_logsig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_pzoz	1,28	96,17	92,45	0,49	95,99	1,34
ff_3_logsig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_pzoz	78,90	74,37	74,55	0,77	98,86	11,14
nb_all	93,67	70,82	71,64	0,82	99,67	10,67
knn_all	88,86	86,33	86,42	0,88	99,52	19,47
svm_rbf_all			sem convergência			
svm_mlp_all			sem convergência			
pp_hardlim_leanrnp_all	69,92	83,33	82,81	0,77	98,55	14,59
pp_hardlim_leanrnpn_all	91,16	77,91	78,42	0,85	99,54	14,38
ff_2_logsig_all	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_all	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_logsig_all	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_all	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	0,00
nb_fpzcz_pca	91,97	62,32	63,38	0,77	99,52	8,32
knn_fpzcz_pca	29,86	97,96	95,52	0,64	97,41	35,23
svm_rbf_fpzcz_pca			sem convergência			
svm_mlp_fpzcz_pca			sem convergência			
pp_hardlim_leanrnp_fpzcz_pca	1,69	74,07	71,24	0,38	94,87	0,27
pp_hardlim_leanrnpn_fpzcz_pca	2,31	72,53	69,79	0,37	94,80	0,34
ff_2_logsig_fpzcz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_fpzcz_pca	0,05	99,11	95,23	0,50	96,06	0,21
ff_3_logsig_fpzcz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_fpzcz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
nb_pzoz_pca	74,83	81,96	81,70	0,78	98,87	13,37
knn_pzoz_pca	54,82	89,15	87,92	0,72	98,15	15,82
svm_rbf_pzoz_pca			sem convergência			
svm_mlp_pzoz_pca			sem convergência			
pp_hardlim_leanrnp_pzoz_pca	44,28	32,76	33,21	0,39	93,52	2,61
pp_hardlim_leanrnpn_pzoz_pca	45,93	47,68	47,61	0,47	95,59	3,45
ff_2_logsig_pzoz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_pzoz_pca	91,66	62,68	63,82	0,77	99,46	9,09
ff_3_logsig_pzoz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_pzoz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
nb_all_pca	91,97	62,30	63,36	0,77	99,52	8,32
knn_all_pca	15,58	98,30	95,33	0,57	96,90	25,43
svm_rbf_all_pca			sem convergência			
svm_mlp_all_pca			sem convergência			
pp_hardlim_leanrnp_all_pca	90,84	56,59	57,93	0,74	99,34	7,85
pp_hardlim_leanrnpn_all_pca	96,15	40,05	42,24	0,68	99,61	6,13
ff_2_logsig_all_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_all_pca	0,04	99,26	95,37	0,50	96,06	0,21
ff_3_logsig_all_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_all_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN

C.5 Atraso 23

TABELA C.17: Resultados da avaliação dos classificadores com atraso 23 e para uma janela com tamanho de 20s e avanço de 2s.

Classificadores	Especificidade(%)	Sensibilidade(%)	Accuracy(%)	AUC	Precisão(%)	Fall-Out(%)
nb_fpzcz	93,13	71,16	71,95	0,82	99,64	10,73
knn_fpzcz	75,51	93,85	93,19	0,85	99,04	31,35
svm_rbf_fpzcz	87,21	90,18	90,08	0,89	99,47	24,84
svm_mlp_fpzcz	65,06	74,28	73,94	0,70	98,28	8,60
pp_hardlim_leanrnp_fpzcz	88,44	86,09	86,18	0,87	99,46	20,57
pp_hardlim_leanrnpn_fpzcz	94,70	71,15	72,07	0,83	99,70	11,79
ff_2_logsig_fpzcz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_fpzcz	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
ff_3_logsig_fpzcz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_fpzcz	78,41	88,33	87,95	0,83	99,01	21,49
nb_pzoz	90,44	52,39	53,75	0,71	99,33	6,60
knn_pzoz	71,40	81,80	81,42	0,77	98,72	12,74
svm_rbf_pzoz	90,84	69,86	70,61	0,80	99,51	10,08
svm_mlp_pzoz	48,95	61,80	61,34	0,55	97,02	4,55
pp_hardlim_leanrnp_pzoz	84,66	72,91	73,37	0,79	99,15	11,29
pp_hardlim_leanrnpn_pzoz	94,70	49,29	51,06	0,72	99,56	7,07
ff_2_logsig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_logsig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_pzoz	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
nb_all	94,22	76,82	77,45	0,86	99,72	13,14
knn_all	84,56	86,75	86,68	0,86	99,34	19,20
svm_rbf_all	86,45	84,51	84,58	0,85	99,41	17,20
svm_mlp_all	55,35	83,83	82,81	0,70	98,06	11,30
pp_hardlim_leanrnp_all	93,58	77,93	78,55	0,86	99,67	14,73
pp_hardlim_leanrnpn_all	68,03	83,09	82,50	0,76	98,46	14,08
ff_2_logsig_all	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_all	6,99	79,40	76,57	0,43	95,45	1,36
ff_3_logsig_all	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_all	97,29	60,63	62,07	0,79	99,82	9,15
nb_fpzcz_pca	87,91	81,44	81,67	0,85	99,45	14,99
knn_fpzcz_pca	29,62	97,32	94,89	0,63	97,38	29,17
svm_rbf_fpzcz_pca	69,65	92,85	92,02	0,81	98,80	26,62
svm_mlp_fpzcz_pca	63,98	77,03	76,57	0,71	98,29	9,39
pp_hardlim_leanrnp_fpzcz_pca	95,88	38,18	40,44	0,67	99,56	5,94
pp_hardlim_leanrnpn_fpzcz_pca	69,27	60,21	60,56	0,65	97,96	6,62
ff_2_logsig_fpzcz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_fpzcz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
ff_3_logsig_fpzcz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_fpzcz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
nb_pzoz_pca	73,13	81,30	81,00	0,77	98,79	12,70
knn_pzoz_pca	49,76	92,10	90,58	0,71	98,01	18,99
svm_rbf_pzoz_pca	79,75	81,43	81,37	0,81	99,08	13,78
svm_mlp_pzoz_pca	28,66	83,65	81,67	0,56	96,92	6,12
pp_hardlim_leanrnp_pzoz_pca	43,62	47,55	47,40	0,46	95,39	3,28
pp_hardlim_leanrnpn_pzoz_pca	25,36	41,14	40,52	0,33	93,12	1,72
ff_2_logsig_pzoz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_pzoz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	0,00
ff_3_logsig_pzoz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_pzoz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
nb_all_pca	78,77	86,28	86,01	0,83	99,09	17,60
knn_all_pca	17,23	98,54	95,62	0,58	96,97	30,45
svm_rbf_all_pca	46,78	95,63	93,88	0,71	97,97	28,50
svm_mlp_all_pca	41,77	84,54	83,00	0,63	97,50	9,13
pp_hardlim_leanrnp_all_pca	32,03	55,57	54,65	0,44	95,25	2,85
pp_hardlim_leanrnpn_all_pca	17,03	55,34	53,84	0,36	94,24	1,53
ff_2_logsig_all_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_all_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
ff_3_logsig_all_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_all_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN

Apêndice: C

TABELA C.18: Resultados da avaliação dos classificadores com atraso 23 e para uma janela com tamanho de 10s e avanço de 2s.

Classificadores	Especificidade(%)	Sensibilidade(%)	Accuracy(%)	AUC	Precisão(%)	Fall-Out(%)
nb_fpzcz	94,14	68,10	69,03	0,81	99,68	9,89
knn_fpzcz	78,48	93,62	93,08	0,86	99,15	31,40
svm_rbf_fpzcz	89,16	89,28	89,27	0,89	99,55	23,63
svm_mlp_fpzcz	67,93	73,75	73,54	0,71	98,41	8,78
pp_hardlim_leanrnp_fpzcz	88,81	74,96	75,50	0,82	99,40	12,62
pp_hardlim_leanrnpn_fpzcz	49,07	89,58	88,00	0,69	97,74	16,10
ff_2_logsig_fpzcz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_fpzcz	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
ff_3_logsig_fpzcz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_fpzcz	80,90	91,68	91,26	0,86	99,16	28,37
nb_pzoz	90,05	52,48	53,83	0,71	99,30	6,59
knn_pzoz	76,74	83,02	82,79	0,80	98,97	14,39
svm_rbf_pzoz	93,57	71,74	72,52	0,83	99,67	10,97
svm_mlp_pzoz	52,57	60,57	60,28	0,57	97,17	4,73
pp_hardlim_leanrnp_pzoz	83,11	55,83	56,90	0,69	98,78	7,12
pp_hardlim_leanrnpn_pzoz	60,63	68,48	68,18	0,65	97,71	7,26
ff_2_logsig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_logsig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_pzoz	91,71	73,27	73,99	0,82	99,54	12,26
nb_all	94,39	75,10	75,79	0,85	99,72	12,36
knn_all	87,69	87,64	87,64	0,88	99,48	20,88
svm_rbf_all	88,38	85,33	85,44	0,87	99,50	18,31
svm_mlp_all	79,01	69,16	69,51	0,74	98,88	8,70
pp_hardlim_leanrnp_all	64,87	80,08	79,48	0,72	98,24	11,71
pp_hardlim_leanrnpn_all	94,38	63,68	64,88	0,79	99,64	9,57
ff_2_logsig_all	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_all	6,88	80,31	77,44	0,44	95,49	1,40
ff_3_logsig_all	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_all	89,93	76,54	77,06	0,83	99,47	13,50
nb_fpzcz_pca	89,55	77,78	78,20	0,84	99,50	13,04
knn_fpzcz_pca	23,38	97,82	95,15	0,61	97,17	28,57
svm_rbf_fpzcz_pca	67,16	93,36	92,42	0,80	98,71	27,34
svm_mlp_fpzcz_pca	67,21	78,57	78,16	0,73	98,47	10,45
pp_hardlim_leanrnp_fpzcz_pca	9,16	49,92	48,33	0,30	93,10	0,74
pp_hardlim_leanrnpn_fpzcz_pca	11,16	56,52	54,75	0,34	93,98	1,03
ff_2_logsig_fpzcz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_fpzcz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
ff_3_logsig_fpzcz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_fpzcz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
nb_pzoz_pca	74,17	82,57	82,27	0,78	98,85	13,67
knn_pzoz_pca	55,56	91,36	90,08	0,73	98,22	19,31
svm_rbf_pzoz_pca	83,26	80,57	80,67	0,82	99,23	13,75
svm_mlp_pzoz_pca	33,37	82,49	80,73	0,58	97,08	6,62
pp_hardlim_leanrnp_pzoz_pca	5,36	38,40	37,11	0,22	90,88	0,35
pp_hardlim_leanrnpn_pzoz_pca	95,10	41,55	43,64	0,68	99,52	6,21
ff_2_logsig_pzoz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_pzoz_pca	0,11	99,95	96,05	0,50	96,09	8,64
ff_3_logsig_pzoz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_pzoz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
nb_all_pca	82,16	84,96	84,86	0,84	99,22	16,89
knn_all_pca	20,64	98,38	95,59	0,60	97,09	32,13
svm_rbf_all_pca	46,48	95,48	93,72	0,71	97,96	27,68
svm_mlp_all_pca	0,00	100,00	96,41	0,50	96,41	NaN
pp_hardlim_leanrnp_all_pca	72,51	32,00	33,59	0,52	96,62	4,16
pp_hardlim_leanrnpn_all_pca	99,94	0,36	4,25	0,50	99,30	3,92
ff_2_logsig_all_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_all_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
ff_3_logsig_all_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_all_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN

Apêndice: C

TABELA C.19: Resultados da avaliação dos classificadores com atraso 23 e para uma janela com tamanho de 5s e avanço de 2,5s.

Classificadores	Especificidade(%)	Sensibilidade(%)	Accuracy(%)	AUC	Precisão(%)	Fall-Out(%)
nb_fpzcz	94,06	65,45	66,48	0,80	99,66	9,20
knn_fpzcz	77,90	94,23	93,64	0,86	99,13	33,42
svm_rbf_fpzcz	89,87	89,59	89,60	0,90	99,58	24,31
svm_mlp_fpzcz	68,72	75,71	75,46	0,72	98,49	9,52
pp_hardlim_leanrnp_fpzcz	77,22	87,79	87,37	0,83	98,95	20,47
pp_hardlim_leanrnpn_fpzcz	73,70	75,70	75,62	0,75	98,60	10,99
ff_2_logsig_fpzcz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_fpzcz	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
ff_3_logsig_fpzcz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_fpzcz	76,34	93,15	92,49	0,85	98,98	31,21
nb_pzoz	90,88	52,26	53,65	0,72	99,36	6,61
knn_pzoz	78,31	82,80	82,64	0,81	99,03	14,48
svm_rbf_pzoz	95,79	71,97	72,83	0,84	99,78	11,28
svm_mlp_pzoz	68,70	58,62	58,98	0,64	98,05	5,82
pp_hardlim_leanrnp_pzoz	94,37	60,18	61,52	0,77	99,62	8,80
pp_hardlim_leanrnpn_pzoz	91,03	59,54	60,77	0,75	99,39	8,39
ff_2_logsig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_logsig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_pzoz	93,03	72,35	73,16	0,83	99,61	12,05
nb_all	94,66	73,57	74,33	0,84	99,73	11,76
knn_all	89,11	88,05	88,09	0,89	99,54	21,72
svm_rbf_all	89,60	85,49	85,64	0,88	99,55	18,68
svm_mlp_all	73,95	75,04	75,00	0,74	98,73	9,93
pp_hardlim_leanrnp_all	93,87	76,59	77,26	0,85	99,68	14,03
pp_hardlim_leanrnpn_all	93,72	79,34	79,90	0,87	99,68	15,59
ff_2_logsig_all	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_all	79,73	85,56	85,33	0,83	99,04	18,35
ff_3_logsig_all	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_all	63,60	87,77	86,82	0,76	98,34	17,47
nb_fpzcz_pca	65,55	83,12	82,49	0,74	98,48	12,62
knn_fpzcz_pca	17,90	98,26	95,38	0,58	96,99	27,68
svm_rbf_fpzcz_pca	59,32	96,49	95,16	0,78	98,46	38,62
svm_mlp_fpzcz_pca	41,29	94,56	92,65	0,68	97,74	22,02
pp_hardlim_leanrnp_fpzcz_pca	7,85	56,42	54,52	0,32	93,76	0,73
pp_hardlim_leanrnpn_fpzcz_pca	79,33	59,46	60,24	0,69	98,60	7,38
ff_2_logsig_fpzcz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_fpzcz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	0,00
ff_3_logsig_fpzcz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_fpzcz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
nb_pzoz_pca	75,85	83,10	82,84	0,79	98,93	14,30
knn_pzoz_pca	53,85	91,36	90,01	0,73	98,16	18,82
svm_rbf_pzoz_pca	86,86	80,00	80,25	0,83	99,39	13,91
svm_mlp_pzoz_pca	36,51	80,58	79,00	0,59	97,15	6,54
pp_hardlim_leanrnp_pzoz_pca	28,05	30,87	30,76	0,29	91,33	1,63
pp_hardlim_leanrnpn_pzoz_pca	59,02	54,94	55,10	0,57	97,05	5,06
ff_2_logsig_pzoz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_pzoz_pca	1,38	99,88	96,02	0,51	96,13	31,30
ff_3_logsig_pzoz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_pzoz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
nb_all_pca	84,81	84,19	84,21	0,84	99,33	16,63
knn_all_pca	23,20	98,56	95,86	0,61	97,18	37,47
svm_rbf_all_pca	45,38	95,45	93,65	0,70	97,92	27,05
svm_mlp_all_pca	44,99	82,64	81,28	0,64	97,58	8,79
pp_hardlim_leanrnp_all_pca	16,59	54,57	53,09	0,36	94,14	1,47
pp_hardlim_leanrnpn_all_pca	10,61	52,68	51,04	0,32	93,54	0,91
ff_2_logsig_all_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_all_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	0,00
ff_3_logsig_all_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_all_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN

Apêndice: C

TABELA C.20: Resultados da avaliação dos classificadores com atraso 23 e para uma janela com tamanho de 2s e avanço de 1s.

Classificadores	Especificidade(%)	Sensibilidade(%)	Accuracy(%)	AUC	Precisão(%)	Fall-Out(%)
nb_fpzcz	94,26	58,77	60,05	0,77	99,64	7,84
knn_fpzcz	73,90	93,61	92,90	0,84	98,97	30,07
svm_rbf_fpzcz			sem convergência			
svm_mlp_fpzcz			sem convergência			
pp_hardlim_leanrnp_fpzcz	83,01	80,01	80,13	0,82	99,14	14,46
pp_hardlim_leanrnpn_fpzcz	89,07	69,40	70,17	0,79	99,36	10,60
ff_2_logsig_fpzcz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_fpzcz	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
ff_3_logsig_fpzcz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_fpzcz	80,23	89,33	88,98	0,85	99,11	23,44
nb_pzoz	90,38	50,23	51,67	0,70	99,29	6,33
knn_pzoz	75,58	82,11	81,88	0,79	98,91	13,58
svm_rbf_pzoz			sem convergência			
svm_mlp_pzoz			sem convergência			
pp_hardlim_leanrnp_pzoz	75,34	50,82	51,78	0,63	98,06	5,87
pp_hardlim_leanrnpn_pzoz	80,61	56,46	57,40	0,69	98,62	7,01
ff_2_logsig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_logsig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_pzoz	93,36	67,79	68,79	0,81	99,60	10,56
nb_all	94,24	69,51	70,40	0,82	99,69	10,31
knn_all	87,49	87,07	87,09	0,87	99,47	20,11
svm_rbf_all			sem convergência			
svm_mlp_all			sem convergência			
pp_hardlim_leanrnp_all	94,65	67,21	68,28	0,81	99,68	10,52
pp_hardlim_leanrnpn_all	92,15	74,05	74,76	0,83	99,57	12,63
ff_2_logsig_all	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_all	85,16	78,44	78,70	0,82	99,24	13,85
ff_3_logsig_all	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_all	78,31	81,29	81,18	0,80	98,93	14,56
nb_fpzcz_pca	92,58	60,51	61,66	0,77	99,55	8,02
knn_fpzcz_pca	15,03	98,59	95,59	0,57	96,89	28,35
svm_rbf_fpzcz_pca			sem convergência			
svm_mlp_fpzcz_pca			sem convergência			
pp_hardlim_leanrnp_fpzcz_pca	4,61	59,82	57,66	0,32	93,90	0,47
pp_hardlim_leanrnpn_fpzcz_pca	4,27	61,41	59,17	0,33	94,03	0,45
ff_2_logsig_fpzcz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_fpzcz_pca	0,03	99,19	95,31	0,50	96,06	0,15
ff_3_logsig_fpzcz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_fpzcz_pca	0,00	99,97	96,06	0,50	96,09	0,00
nb_pzoz_pca	75,44	82,02	81,78	0,79	98,90	13,50
knn_pzoz_pca	53,24	89,55	88,24	0,71	98,09	15,93
svm_rbf_pzoz_pca			sem convergência			
svm_mlp_pzoz_pca			sem convergência			
pp_hardlim_leanrnp_pzoz_pca	50,80	48,47	48,56	0,50	96,03	3,86
pp_hardlim_leanrnpn_pzoz_pca	34,87	47,83	47,32	0,41	94,75	2,65
ff_2_logsig_pzoz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_pzoz_pca	3,87	99,72	95,97	0,52	96,22	35,71
ff_3_logsig_pzoz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_pzoz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
nb_all_pca	92,58	60,47	61,62	0,77	99,55	8,01
knn_all_pca	18,93	98,27	95,43	0,59	97,02	28,99
svm_rbf_all_pca			sem convergência			
svm_mlp_all_pca			sem convergência			
pp_hardlim_leanrnp_all_pca	0,10	98,45	94,60	0,49	96,03	0,26
pp_hardlim_leanrnpn_all_pca	60,02	90,86	89,65	0,75	98,24	21,09
ff_2_logsig_all_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_all_pca	0,03	99,19	95,31	0,50	96,06	0,15
ff_3_logsig_all_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_all_pca	0,00	99,97	96,06	0,50	96,09	0,00

C.6 Atraso 2

TABELA C.21: Resultados da avaliação dos classificadores com atraso 2 e para uma janela com tamanho de 20s e avanço de 2s.

Classificadores	Especificidade(%)	Sensibilidade(%)	Accuracy(%)	AUC	Precisão(%)	Fall-Out(%)
nb_fpzcz	92,97	70,99	71,77	0,82	99,63	10,65
knn_fpzcz	73,56	93,43	92,72	0,83	98,96	29,42
svm_rbf_fpzcz	87,11	89,33	89,25	0,88	99,47	23,30
svm_mlp_fpzcz	66,82	75,14	74,84	0,71	98,38	9,09
pp_hardlim_leanrnp_fpzcz	78,11	85,12	84,85	0,82	98,96	17,62
pp_hardlim_leanrnpn_fpzcz	91,66	80,55	80,99	0,86	99,58	16,11
ff_2_logsig_fpzcz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_fpzcz	81,17	90,49	90,12	0,86	99,16	25,79
ff_3_logsig_fpzcz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_fpzcz	3,23	99,53	95,76	0,51	96,19	21,87
nb_pzoz	90,40	52,35	53,71	0,71	99,32	6,59
knn_pzoz	70,35	80,71	80,34	0,76	98,65	11,95
svm_rbf_pzoz	88,78	69,94	70,61	0,79	99,41	9,90
svm_mlp_pzoz	56,53	61,70	61,51	0,59	97,45	5,21
pp_hardlim_leanrnp_pzoz	24,25	64,84	63,25	0,45	95,46	2,73
pp_hardlim_leanrnpn_pzoz	59,69	72,30	71,81	0,66	97,78	8,07
ff_2_logsig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_pzoz	32,58	96,99	94,47	0,65	97,25	30,62
ff_3_logsig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_pzoz	65,84	90,93	89,95	0,78	98,49	22,83
nb_all	93,93	76,68	77,30	0,85	99,71	13,04
knn_all	83,43	86,52	86,41	0,85	99,29	18,72
svm_rbf_all	91,17	81,92	82,25	0,87	99,60	15,80
svm_mlp_all	82,22	71,41	71,80	0,77	99,08	9,67
pp_hardlim_leanrnp_all	94,76	76,53	77,24	0,86	99,72	14,12
pp_hardlim_leanrnpn_all	96,57	61,71	63,08	0,79	99,77	9,32
ff_2_logsig_all	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_all	1,99	99,65	95,83	0,51	96,15	18,90
ff_3_logsig_all	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_all	48,98	95,84	94,01	0,72	97,88	32,41
nb_fpzcz_pca	87,82	81,26	81,50	0,85	99,45	14,85
knn_fpzcz_pca	28,83	97,36	94,90	0,63	97,35	28,91
svm_rbf_fpzcz_pca	65,28	93,43	92,42	0,79	98,64	26,99
svm_mlp_fpzcz_pca	63,06	79,99	79,39	0,72	98,31	10,50
pp_hardlim_leanrnp_fpzcz_pca	2,93	54,91	52,87	0,29	93,28	0,26
pp_hardlim_leanrnpn_fpzcz_pca	31,94	37,50	37,28	0,35	93,12	2,04
ff_2_logsig_fpzcz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_fpzcz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
nb_pzoz_pca	73,18	81,36	81,06	0,77	98,79	12,75
knn_pzoz_pca	52,06	91,52	90,11	0,72	98,09	18,60
svm_rbf_pzoz_pca	71,20	85,27	84,77	0,78	98,76	15,25
svm_mlp_pzoz_pca	35,88	83,08	81,38	0,59	97,21	7,31
pp_hardlim_leanrnp_pzoz_pca	5,06	48,22	46,53	0,27	92,58	0,40
pp_hardlim_leanrnpn_pzoz_pca	55,98	44,25	44,71	0,50	96,11	3,93
ff_2_logsig_pzoz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_pzoz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
nb_all_pca	78,80	86,17	85,90	0,82	99,09	17,49
knn_all_pca	18,57	98,44	95,58	0,59	97,01	30,73
svm_rbf_all_pca	43,81	95,44	93,59	0,70	97,86	26,34
svm_mlp_all_pca	39,80	87,74	86,02	0,64	97,51	10,78
pp_hardlim_leanrnp_all_pca	2,36	80,54	77,48	0,41	95,29	0,49
pp_hardlim_leanrnpn_all_pca	95,46	47,41	49,29	0,71	99,61	6,88
ff_2_logsig_all_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_all_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN

TABELA C.22: Resultados da avaliação dos classificadores com atraso 2 e para uma janela com tamanho de 10s e avanço de 2s.

Classificadores	Especificidade(%)	Sensibilidade(%)	Accuracy(%)	AUC	Precisão(%)	Fall-Out(%)
nb_fpzcz	94,20	67,58	68,54	0,81	99,68	9,76
knn_fpzcz	76,44	93,87	93,25	0,85	99,07	31,70
svm_rbf_fpzcz	89,59	88,18	88,23	0,89	99,56	21,99
svm_mlp_fpzcz	69,56	75,71	75,49	0,73	98,53	9,63
pp_hardlim_leanrnp_fpzcz	58,47	94,42	93,01	0,76	98,24	29,90
pp_hardlim_leanrnpn_fpzcz	24,17	97,73	94,85	0,61	96,94	30,20
ff_2_logsig_fpzcz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_fpzcz	83,49	87,83	87,66	0,86	99,24	21,84
ff_3_logsig_fpzcz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_fpzcz	1,69	99,81	95,97	0,51	96,14	26,32
nb_pzoz	90,30	52,27	53,63	0,71	99,31	6,58
knn_pzoz	75,63	82,08	81,85	0,79	98,91	13,57
svm_rbf_pzoz	93,08	71,75	72,52	0,82	99,64	10,92
svm_mlp_pzoz	57,38	66,96	66,62	0,62	97,69	6,07
pp_hardlim_leanrnp_pzoz	95,60	51,71	53,43	0,74	99,65	7,46
pp_hardlim_leanrnpn_pzoz	89,46	80,13	80,49	0,85	99,47	15,49
ff_2_logsig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_pzoz	49,38	94,36	92,60	0,72	97,86	26,27
ff_3_logsig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_pzoz	73,63	86,54	86,03	0,80	98,77	18,21
nb_all	94,29	74,82	75,52	0,85	99,72	12,23
knn_all	85,10	88,41	88,29	0,87	99,38	21,46
svm_rbf_all	91,75	83,15	83,46	0,87	99,63	16,85
svm_mlp_all	82,01	72,20	72,55	0,77	99,08	9,89
pp_hardlim_leanrnp_all	95,07	66,75	67,86	0,81	99,70	10,43
pp_hardlim_leanrnpn_all	94,47	73,27	74,10	0,84	99,69	12,58
ff_2_logsig_all	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_all	83,54	75,34	75,67	0,79	99,12	12,13
ff_3_logsig_all	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_all	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
nb_fpzcz_pca	89,37	77,54	77,96	0,83	99,49	12,90
knn_fpzcz_pca	22,84	97,83	95,14	0,60	97,15	28,14
svm_rbf_fpzcz_pca	65,15	93,32	92,31	0,79	98,63	26,62
svm_mlp_fpzcz_pca	65,09	80,69	80,13	0,73	98,42	11,14
pp_hardlim_leanrnp_fpzcz_pca	44,64	36,53	36,84	0,41	94,19	2,78
pp_hardlim_leanrnpn_fpzcz_pca	35,39	85,32	83,37	0,60	97,01	8,94
ff_2_logsig_fpzcz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_fpzcz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
nb_pzoz_pca	74,72	82,46	82,18	0,79	98,87	13,68
knn_pzoz_pca	52,53	91,23	89,84	0,72	98,10	18,22
svm_rbf_pzoz_pca	81,17	82,29	82,25	0,82	99,16	14,57
svm_mlp_pzoz_pca	47,74	80,34	79,17	0,64	97,64	8,28
pp_hardlim_leanrnp_pzoz_pca	1,30	61,44	59,09	0,31	93,86	0,14
pp_hardlim_leanrnpn_pzoz_pca	80,98	56,65	57,60	0,69	98,65	7,07
ff_2_logsig_pzoz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_pzoz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
nb_all_pca	82,27	84,49	84,41	0,83	99,23	16,48
knn_all_pca	15,25	98,64	95,64	0,57	96,90	29,37
svm_rbf_all_pca	43,56	95,69	93,82	0,70	97,85	27,31
svm_mlp_all_pca	40,43	87,29	85,61	0,64	97,52	10,58
pp_hardlim_leanrnp_all_pca	10,48	37,38	36,33	0,24	91,11	0,68
pp_hardlim_leanrnpn_all_pca	97,30	44,94	46,99	0,71	99,76	6,71
ff_2_logsig_all_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_all_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN

Apêndice: C

TABELA C.23: Resultados da avaliação dos classificadores com atraso 2 e para uma janela com tamanho de 5s e avanço de 2,5s.

Classificadores	Especificidade(%)	Sensibilidade(%)	Accuracy(%)	AUC	Precisão(%)	Fall-Out(%)
nb_fpz cz	94,80	63,32	64,45	0,79	99,70	8,77
knn_fpz cz	75,09	94,54	93,84	0,85	99,03	33,83
svm_rbf_fpz cz	87,01	88,67	88,61	0,88	99,46	22,23
svm_mlp_fpz cz	0,00	100,00	96,41	0,50	96,41	NaN
pp_hardlim_leanrnp_fpz cz	86,99	84,74	84,82	0,86	99,38	18,84
pp_hardlim_leanrnpn_fpz cz	90,69	76,92	77,46	0,84	99,51	13,79
ff_2_logsig_fpz cz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_fpz cz	78,28	92,17	91,63	0,85	99,05	28,94
ff_3_logsig_fpz cz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_fpz cz	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
nb_pzoz	91,51	51,22	52,66	0,71	99,39	6,52
knn_pzoz	76,49	82,59	82,37	0,80	98,95	14,04
svm_rbf_pzoz	95,55	70,22	71,13	0,83	99,76	10,66
svm_mlp_pzoz	61,45	61,05	61,07	0,61	97,71	5,54
pp_hardlim_leanrnp_pzoz	78,08	61,23	61,89	0,70	98,56	7,58
pp_hardlim_leanrnpn_pzoz	89,73	52,47	53,93	0,71	99,21	7,14
ff_2_logsig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_pzoz	74,73	86,59	86,12	0,81	98,83	18,49
ff_3_logsig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_pzoz	76,76	83,12	82,87	0,80	98,87	15,62
nb_all	95,03	72,20	73,02	0,84	99,74	11,28
knn_all	87,78	88,05	88,04	0,88	99,49	21,46
svm_rbf_all	94,47	83,02	83,43	0,89	99,75	17,15
svm_mlp_all	85,71	71,63	72,13	0,79	99,26	10,10
pp_hardlim_leanrnp_all	89,96	63,85	64,87	0,77	99,36	9,20
pp_hardlim_leanrnpn_all	91,26	77,90	78,42	0,85	99,55	14,39
ff_2_logsig_all	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_all	1,61	99,42	95,59	0,51	96,13	10,11
ff_3_logsig_all	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_all	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
nb_fpz cz_pca	64,61	82,17	81,54	0,73	98,42	11,88
knn_fpz cz_pca	9,85	99,33	96,12	0,55	96,73	35,46
svm_rbf_fpz cz_pca	38,75	98,40	96,26	0,69	97,74	47,39
svm_mlp_fpz cz_pca	11,22	98,13	95,02	0,55	96,74	18,26
pp_hardlim_leanrnp_fpz cz_pca	67,39	63,91	64,05	0,66	97,96	7,07
pp_hardlim_leanrnpn_fpz cz_pca	6,25	58,53	56,49	0,32	93,88	0,61
ff_2_logsig_fpz cz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_fpz cz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
nb_pzoz_pca	76,39	82,78	82,55	0,80	98,95	14,17
knn_pzoz_pca	55,08	90,43	89,16	0,73	98,19	17,63
svm_rbf_pzoz_pca	85,34	81,16	81,31	0,83	99,33	14,42
svm_mlp_pzoz_pca	60,65	81,79	81,03	0,71	98,24	11,02
pp_hardlim_leanrnp_pzoz_pca	63,62	45,90	46,59	0,55	96,87	4,57
pp_hardlim_leanrnpn_pzoz_pca	96,78	50,91	52,71	0,74	99,74	7,43
ff_2_logsig_pzoz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_pzoz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
nb_all_pca	86,00	82,65	82,77	0,84	99,37	15,57
knn_all_pca	15,81	98,82	95,84	0,57	96,93	33,17
svm_rbf_all_pca	51,79	94,87	93,33	0,73	98,14	27,32
svm_mlp_all_pca	39,52	86,85	85,15	0,63	97,47	10,06
pp_hardlim_leanrnp_all_pca	24,29	49,29	48,31	0,37	94,11	1,91
pp_hardlim_leanrnpn_all_pca	58,33	46,34	46,81	0,52	96,47	4,24
ff_2_logsig_all_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_all_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN

Apêndice: C

TABELA C.24: Resultados da avaliação dos classificadores com atraso 2 e para uma janela com tamanho de 2s e avanço de 1s.

Classificadores	Especificidade(%)	Sensibilidade(%)	Accuracy(%)	AUC	Precisão(%)	Fall-Out(%)
nb_fpzcz	94,76	56,41	57,79	0,76	99,66	7,48
knn_fpzcz	70,86	94,42	93,58	0,83	98,87	32,09
svm_rbf_fpzcz			sem convergência			
svm_mlp_fpzcz			sem convergência			
pp_hardlim_leanrnp_fpzcz	87,73	78,89	79,24	0,83	99,37	14,47
pp_hardlim_leanrnpn_fpzcz	87,18	70,44	71,10	0,79	99,26	10,72
ff_2_logsig_fpzcz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_fpzcz	81,71	89,08	88,79	0,85	99,17	23,35
ff_3_logsig_fpzcz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_fpzcz	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
nb_pzoz	90,88	48,91	50,41	0,70	99,31	6,21
knn_pzoz	72,92	82,01	81,69	0,77	98,79	13,10
svm_rbf_pzoz			sem convergência			
svm_mlp_pzoz			sem convergência			
pp_hardlim_leanrnp_pzoz	90,88	66,06	67,03	0,78	99,44	9,83
pp_hardlim_leanrnpn_pzoz	90,89	65,15	66,16	0,78	99,43	9,60
ff_2_logsig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_pzoz	89,37	71,00	71,72	0,80	99,39	11,15
ff_3_logsig_pzoz	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_pzoz	78,33	78,76	78,75	0,79	98,89	13,06
nb_all	94,49	68,03	68,98	0,81	99,70	9,91
knn_all	85,51	88,18	88,09	0,87	99,39	21,21
svm_rbf_all			sem convergência			
svm_mlp_all			sem convergência			
pp_hardlim_leanrnp_all	93,32	60,85	62,12	0,77	99,55	8,85
pp_hardlim_leanrnpn_all	53,20	84,12	82,91	0,69	97,78	12,00
ff_2_logsig_all	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_all	0,96	99,44	95,59	0,50	96,10	6,52
ff_3_logsig_all	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_3_tansig_all	23,13	96,96	94,07	0,60	96,87	23,63
nb_fpzcz_pca	93,34	58,24	59,50	0,76	99,58	7,68
knn_fpzcz_pca	12,00	99,03	95,91	0,56	96,80	31,50
svm_rbf_fpzcz_pca			sem convergência			
svm_mlp_fpzcz_pca			sem convergência			
pp_hardlim_leanrnp_fpzcz_pca	17,65	42,84	41,86	0,30	92,74	1,24
pp_hardlim_leanrnpn_fpzcz_pca	3,89	59,93	57,74	0,32	93,87	0,39
ff_2_logsig_fpzcz_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_fpzcz_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN
nb_pzoz_pca	75,36	82,19	81,95	0,79	98,90	13,60
knn_pzoz_pca	50,95	89,73	88,34	0,70	98,01	15,58
svm_rbf_pzoz_pca			sem convergência			
svm_mlp_pzoz_pca			sem convergência			
pp_hardlim_leanrnp_pzoz_pca	8,99	73,76	71,22	0,41	95,22	1,38
pp_hardlim_leanrnpn_pzoz_pca	98,17	18,71	21,82	0,58	99,60	4,69
ff_2_logsig_pzoz_pca	100	0	3,912386526	0,5	NaN	3,912386526
ff_2_tansig_pzoz_pca	0	100	96,08761347	0,5	96,08761347	NaN
nb_all_pca	93,29	58,30	59,55	0,76	99,57	7,68
knn_all_pca	11,84	98,88	95,76	0,55	96,79	28,26
svm_rbf_all_pca			sem convergência			
svm_mlp_all_pca			sem convergência			
pp_hardlim_leanrnp_all_pca	0,00	99,95	96,04	0,50	96,09	0,00
pp_hardlim_leanrnpn_all_pca	83,85	76,23	76,53	0,80	99,14	12,56
ff_2_logsig_all_pca	100,00	0,00	3,91	0,50	NaN	3,91
ff_2_tansig_all_pca	0,00	100,00	96,09	0,50	96,09	NaN

Apêndice D

Publicações

Neste apêndice, encontram-se os seguintes dois artigos apresentados na 4th Experiment@ International Conference - exp.at'17 e que se encontram publicados na plataforma *IEEE Xplore*:

- Daniel Ribeiro, Alberto Cardoso, César Teixeira, “*EEG-based drowsiness detection platform to compare different methodologies*”, in *Proceedings of the 4th Experiment@ International Conference - exp.at'17*, Faro, Portugal, pp. 318-322 (2017).
- Daniel Ribeiro, Alberto Cardoso, César Teixeira. “*Online demonstration of a EEG-based drowsiness detection*”, in *Proceedings of the 4th Experiment@ International Conference - exp.at'17*, Faro, Portugal, pp. 93-94 (2017).

EEG-based drowsiness detection platform to compare different methodologies

Daniel Ribeiro, César Teixeira, Alberto Cardoso

Centre for Informatics and Systems of the University of Coimbra (CISUC)

Department of Informatics Engineering, University of Coimbra

Coimbra, Portugal

danieltaribeiro@gmail.com, cteixei@dei.uc.pt, alberto@dei.uc.pt

Abstract—Over the years it has been observed that drowsiness appears as one of the factors of the occurrence of driving accidents. By focusing the study on sleep stage 1, transition period between awakesness and sleepiness, it's possible to create a system capable of detecting drowsiness. In this paper, we describe an electroencephalogram (EEG)-based platform capable of detecting drowsiness. This platform consists of the processing and analysis of EEG signals, using several methods to select the most promising features, serving these as input for the creation of different classifiers. Thus, it is possible to study the most appropriate methodology for the development of a prototype capable of detecting drowsiness. The best results were obtained with the use of delays, specifically with 23 and 12, where we used the second and third previous epochs from the past and previous and second previous epochs, respectively, obtaining classifiers with an accuracy of 89.60%, with the delay 23, and 89.45%, with delay 12. Both of these classifiers were SVM with radial basis function kernel.

Keywords— *Drowsiness; Electroencephalogram; Web; app*

I. INTRODUCTION

Several studies have been carried out on the risk of driving on the drowsiness effect, comparing these with the driving effects on alcohol [1]. One of the results that could be inevitable is the occurrence of accidents. Studies conducted in the European Union show that 10% of accidents, involving only light vehicles, are caused by the driver falling asleep at the wheel. When at least one of the vehicles involved is heavy, this percentage doubles and can increase up to 30% on the highways, especially at night due to the monotony of maneuvers and driving time [2]. In general, the main causes that lead to an individual falling asleep at the wheel derive from the fact that he has slept the night before and the "biological clock", driving at times that individual would normally be sleeping, [1]. Therefore, it is necessary to develop a system / application capable of detecting drowsiness and alert the driver in order to prevent the occurrence of accidents. A number of methods have been proposed over the years in order to respond to this problem. One of the approaches is to use physiological measures related to the behavior of the driver. These measures use sensors or cameras that allow the determination of head rotation angles, opening and closing of the mouth and eyes. The last measure allows to calculate

PERCLOS, a proportion of time in which the eyes are more of 80% closed [3], [4], [5]. With these studies, it is possible to note a great potential for the use of ocular movement and linking variability, mainly because the driver doesn't need to be connected to any apparatus, which is observed in the case of physiological measurements. It also enables a customizable calibration for each use, making this process unique for each driver. Since the values obtained in the classification are quite satisfactory, these methods prove to be quite effective in the detection of drowsiness. However, they aren't perfect, requiring further development in the area to take into account factors that may, to some extent, influence the final results, such as light, air temperature and vehicle ventilation [6]. Another approach uses the physiological measures from the driver, requiring contact sensors. These measures can be ocular activity (EOG), heart rate variability (ECG), brain activity (EEG) and muscle activity (EMG). Patel et. al [7] used ECG signal to find a correlation between heart rate variability and drowsiness, obtaining a classifier with 90% accuracy. EEG-based approaches, however, demonstrate better results, being more accurate in detecting drowsiness. There are several studies where it's complemented to this signal, others. Lin et. al [8], [9], [10] and Mardin et.al [11] use EOG signal in addition to EEG. In the phase of processing the signal, they remove with greater accuracy the presence EOG artifacts in comparison of only using a band-pass filter. The same type of approach is used by Mehmet et.al [12], who uses EMG signal to remove artifacts. While in [8], [9], [10] EOG artifacts are removed, only a low-pass filter with a cut-off frequency of 50Hz is used, being neglected the possibility of another type of artifacts present in the EEG signal. This situation can be solved by using a bandpass filter in order to remove low frequency artifacts and noise from high frequency equipment [7], [11], [12], [13], [14].

This paper pretends to describe the Web-based platform, designed to process and analyze an EEG signal to identify drowsiness instances. In the next section, we do a brief approach to the process of sleep in a physiological level, detailing the state of sleep of our interest in this study. In the Web platform section a detailed description of the web platform functionalities is made, being the results obtained

from this platform described in section Results, finalizing with a few conclusions about the potential of this work.

II. DATA AND MATERIALS

A. Patient Data

The database used for the development of the Web-based platform, is found in The Sleep-EDF Database [Expanded], created by Bastiaan Kemp et. To [15], in the PhysioNet database [16]. The database consists of 39 polysomnograms, with their respective hypnograms (annotations of sleep states performed by specialists). Each record has an average duration of 20 hours, consisting of 2 files: one of type *PSG.edf where polysomnograms are found, which contains the physiological signals, and a second file of type *Hypnogram.edf which contains the notes on the different stages of sleep (W, R, 1, 2, 3, 4), M (movement time) and ? (instance that's not classified). The volunteers are between the ages of 25 and 34, 10 men and 10 women. The records were done in two consecutive days, however the registration for the second day of volunteer number 13 was lost [15].

Each record has an Electroencephalogram (EEG), whose electrodes are positioned between Fpz-Cz and positioned between Pz-Oz, an Electrooculogram (EOG), an Electromyogram (EMG), oro-nasal breathing and body temperature. The EOG and EEG signals have a sampling frequency of 100 Hz. EMG was filtered with a high-pass filter, rectified and filtered again with a low pass filter having a sampling frequency of 1Hz. The flow of oro-nasal air, the body temperature and the label were also sampled at 1Hz [15]. As it is only intended to identify episodes of drowsiness with the EEG signal, all other signals were discarded.

B. Methodology

Regarding the methodology used for the development of the web platform, the following steps in Fig. 1 were followed.

1) **Signal Filtering:** As previously mentioned, the EEG signal may contain artifacts from EMG, EOG and ECG, as well as noise from the electrical equipment. To contour this situation a Butterworth bandpass filter was applied with a cutoff frequency of 0.3-30Hz, thus attenuating or removing the impact of the artifacts on the EEG signal.

2) **Feature Extraction:** The selection of features to be extracted, regardless of the signal, influence the performance of the classifier to be used. Therefore, the more representative the set of features is, the higher performance the classifier will have. Although there is a wide variety of features to be extracted of the EEG signal, we only extracted those who been observed to have the best results for the classifiers, by the study of the State-of-the-art.

Since the EEG signal is continuous, it's necessary that the features demonstrate this continuity. In that in mind, the calculation of those are done through sliding windows. For this study, we used a window size and advance that presented the better results.

From the time domain, we extracted features related to mean, variance, asymmetry and kurtosis of the signal. For this,

we used the sliding windows, previously mentioned, thus allowing the samples to be sectioned for later application to the classifier. From the frequency domain, we extracted features related to Hjorth coefficients (mobility and complexity), entropy, Power Spectrum Density, average power and the EEG sub-bands (alpha, beta, theta and delta). Again, resorting to the use of sliding windows.

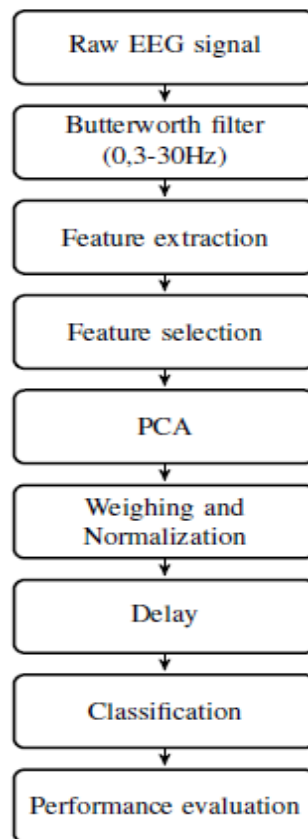


Fig. 1. Steps used for the Web-based platform development.

3) **Feature Selection:** Feature selection is an important step in data processing, as it reduces the computational cost and increases the performance of the classifier by allowing the preservation of the most relevant information and elimination of redundant information. So, for feature selection was used Pearson's Correlation, F-Score, Minimum Redundancy, Maximum Relevance, Kruskal Wallis and Area Under the Curve (AUC).

4) **Dimension Reduction:** For the reduction of the dimensionality of the data we used Principal Component Analysis (PCA). This technique finds the axis where the variance is larger and then finds the perpendicular axes whose variance is greater through the covariance matrix, which will correspond to the eigenvectors. The higher a value is, the more information a particular component has. In other words, this technique aims to reduce the space of data representation, at least redundancy and without loss of information. However, there is the disadvantage of loss of physical meaning of the final variables [17].

5) Delay: The delay was created manually to be used in classifiers such as KNN, SVM and Naive Bayes, and in the case of ANN these have the capacity to do it automatically. Thus, for the creation of the delays, the respective epochs that would serve as input for the classifiers were used. For example, for delay 012, the current epoch and the two immediately preceding ones were used.

6) Weighing and Normalization: The normalization allows equal features in different registers to have the same level of importance during the process of creating the classifier, which is given by the (1), where Y represents the normalized data, X The initial data, μ the mean of the data and σ the standard deviation of the data.

$$Y = \frac{X - \mu}{\sigma} \quad (1)$$

Since there is a large discrepancy between the classes of the various labels, it's necessary to balance the data so that there's a fair division of the training data. If this step is not performed, the performance of the classifier will be smaller, since it may occur phenomena of over-predicting, where the classifier always returns the class with the largest number of samples in the training data. Thus, in order to guarantee the best performance of the classifier this process was performed. The way this was done was by determining the number of samples for each class, getting the lowest number and make in each class the same number of samples.

7) Labeling: Since in certain registers there are segments that don't represent the type of classification relevant to this study (M and ?), they were removed from the signal. Thus, we have labels with values W, R, 1, 2, 3 and 4, however the objective of this work is not to identify the different stages of sleep but detect drowsiness. Thus, for the creation of the final label, which will be used in classification, was assigned the value 0 to the segments in which the volunteer is awake (W) and the value 1 to the segments corresponding to stage 1 of sleep (1).

8) Classification: Having obtained the final features, they were used as input for creation and training of the classifiers. For classification was used:

a) K-Nearest Neighbors: K-Nearest Neighbors (KNN) is a classification algorithm that uses the nearest k-neighbors to determine the class to which the data belong, being this determination made from the minimization of a measure of similarity. In this study was used 2 clusters to separate awake and drowsiness state.

b) Artificial Neural Networks: Artificial neural networks are composed of simple elements that operate in parallel. These elements correspond to a mathematical representation of a network of neurons in biological systems. The simplest structure is the perceptron, since it has a single neuron, which makes it use less computer power, however it only proves to be more useful in cases of linear problems. Thus, the need arises to use a larger number of layers of neurons, to respond to the data complexity, these structures are called multilayer perceptron. Although the learning process slows down comparatively to the perceptron, this type of structure proves to be more efficient. In this study was used

several combinations between the number of layers, neurons and activation functions.

c) Support Vector Machine: Support Vector Machine (SVM) is a classification method where a training data set representing two different classes is projected into a high dimensional space through a kernel function. In this study was used 2 kernel functions: Gaussian Radial Basis Function and Multilayer Perceptron.

d) Naive Bayes: Naive Bayes is a classifier based on statistics, being a conditional probability model, based on the Bayes theorem (2), which assumes that all events belong to a single class of the existing e_c classes ($c_1, \dots, c_k, \dots, c_{e_c}$). $P(c_k / x)$ refers to the posteriori probability of a feature to correspond to a given class and $x = (x_1, \dots, x_j, \dots, x_d)$, the vector of features [20], [21].

$$P(c_k | x) = P(c_k) \times \frac{P(x | c_k)}{P(x)} \quad (2)$$

III. WEB PLATFORM

Concluding the training phase, where the trained classifiers were stored, it's possible to begin the development of the platform, Fig. 2.

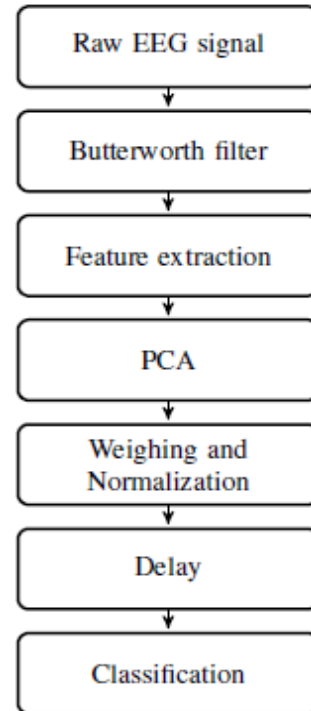


Fig. 2. Steps used in signal processing, analysis and classification on the web platform.

In this Web-based platform users can view instances, Fig. 4, in a real-time simulation of an EEG signal, where the volunteer is drowsy. The user has a menu, Fig. 3, where he can choose various ways to process and analyze the EEG signal. First, the user can choose one of the EEG signals in the database, or he can import a signal of his choice. Then, if he has imported his signal, he can apply a filter, in order to remove the possible presence of electro-oculogram (EOG),

electromyogram (EMG) and electrocardiogram (ECG) artifacts, as well as the possible presence of high frequency caused by electrical equipment. In a next step, the user may choose to use a dimensionality reduction method, PCA, in an attempt to improve classifier performance. Finally, there is the need to choose a classifier, and the user has four options: Support Vector Machine (SVM), Artificial Neural Network (ANN), K-Nearest Neighbor and lastly Naive Bayes.

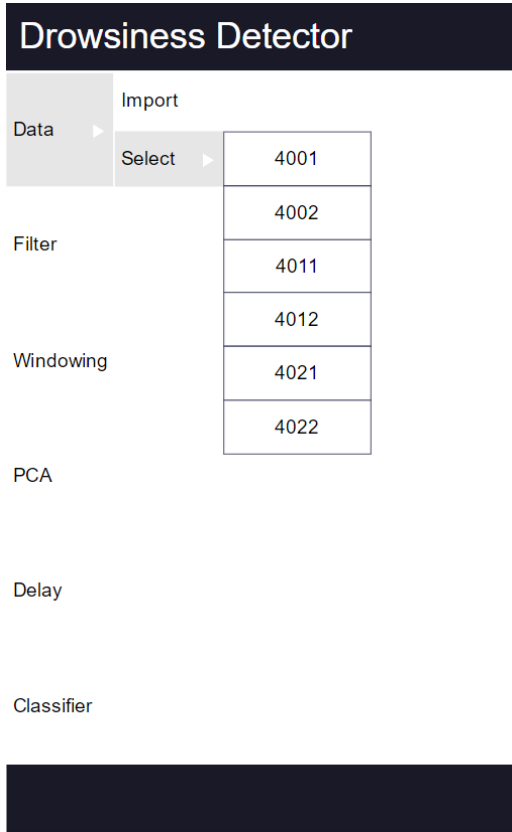


Fig. 3. Interactive menu of the web plataform for drowsiness detection.

IV. RESULTS

Depending on the type of methodologies used, it appears in the command window all information about the options made by the users, Fig. 4, such as the selected features and the performance of the classifier. These choices also influence the appearance of the EEG window, where the signal with red markers appears. The markers are the identifiers of drowsiness episodes. In this way, it is possible to make a comparison between the several existing methodologies, which allows the creation of a better prototype of drowsiness detection. The best results, Table I, were obtained with the use of delays, specifically with 23 and 12, where we used the second and third previous epochs from the past and previous and second previous epochs respectively, obtaining classifiers with an accuracy of 89.60%, with the delay 23, and 89.45%, with delay 12. Both of these classifiers were SVM with radial basis function kernel. In a driving situation, the application would be beeping in order to alert the driver to his drowsiness state and thereby waking him up.

TABLE I. INFORMATION REGARDING SOME OF THE CLASSIFIERS OBTAINED.

Classifier	Window Information	Signal Position	PCA	Delay	Accuracy (%)	AUC
SVM (rbf)	Size: 5s Step: 2.5s	Fpz-Cz	N	23	89.60	0.897
SVM (rbf)	Size: 5s Step: 2.5s	Fpz-Cz	N	12	89.45	0.896
SVM (rbf)	Size: 5s Step: 2.5s	Fpz-Cz	N	12	90.02	0.894
SVM (rbf)	Size: 10s Step: 2s	Fpz-Cz	N	23	89.28	0.892

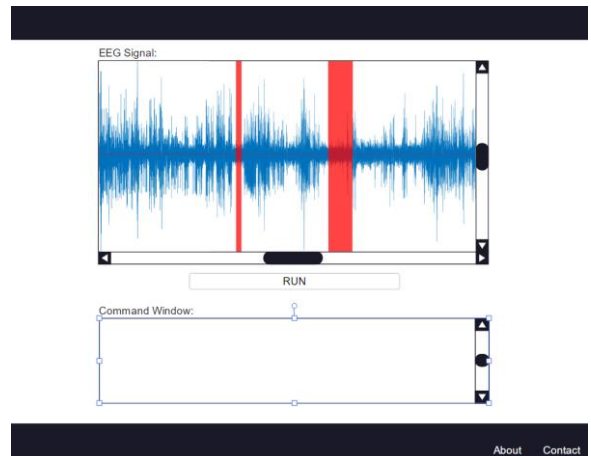


Fig. 4. Drowsiness detection viewer and command window.

V. CONCLUSIONS

This work aims to show the current reality, road accidents caused by drowsiness exist, requiring the development of a system capable of detecting drowsiness. This web platform allows us to simulate a real-time application allowing in this way to obtain the best methodology to follow for the creation of a better prototype, as previously mentioned. In practical terms, the use of a headset may not be esthetically appealing, but at the end of the day the goal is to save lives by preventing road traffic accidents, especially for heavy-truck and passenger drivers who are more susceptible to this type of situations.

REFERENCES

- [1] European road safety observatory (2006) fatigue, URL www.erso.eu
- [2] D. Costa "A fadiga na condução. In: Autoridade Nacional Segurança Rodoviária" 2014, pp.14.
- [3] S. Ribaric, J. Lovrencic and N. Pavesic " A neural network-based system for monitoring driver fatigue" 2010, pp.1356-1361.
- [4] R. Grace and et. al "A drowsy driver detection system for heavy vehicles" 1998, pp136-1-I38-8.
- [5] R. Grace and S. Steward "Drowsy driver monitor and warning system" in Proceedings of the First International Driving Symposium on Human Factors in Driver Assessment, Training and Vehicle Design, 2001, pp64-69.

- [6] L. Reyner and J. Horne "Vehicle accidents related to sleep: a review" in *Occup Environ Med*, 1999, pp 289-294.
- [7] M. Patel, S. Lal, D. Kavanagh and P. Rossiter "Applying neural network analysis on heart rate variability data to assess driver fatigue" in *Expert Systems with Applications*, 2011, pp.7235-7242.
- [8] C. Lin, R. Wu, T. Jung, S. Liang, and T. Huang "Estimating driving performance based on eeg spectrum analysis" in *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing*, 2005, pp.3165-3174.
- [9] C. Lin and et.al "Eeg-based drowsiness estimation for safety driving using independent component analysis" in *IEEE Transactions on circuits and systems*, vol. 52, 2005, pp.13.
- [10] C. Lin and et.al "Adaptive eeg-based alertness estimation system by using ica-based fuzzy neural networks" vol.53, 2006, pp.11.
- [11] Z. Mardi, S. Ashtiani and M. Mikaili "Eeg based drowsiness detection for safe driving using chaotic features and statistical tests" in *Journal of Medical Signals and Sensors*" 2011, pp.130- 137.
- [12] M. Akin, M. Kurt, N. Sezgin and M. Bayram "Estimating vigilance level by using eeg and emg signals" in *Neural Comput & Applic*, 2008, pp.227-236.
- [13] M. Kiyimik, M. Akin and A. Subasi "Automatic recognition of alertness level by using wavelet transform and artificial neural network" in *Journal of Neuroscience Methods*, 2004, pp.231-240.
- [14] R. Kaur and K. Singh "Drowsiness detection based on eeg signal analysis using emd and trained neural network" in *International Journal of Science and Research (IJSR)*, vol.2, 2013, pp.157-161.
- [15] B. Kemp, A. Zwinderman, B. Tuk, H. Kamphuisen and J. Obery "Analysis of a sleep-dependent neuronal feedback loop: The slow-wave microcontinuity of the eeg" in *IEEE Transactions on biomedical engineering*, 2000, pp.1185-1194.
- [16] URL <https://physionet.org/physiobank/database/sleep-edfx/>.
- [17] M. Ringnér "What is principal component analysis?" in *Nature Publishing Group*, vol.26, 2008, pp.303-304.
- [18] H. Colten and B. Altevogt "Sleep Disorders and Sleep Deprivation: An Unmet Public Health Problem" in *National Academies Press*, 2006.
- [19] M. Ohayon, M. Carskadon, C. Guilleminault and M. Vitiello "Meta-analysis of quantitative sleep parameters from childhood to old age in healthy individuals: Developing normative sleep values across the human lifespan" in *Sleep*, vol.27, 2004, pp.1255-1273.
- [20] H. Zhang "The optimality of naive bayes" in *American Association for Artificial Intelligence*, 2004.
- [21] I. Rish "An empirical study of the naive bayes classifier" in: *IJCAI 2001 workshop on empirical methods in artificial intelligence*, vol. 3, pp.41-46.

Online demonstration of a EEG-based drowsiness detector

Daniel Ribeiro, Alberto Cardoso, César Teixeira
Centre for Informatics and Systems of the University of Coimbra (CISUC)
Department of Informatics Engineering, University of Coimbra
Coimbra, Portugal
danieltaribeiro@gmail.com, alberto@dei.uc.pt, cteixei@dei.uc.pt

Abstract—Taking a look at the number of road accidents, it's noticed that a significant part of these is due to the driver falling asleep at the wheel. This paper will describe a Web-based platform capable of storing, processing and analyzing electroencephalogram (EEG) signals, thus describing the ability to detect drowsiness that could prevent the occurrence of accidents related to driving. This Web-based platform will allow the user to test various possibilities with the use of different EEG signals, filters, window's sizes and steps, delays and classifiers, in order to find the best combination for the detection of drowsiness while driving.

Index Terms—Drowsiness, Electroencephalogram, Web, app

I. INTRODUCTION

According to a study carried out by the Portuguese Road Safety Observatory, a project on risk indicators, on road safety performance and behavior in 2014, concluded that drowsiness is responsible for 20% of the road accidents in Portugal. Other studies show that in the European Union sleepiness appears to be the main factor and cause in at least 10% of accidents involving light vehicles and in accidents where at least one heavy vehicle is involved, drowsiness appears associated with 20% of accidents. On highways, especially at night, these events occur more frequently, about 20-30% due to the monotony of maneuvers and the amount of hours of driving [1].

In general, the main causes that lead to an individual falling asleep at the wheel derive from the fact that he had slept little the night before and the "biological clock", driving at times that the individual would normally be sleeping, [2]. Therefore, it is necessary to develop a system / application capable of detecting drowsiness and alert the driver in order to prevent the occurrence of accidents. Information on physiological and non-physiological changes, such as heart rate variability, EEG activity, vehicle-based measures, driver's behavioral measures (eye closure, eye blinking, head pose), and others can be related to drowsiness [3].

This paper pretends to present the demonstration of an online experiment, designed to process and analyze an EEG signal to show drowsiness instances. In the next section we do a brief approach to the process of sleep in a physiological level, detailing the state of sleep of our interest in this study. In the demonstration section a detailed description of the web platform functionalities is made, finalizing with a few conclusions about the potential of this work.

II. THE PHYSIOLOGICAL PROCESS

Sleep can be categorized into two types, rapid eye-movement (REM) and non-rapid eye-movement (NREM), the latter can be further divided into 4 stages: 1, 2, 3 and 4 [4].

In this work we are going to turn our focus into stage 1 because is the transition period between awakesness and sleepiness, the case study addressed in this paper. At this stage the brain waves and activity begin to slow down, translating in the decrease of frequency of the EEG signal, and in some cases may occur contractions called hypnagogic myoclonus, preceded by a feeling of falling. This stage has an average duration of 1 to 7 minutes in the initial cycle [4].

For the development of the platform, a database composed of EEG signals, from Physionet [5], was used. These signals were filtered with a Butterworth, with a cut-off frequency of 0.3-30Hz, for artifacts removal. In a next step, the features were extracted from the time and frequency domain, 13 in total, with the most representative being selected, using appropriate selection methods.

The features extracted where mean, variance, asymmetry, kurtosis for the time domain and Hjorth coefficients (complexity and mobility), entropy, average power, power spectrum density and EEG signal sub-bands for the frequency domain.

These features, later suffered a reduction of dimensionality, with the use of Principal Component Analysis (PCA), weighing and normalization, thus serving as input for the creation and training of the different classifiers.

III. DEMONSTRATION

Using the Web-based platform users can view instances, figure 2, in a real-time simulation of an EEG signal, where the volunteer is drowsy.

The user has a menu, figure 1, where he can choose various ways to process and analyze the EEG signal. First, he can select one of the EEG signals in the database, or he can import a signal of his choice. Then, if the signal was imported, a filter can be applied in order to remove the possible presence of electro-oculogram (EOG), electromyogram (EMG) and electrocardiogram (ECG) artifacts, as well as the possible presence of high frequency caused by electrical equipment. In a next step, the user has to select the window's size and its step for feature extraction.

Then the user can either choose to use or not a dimensionality reduction method, PCA, in an attempt to improve the classifier performance. Another option is the possibility of using one of various delays. With the application of a delay, he approaches closer to a real physiological system, since there is a certain amount of time needed for the information to be transmitted.

Finally, there is the need for a classifier, and the user has four options: Support Vector Machine (SVM), Artificial Neural Network (ANN), K-Nearest Neighbor and lastly Naive Bayes. With the classifier selected, the instances are going to be classified into two states, awake and drowsiness state.

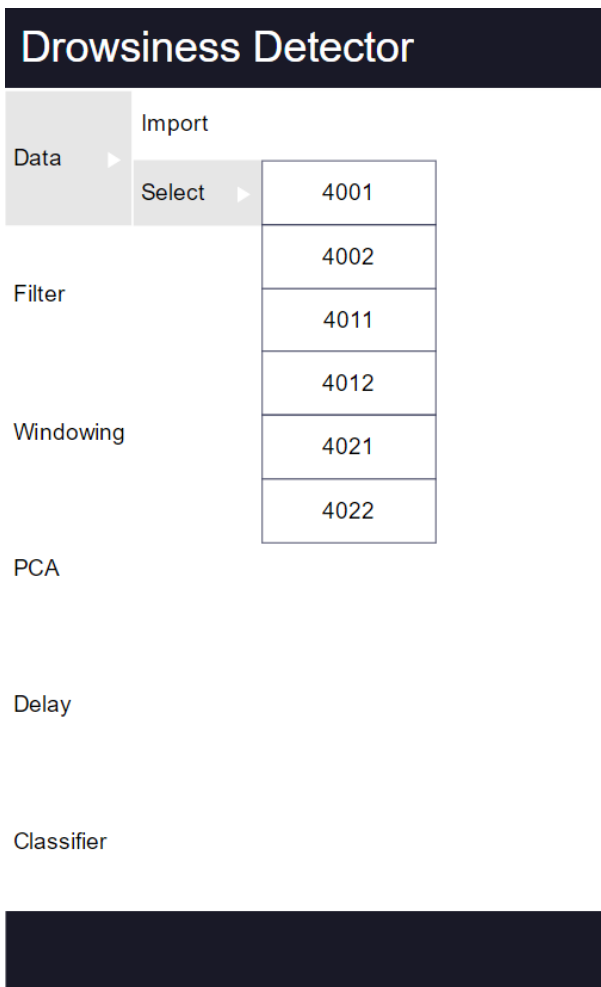


Fig. 1. Interactive menu of the web platform for drowsiness detection

In the command window it is all the information regarding the options made, figure 2, such as the features used and the performance of the classifier. In the EEG signal window, the users can observe the instances where the driver was drowsy, marked with a red rectangle, and may conclude that when the driver begins to become drowsy, the brain activity decreases.

This platform is also being developed for android to allow the acquisition, processing, analysis the EEG signal in real time, allowing the data to be stored in a database and subsequently used by the Web platform.

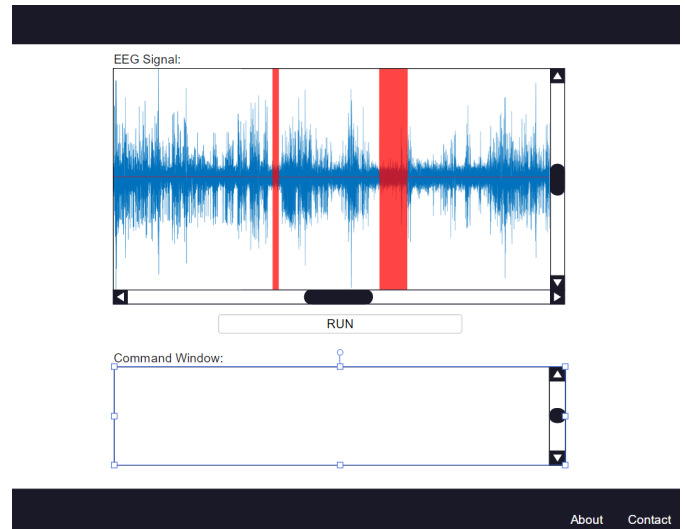


Fig. 2. Drowsiness detection viewer and command window

IV. CONCLUSIONS

This work aims to show the current reality, road accidents caused by drowsiness exist, requiring the development of a detector capable of detecting drowsiness.

As we are in a world where everything is connected, a web platform that can simulate or interact with a real-time application makes perfect sense to understand this problem.

REFERENCES

- [1] Diogo Jorge Robalo Júdice da Costa. A fadiga na condução. In: Autoridade Nacional Segurança Rodoviária, page 14, 2014.
- [2] European road safety observatory (2006) fatigue, retrieved may 9, 2008. URL www.erso.eu.
- [3] Chin-Teng Lin, Ruei-Cheng Wu, Tzzy-Ping Jung, Sheng-Fu Liang, and Teng-Yi Huang. Estimating driving performance based on eeg spectrum analysis. EURASIP Journal on Advances in Signal Processing, 2005 (19):3165-3174, 2005.
- [4] Colten HR and Altevogt BM. Sleep Disorders and Sleep Deprivation: An Unmet Public Health Problem.
- [5] Goldberger AL, Amaral LAN, Glass L, Hausdorff JM, Ivanov PCh, Mark RG, Mietus JE, Moody GB, Peng C-K, Stanley HE. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals. Circulation 101(23):e215-e220 [Circulation Electronic Pages; <http://circ.ahajournals.org/cgi/content/full/101/23/e215>]; 2000 (June 13).

Apêndice E

Mockup da Aplicação Android

Neste apêndice encontra-se um fluxograma do *mockup* da possível aplicação Android, para detecção de sonolência, em tempo real, desenvolvido no *Android Studio*.



FIGURA E.1: Fluxograma do *mockup* da aplicação Android para a detecção de sonolência.

