



**Nuno Gonçalo Pacheco Fernandes**

Licenciatura em Ciências de Engenharia Biomédica

***SleepLab V.2.0: Plataforma Integrada de  
Teste de Algoritmos para Classificação  
Não Supervisionada do Sono***

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre  
em Engenharia Biomédica

Orientador: Arnaldo Batista, Professor Auxiliar, FCT-UNL  
Co-orientador: Manuel Duarte Ortigueira, Professor Associado, FCT-UNL

Júri:

Presidente: Prof. Doutora Maria Adelaide de Jesus  
Arguente: Prof. Doutora Carla Quintão Pereira  
Vogais: Prof. Doutor Arnaldo Batista  
Prof. Doutor Manuel Duarte Ortigueira



FACULDADE DE  
CIÊNCIAS E TECNOLOGIA  
UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA

**Dezembro 2011**



## **Copyright**

Copyright©2011 - Todos os direitos reservados. Nuno Gonçalo Pacheco Fernandes. Faculdade de Ciências e Tecnologia. Universidade Nova de Lisboa.

A Faculdade de Ciências e Tecnologia e a Universidade Nova de Lisboa têm o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objectivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.



*Aos meus avós, Arménia Pacheco e José Maria,  
por terem sempre lutado contra todas as adversidades e  
demonstrado que podemos mudar o rumo da vida.*



## Agradecimentos

Este pequeno texto simboliza o agradecimento a todas as pessoas que na minha vida foram importantes, influenciando o meu desenvolvimento pessoal e incentivando-me a dar sempre o meu melhor e não desistir dos meus sonhos.

Assim gostaria de agradecer aos meus pais, tia e avós, pela oportunidade que me deram de estudar e de ter a formação académica que hoje possuo.

De salientar ainda, a inestimável ajuda do orientador Professor Doutor Arnaldo Batista e do Professor Doutor Manuel Ortigueira por todos os esclarecimentos a dúvidas prestados e o apoio dado a nível científico e na parte de escrita da dissertação. Também gostaria de agradecer à Professora Doutora Cristina Bárbara e à Técnica Cardiopneumologista Cristina Martinho do Hospital Pulido Valente pela disponibilidade para dúvidas e material cedido.

Ainda no conjunto de agradecimentos, não poderia deixar de referir a Professora Doutora Carla Quintão pelo material que disponibilizou.

Sem esquecer, deve ser referido o Sr. Chantal van Gool por ter entrado em contacto com a *VitalAire* e dado autorização para o fornecimento do software *RemLogic v. 1.1* da *Embla*, a *Vital Aire* pelos serviços prestados e o Sr. Carlos Gonçalves pela total disponibilização e colaboração no esclarecimento de dúvidas relativas a este software.

Não directamente ligado ao terminar do curso mas ao seu trajecto, não poderei deixar de referir os colegas e amigos cavaleiros, Pedro Martins, Leonardo Martins, Rui Lucena, João Gémeo, Bernardo Azevedo, Mafalda Fernandes, Joaquim Horta, Rita Carvalho, Fernando Mota, Ana Frazão, Ana Arruda, Sara Gil, Hugo Pereira, Ana Mota, Milene Bação, Santinha, André Reis, Saúl Cid e Ana Sousa por todos os bons momentos partilhados e risos em conjunto.

De louvar ainda a colaboração da minha amiga Joana Gonçalves, por todo o apoio ao longo dos anos de curso e por toda a dedicação e carinho.

Para culminar, gostaria ainda de agradecer à minha colega Rita de Moraes Rosa pela paciência e motivação dada, quando parecia que tudo estaria no mau caminho.

Em suma,

Obrigado.





## Resumo

O sono é definido como um estado inconsciente a partir do qual uma pessoa pode ser despertada por estímulos sensoriais ou outros. Como tal, é um processo fisiológico bem estruturado e organizado sendo visto como uma ferramenta fundamental no diagnóstico e investigação de distúrbios neurológicos.

A maioria dos conhecimentos dos ritmos do sono obteve-se através da polissomnografia onde é registada uma sucessão de ondas cerebrais cíclicas de diferentes amplitudes e frequências, movimentos oculares e mudanças de tónus muscular. Assim, a classificação do sono é efectuada com base na inspecção visual do sinal electroencefalográfico rotulando-se cada época como um estado, sendo um processo demorado e dispêndioso.

Este projecto é uma contribuição para a classificação automática do sono. Para tal, foi desenvolvida uma plataforma (*SleepLab v.2.0*), onde é possível efectuar o carregamento do sinal electroencefalográfico proveniente de alguns dos eléctrodos ou derivação recomendada pela AASM ou à escolha do utilizador, executando-se depois uma classificação automática do sono através da distância de *Itakura-Saito* e de *Itakura* e a detecção de fusos através da aplicação da Transformada *Wavelet* Contínua. Assim, quanto maior for a distância entre a época em análise e o *template Acordado*, num estado mais profundo do sono estará o paciente.

Com este trabalho pretende-se contribuir para o desenvolvimento de uma ferramenta capaz de classificar o sono sem supervisão, evitando-se o dispêndio de tempo em tal tarefa e obtendo-se uma eficácia superior em relação às existentes actualmente. Posto isto, a plataforma existente alia o campo da medicina do sono à investigação científica, permitindo uma visualização de sinais em intervalos de tempo à escolha, análise de sinais unipolares ou de derivações e ainda estudo de neuropatologias que são identificáveis com o sono. Como tal, trata-se de uma plataforma de desenvolvimento aberta a novas adições em termos de algoritmos e opções.

Palavras-chave: Classificação do sono, Distância de *Itakura*, Distância de *Itakura-Saito*, Electroencefalograma, Transformada *Wavelet*.



## Abstract

Sleep is defined as an unconscious state from which a person can be woken by sensorial stimulus or others. As such, it is a well structured and organized physiological process, seen as a fundamental tool for the diagnosis and investigation of neurological disturbances.

Most knowledge on sleep rhythms was obtained by polysomnography where a set of cyclical cerebral waves of multiple amplitudes and frequencies, ocular movements and muscular tonus variations are recorded. Sleep classification is conducted, as such, based on the visual inspection of the EEG signal by labeling of each stage as a state, in an expensive and lengthy process.

This Project is a contribution to the automatic classification of sleep. For such, it has been developed a platform (*SleepLab v. 2.0*), where it is possible to load the EEG signal from any of the electrodes or recommended montages by the AASM, execute the automatic classification of sleep by the *Itakura-Saito* and *Itakura* distances and spindles detection by applying the continuous *Wavelet* transform. The wider the distance between the stage in analysis and “Woken” template, the more profound is the sleep state of the patient.

This Work intends to contribute to the development of a capable tool for the un-supervised sleep classification, avoiding the time spent in such task and obtaining a higher efficiency in comparison to the existing ones. The platform allies the medical field to scientific research, allowing the visualization of signal in time intervals at choice, analysis of unipolar signals or montages and also the study of neuropathologies identified through sleep. This is an open platform that is designed to be able to be expanded with new algorithms and options.

Keywords: Sleep classification, *Itakura's* distance, *Itakura-Saito's* distance, electroencephalogram, *Wavelet* Transform.



## Índice

Agradecimentos.....	VII
Resumo .....	IX
Abstract .....	XI
Índice de Figuras .....	XV
Índice de Tabelas .....	XIX
Lista de Abreviaturas, Siglas e Símbolos.....	XXI
1 Introdução .....	1
1.1 Estado de Arte .....	2
1.2 Electroencefalografia .....	3
1.2.1 Base Neurofisiológica do EEG .....	3
1.2.2 Tipos de Ritmos.....	5
1.2.3 Sistema Internacional 10/20 .....	7
1.2.4 <i>Wavelets</i> .....	9
1.3 Sono.....	16
1.3.1 Classificação do Sono em Estados .....	16
1.3.2 O Manual da AASM.....	18
1.3.3 Arquitectura do Sono .....	28
1.3.4 Importância Clínica .....	28
2 Desenvolvimento do <i>SleepLab v. 2.0</i> e Processamento do Sinal EEG .....	31
2.1 Formato EDF/EDF+ .....	34
2.2 Carregamento de Dados .....	34
2.3 Carregamento de Sinais .....	35
2.4 Pré-processamento .....	37
2.5 Distâncias Espectrais .....	46
2.5.1 Estados W: Método do Periodograma Tempo-Frequência .....	46
2.5.2 Estados W: Método das Épocas Marcadas Como Estado W no Hipnograma .....	51
2.5.3 Modelo AR (auto-regressivo) e <i>Template Acordado</i> .....	51
2.5.4 Distâncias .....	56
2.5.5 Estudos Prévios.....	60
2.6 Detecção de Fusos do Sono .....	65
3 Manual do Utilizador .....	67
3.1 Estrutura .....	67
3.2 Funcionamento .....	68
3.3 Visualização de Sinais.....	81

4	Conclusões.....	83
5	Estudos Futuros .....	85
6	Bibliografia.....	87

## Índice de Figuras

Figura 1-1- Estrutura de um neurónio (Silva 1998).....	4
Figura 1-2- Ritmos Delta (Gariepy 2011).....	6
Figura 1-3- Ritmos Teta (Gariepy 2011).....	6
Figura 1-4- Ritmos Alfa (Gariepy 2011).....	6
Figura 1-5- Ritmos Beta (Gariepy 2011).....	6
Figura 1-6- Ritmos Gama (Gariepy 2011).....	6
Figura 1-7- Fusos (adaptado de Latka 2005).....	6
Figura 1-8- Sistema Internacional 10/20 (Gorur 2003).....	7
Figura 1-9- Esquema de colocação dos eléctrodos no plano sagital segundo o Sistema Internacional 10/20 (adaptado de Silva 1998).....	7
Figura 1-10- Esquema de colocação dos eléctrodos no plano coronal segundo o Sistema Internacional 10/20 (adaptado de Silva 1998).....	8
Figura 1-11- Esquema de colocação dos eléctrodos no plano axial segundo o Sistema Internacional 10/20 (adaptado de Silva 1998).....	8
Figura 1-12- Função sinusoidal usada na TF e <i>Wavelet</i> (Misiti 2009).....	9
Figura 1-13- Representação de um sinal através de <i>Wavelets</i> com diferentes escalas e posições (Misiti 2009).....	11
Figura 1-14- Factor de escala <i>a</i> na <i>Wavelet</i> (Misiti 2009).....	11
Figura 1-15- Factor de escala <i>b</i> na <i>Wavelet</i> (Misiti 2009).....	12
Figura 1-16- Cálculo do coeficiente <i>Wavelet</i> ( <i>C</i> ) (Misiti 2009).....	12
Figura 1-17- Translação da função <i>Wavelet</i> (Misiti 2009).....	13
Figura 1-18- Dilatação da <i>Wavelet</i> e novo cálculo do coeficiente <i>Wavelet</i> ( <i>C</i> ) (Misiti 2009).....	13
Figura 1-19- Processo de filtragem e decimação (Misiti 2009).....	15
Figura 1-20- Árvore de decomposição da <i>TWD</i> (Misiti 2009).....	15
Figura 1-21- Estado W (Gorur 2003).....	17
Figura 1-22- Estado N1 (Gorur 2003).....	17
Figura 1-23- Estado N2 (Gorur 2003).....	17
Figura 1-24- Estado N3 (Gorur 2003).....	17
Figura 1-25- Estado R (Gorur 2003).....	17
Figura 1-26- Parâmetros essenciais para a classificação visual do sono por estados: EOG, EEG e EMG. Sinal EEG e EOG referenciados em relação ao sinal do eléctrodo A <sub>1</sub> (Fernandes 2006).....	18
Figura 1-27- Derivações recomendadas para aquisição do sinal EEG para a classificação do sono (Iber 2007).....	19
Figura 1-28- Derivações aceitáveis para aquisição do sinal EEG para a classificação do sono (Iber 2007).....	19
Figura 1-29- Colocação recomendada dos eléctrodos para aquisição do sinal EOG para a classificação do sono (Iber 2007).....	19

Figura 1-30- Colocação aceitável dos eléctrodos para aquisição do sinal EOG para a classificação do sono (Iber 2007) .....	19
Figura 1-31- EOG referenciado em relação ao sinal do eléctrodo A <sub>1</sub> e EMG (adaptado de R. Souza 2009).....	20
Figura 1-32- Regras de classificação de uma época do sono como estado N2 (Iber 2007). ....	22
Figura 1-33- Despertar desassociado de complexos K e associado a complexos K (Iber 2007).22	
Figura 1-34- Grande movimento do corpo desassociado do SEM e associado ao SEM (Iber 2007). .....	23
Figura 1-35- Regras para classificação de uma época do sono como estado R (Iber 2007).....	24
Figura 1-36- Continuação da marcação de uma época como estado R na ausência de REM, mas com a presença de sinal EEG de amplitude baixa e frequência mista sem complexos K e fusos, e ainda mantendo-se o tónus EMG do queixo baixo (Iber 2007).....	25
Figura 1-37- Fim da marcação de uma época como estado R quando há um aumento do tónus EMG do queixo acima do nível do estado R, marcando-se como estado N1 (Iber 2007).....	25
Figura 1-38- Final da marcação de uma época como estado R devido a um despertar seguido de um sinal de EEG de baixa amplitude e frequência mista e SEM, marcando-se como estado N1 (Iber 2007). ....	25
Figura 1-39- Fim da marcação de uma época como estado R devido a grande movimento do corpo, seguido de SEM e um sinal EEG de baixa amplitude com frequência mista sem despertares associados a complexos K ou fusos (Iber 2007). ....	26
Figura 1-40- Fim da marcação da época como estado R, caso um ou mais complexos K desassociados de despertares ou de fusos estejam presentes na primeira metade da época com ausência de REM (Iber 2007). ....	26
Figura 1-41- Marcação de uma época como estado R devido à ausência de complexos K desassociados de despertares e fusos do sono, mesmo na ausência de REM (Iber 2007). ....	27
Figura 1-42- A- Marcação de uma época como estado R na presença de complexos K desassociados de despertares e fusos; B- Marcação de uma época como estado R na ausência de complexos K desassociados de despertares e fusos (Iber 2007). ....	27
Figura 1-43- Variação de um ciclo do sono com a idade (Gorur 2003). ....	28
Figura 2-1- Esquema representativo da evolução no tempo e nas tarefas do <i>SleepLab</i> . ....	31
Figura 2-2- Exemplo de de um hiponograma em fomato <i>.txt</i> exportado do programa <i>RemLogic v. 1.1</i> , para um paciente da base de dados. ....	33
Figura 2-3- Carregamento de dados e leitura do cabeçalho do ficheiro <i>.edf</i> . ....	35
Figura 2-4- Estrutura de dados proveniente do carregamento do sinal. ....	36
Figura 2-5- Sinal proveniente do registo EEG (sinal do eléctrodo C <sub>3</sub> ) seleccionado pelo utilizador. Caso de saturação do EEG. ....	37
Figura 2-6- Sinal EEG (sinal do eléctrodo C <sub>3</sub> ) após remoção das épocas em que a sua amplitude era superior à do amplificador. ....	38
Figura 2-7- Tratamento das épocas (excepto a primeira) em que se analisa se a amplitude do sinal unipolar é superior a 3000 $\mu$ V. ....	38



Figura 2-8- Sinal Bipolar com componentes em oposição de fase.....	39
Figura 2-9- Tratamento de épocas (excepto a primeira) em que se analisa se a amplitude do sinal bipolar é superior a 3000 $\mu\text{V}$ . .....	40
Figura 2-10- Árvore de decomposição de sinais na <i>TWP</i> , onde <i>A</i> representa os coeficientes de aproximação e <i>D</i> os coeficientes de detalhe, para 3 níveis. (Castelano 2006). .....	41
Figura 2-11- <i>Wavelet</i> da família Daubechies de ordem 10 (Misiti 2009). .....	42
Figura 2-12- Sinal EEG após remoção de artefactos pelo filtro <i>Wavelet</i> passa banda com frequências de corte <i>standard 2</i> e 30 Hz. ....	42
Figura 2-13- Sinal unipolar após remoção das épocas em que a sua amplitude máxima era superior a 300 $\mu\text{V}$ . .....	43
Figura 2-14- Sinal bipolar após remoção das épocas em que a sua amplitude máxima era superior a 600 $\mu\text{V}$ . .....	44
Figura 2-15- Esquema representativo de todo o pré-processamento de um sinal unipolar e bipolar efectuado pela plataforma. ....	45
Figura 2-16- Periodograma de todas as épocas de um paciente grave (sinal do eléctrodo $C_3$ ).47	
Figura 2-17- Periodograma de todas as épocas de um paciente normal (sinal do eléctrodo $C_3$ ).47	
Figura 2-18- Máximos do periodograma (azul) e limite (verde) a partir do qual se considera estar na presença de uma época em que o paciente está acordado. ....	48
Figura 2-19- Diagrama em que se pode visualizar o paciente acordado ou a dormir (Cardoso 2010). ....	49
Figura 2-20- Diagrama da função que selecciona as épocas utilizadas para o cálculo do <i>template Acordado</i> . ....	50
Figura 2-21- <i>Template Acordado</i> (preto) calculada através da média aritmética de 50 épocas em que o paciente se encontrava acordado (Cardoso 2010). ....	51
Figura 2-22- FFT de todas as épocas em que o paciente se encontra acordado e de apenas uma época em que também se encontra acordado (Cardoso 2010). ....	52
Figura 2-23- Critérios aplicados para escolha do grau do modelo <i>AR</i> de uma época em que o paciente está acordado. ....	54
Figura 2-24- Espectros de uma época antes e depois da filtragem (Cardoso 2010). ....	55
Figura 2-25- Espectros dos <i>templates</i> de todos os estados (Cardoso 2010). ....	55
Figura 2-26- Distância de <i>Itakura-Saito</i> não simétrica sem filtro. ....	57
Figura 2-27- Distância de <i>Itakura-Saito</i> não simétrica com filtro. ....	58
Figura 2-28- Funcionamento do painel <i>Distances</i> . ....	59
Figura 2-29- Método do Periodograma (sinal da derivação $C_3/A_2$ ). ....	60
Figura 2-30- Método do Hipnograma (sinal da derivação $C_3/A_2$ ). ....	60
Figura 2-31- Método do Periodograma (sinal do eléctrodo $C_3$ ). ....	61
Figura 2-32- Método do Hipnograma (sinal do eléctrodo $C_3$ ). ....	61
Figura 2-33- Método do Periodograma para um paciente normal (sinal do eléctrodo $C_3$ ). ....	62
Figura 2-34- Método do Hipnograma para um paciente normal (sinal do eléctrodo $C_3$ ). ....	62
Figura 2-35- Método do Periodograma para um paciente normal (sinal da derivação $C_3/A_2$ ). ....	63

Figura 2-36- Método do Hipnograma para um paciente normal (sinal da derivação C <sub>3</sub> /A <sub>2</sub> ). .....	63
Figura 2-37- Método do Periodograma para um paciente moderado (sinal da derivação C <sub>3</sub> /A <sub>2</sub> ).64	
Figura 2-38- Método do Hipnograma para um paciente moderado (sinal da derivação C <sub>3</sub> /A <sub>2</sub> ).64	
Figura 2-39- Parte real e parte imaginária da <i>Wavelet Morlet Complexa</i> . .....	65
Figura 2-40- <i>Wavelet Chapéu Mexicano</i> . .....	66
Figura 2-41- Fusograma. ....	66
Figura 3-1- <i>SleepLab v. 2.0</i> . .....	67
Figura 3-2- Hipnograma de referência. ....	68
Figura 3-3- Painel <i>Channels</i> com os canais EEG registados durante o exame. ....	69
Figura 3-4- Botão <i>Go</i> . ....	70
Figura 3-5- Mensagem de erro ( <i>ERROR</i> ). ....	70
Figura 3-6- Percentagem de tempo despendido em cada estado e selecção da opção que permite a visualização de sinais. ....	70
Figura 3-7- Painel <i>Plotting</i> . ....	71
Figura 3-8- Sinal corrigido após mensagem de erro ( <i>ERROR</i> ). ....	71
Figura 3-9- Painel <i>Correction</i> . ....	72
Figura 3-10- Selecção da opção <i>Show Corrected Signals</i> . ....	73
Figura 3-11- Sinais após pré-processamento. ....	73
Figura 3-12- Campo <i>Number of Rejected Epochs</i> . ....	74
Figura 3-13- Diagrama representativo das épocas em que o paciente se encontra acordado. .75	
Figura 3-14- Periodograma de todas as épocas do exame de um paciente. ....	75
Figura 3-15- Painel <i>Spindle</i> . ....	76
Figura 3-16- Confirmação de uso do painel <i>Spindle</i> através da <i>checkbox Spindlograma</i> . ....	76
Figura 3-17- Fusograma e Hipnograma do paciente em estudo. ....	77
Figura 3-18- Selecção no sub-painel <i>Plotting</i> da distância <i>Itakura-Saito</i> não simétrica. ....	77
Figura 3-19- Distância de <i>Itakura-Saito</i> não simétrica através do modelo <i>AR</i> . ....	78
Figura 3-20- Estrutura <i>Dados</i> . ....	78
Figura 3-21- Funcionamento do <i>SleepLab v.2.0</i> . Cor-de-laranja: botões obrigatórios. ....	80
Figura 3-22- Visualização do sinal através da linha de comando <i>eegplot()</i> . ....	81
Figura 3-23- Visualização de vários sinais através da linha de comando <i>eegplot()</i> . ....	82

## Índice de Tabelas

Tabela 1-1- Ritmos Cerebrais (Fig.1-2 -1.6 com eixos horizontais em segundos e eixos verticais em valor relativo). .....	6
Tabela 1-2- Características dos estados do sono (Iber 2007). .....	17
Tabela 1-3- Patologias que podem ser detectadas por anomalias no sono (Petit 2004). .....	29



---

## Lista de Abreviaturas, Siglas e Símbolos

AASM - *American Association of Sleep Medicine*  
AIC - Critério de informação Akaike  
APTF - *Automatic Periodogram Time Frequency*  
AR - Auto-regressivo  
ASCII - *American Standard Code for Information Interchange*  
AV - *Average*  
C - Coeficientes *Wavelet*  
ECG - Electrocardiograma  
EDF - *European Data Format*  
EEG - Electroencefalograma  
EMG - Electromiografia  
EOG - Electrooculograma  
Estado N1 - Estado não REM 1  
Estado N2 - Estado não REM 2  
Estado N3 - Estado não REM 3  
Estado N4 - Estado não REM 4  
Estado NR - Estado não REM  
Estado R - Estado REM  
Estado W - Estado acordado  
FPE - Erro de predição final  
HPV - Hospital Pulido Valente  
ICA - *Independent Component Analysis*  
LPC - *Linear Predictive Coding*  
MBM – Grande Movimento do corpo  
MDL - *Minimum Description Length*  
NREM - Não movimento rápido dos olhos  
Ondas V - Ondas agudas Vértex  
PPS - Potencial pós sináptico  
PPSE - Potencial pós sináptico excitatório  
PPSI - Potencial pós sináptico inibitório  
PSG - Polissomnografia  
REM - Movimento rápido dos olhos  
SEM - Movimento lento dos olhos  
TF - Transformada de Fourier  
TW - Transformada *Wavelet*  
TWC - Transformada *Wavelet* Contínua  
TWD - Transformada *Wavelet* Discreta  
TWP - Transformada *Wavelet Packet*

WEC/WLO - *wake eyes close/wake lights on*

## 1 Introdução

O sono é um estado reversível e periódico, durante o qual o processamento de informação sensorial é reduzido e o comportamento coordenado e actividades cognitivas estão suspensos (Achermann 2006). O sono não é apenas a ausência de processamento de informação e como tal, desempenha um papel importante na consolidação da memória tendo contribuições específicas para a memória processual e declarativa e ainda um papel importante na regulação e produção hormonal (Penzel 2006). Assim, este estado é um processo fisiológico complexo importante na recuperação e desenvolvimento físico e na integração e consolidação de informação. A falta de sono pode estar na origem de doenças metabólicas.

Nas sociedades desenvolvidas o número de pessoas afectadas por desordens no sono tem registado crescimento. Devido à sua importância vital, o sono tem sido cada vez mais estudado tendo-se como base a sua classificação para posteriores estudos a nível clínico e de investigação (Pacheco 1998). De facto, está demonstrado que a fadiga e a sonolência durante o dia estão associadas ao aumento do número de acidentes de automóvel, acidentes cardiovasculares e asma (N. McGrogan 2001). Recentemente, de acordo com a classificação internacional de desordens do sono, existem mais de 84 tipos de desordem do sono sendo as mais comuns: apneia do sono, sonambulismo, ronco e insónia (E. N. Estrada 2009).

Actualmente, a classificação do sono através de registos polisomnográficos de um exame é efectuada por técnicos Cardiopneumologistas, por inspecção visual. Aliando este dispêndio de tempo ao elevado número de desordens do sono, este trabalho tem como objectivo uma evolução da plataforma outrora já construída. Como tal, está-se na posse de uma ferramenta de teste de algoritmos do sono e conseqüente classificação automática do sono, sendo mais um contributo para o desenvolvimento no sentido da classificação automática não supervisionada desta tarefa.

## 1.1 Estado de Arte

Ao longo dos últimos anos têm sido efectuados vários estudos de forma a efectuar a classificação automática do sono, usando cada grupo de investigação metodologias distintas.

Em 2004, Watanabe *et al.* (Watanabe 2004) desenvolveram um método não invasivo. As transições entre estados do sono e a medição de biosinais foram analisados e criou-se um modelo matemático do sono. Com base neste modelo, conceberam-se um estimador de estado do sono e um classificador de estados do sono através de uma equação que teorizava tais fenómenos. Assim, diferenciou-se sono REM (movimento rápido dos olhos) de NREM (sem movimento rápido dos olhos) e de despertar. Os biosinais recolhidos para tal projecto foram o ECG (electrocardiograma), os sinais EEG (electroencefalograma) bipolares ( $C_4-A_1$  e  $C_3-A_2$ ) e o EOG (electrooculograma) ( $E_1$  e  $E_2$ ). Os resultados foram comparados com os obtidos através do programa *Sleep Sign version 1.05* da *Kissey Comtech* e a concordância de resultados obtidos em comparação com o método da *AASM* foram: 82.6% para a fase NREM, 38.3% para a fase REM e 70.5% para o despertar.

No mesmo ano, Piñero *et al.* (Piñero 2004) conceberam um sistema inteligente de classificação automática do sono onde primeiramente eram retirados parâmetros dos sinais electrofisiológicos e estabelecido um modelo baseado em regras *fuzzy*. Assim foi possível diferenciar sono REM, NREM e o Despertar com uma concordância entre 78 e 84% em relação à classificação efectuada por Cardiopneumologistas. Os biosinais utilizados eram os sinais EOG ( $E_1$  e  $E_2$ ), EEG ( $F_z$ ,  $C_3$ ,  $C_4$ ,  $O_1$  e  $O_2$ ) e EMG (electromiografia) do queixo.

Ainda em 2004, Louis *et al.* (Louis 2004) partindo de sistemas computacionais e utilizando o sinal EMG e os rácios entre os ritmos cerebrais, diferenciaram o estado W dos outros estados com uma concordância de 90.1 % e ainda o estado W (acordado) do estado R (estado REM) e estados NREM com 87.5%. Tais resultados foram obtidos em ratos *Wistar* e em épocas de 5 s com registos EEG de 90m.

Em 2005, Flexer *et al.* (Flexer 2005) implementaram um classificador probabilístico contínuo baseado nos modelos de Hidden Markov usando sinais EEG ( $C_3$  e  $C_4$ ). Assim, conseguiram diferenciar o estado W e R com uma eficácia de 80%. Os dados utilizados provinham de registos de uma noite inteira de pacientes de dois laboratórios.

Alguns trabalhos mais recentes foram efectuados por Tagluk *et al.* (Tagluk 2009) utilizando redes neuronais e conseguindo diferenciar o estado R e os outros 4 estados do sono, usando como *inputs* o sinal EEG ( $C_3$  e  $C_4$ ), EOG ( $E_1$  e  $E_2$ ) e EMG do queixo. Depois de treinada a rede neuronal, conseguiram-se resultados concordantes em 74.7% com a classificação efectuada por 2 técnicos cumprindo as regras do manual *AASM* (*American Association of Sleep Medicine*).

Também em 2009, Fraiwan *et al.* (Fraivan 2009) através de métodos de decomposição *Wavelet Packet* usando a *wavelet* da família Daubechies de ordem 20 obtiveram resultados concordantes em 75% com os de observadores. Assim foi possível diferenciar estado W do estado R e dos outros estados.



No âmbito deste projecto, no que diz respeito aos trabalhos que usam uma metodologia idêntica aquela usada nesta tese (distância de *Itakura-Saito* e *Itakura*) deve-se realçar o trabalho do grupo da Universidade do Texas (F. M. Ebrahimi 2007). Este grupo confirma a utilidade da distância de *Itakura-Saito* nesta área, concluindo que estimando a distância entre o EEG e o EOG é possível distinguir entre os vários estados do sono. Nos estudos que envolvem a distância de *Itakura-Saito* não existem provas estatísticas e objectivas da sua concordância com a classificação efectuada pelos Cardiopneumologistas, apenas uma análise estatística que confirma a diferença entre distâncias espectrais de estados diferentes através do estudo da análise de variância (Cardoso 2010).

## 1.2 Electroencefalografia

A electroencefalografia é o estudo do registo gráfico dos potenciais eléctricos originados no cérebro e registados através de eléctrodos aplicados no escalpe do crânio ou mesmo dentro da substância encefálica. A interpretação do sinal EEG baseia-se na associação das frequências de onda no electroencefalograma aos estados fisiológicos naturais do ciclo de sono, sonhos e vigília. A actividade eléctrica do cérebro resulta de correntes de iões gerados por processos bioquímicos a nível celular. Esta actividade cerebral está assim espacialmente distribuída pelas regiões e dimensões do cérebro, alterando-se com a idade (Penzel 2006). Assim, um electroencefalograma é a gravação da actividade eléctrica cerebral ao longo do tempo através da medição dos campos eléctricos gerados pela acção cooperativa das células cerebrais, principalmente dos neurónios piramidais da matéria cinzenta (Shaul 1998).

### 1.2.1 Base Neurofisiológica do EEG

O cérebro é constituído por duas classes principais de células: as células nervosas denominadas neurónios (Fig.1-1) e as células gliais. As células gliais estão ligadas entre si e o seu bom funcionamento individual e colectivo influencia a actividade global do cérebro (Silva 1998). Ambas as estruturas possuem no seu espaço intracelular um potencial de repouso de 80 mV com polaridade negativa. Estas diferenças de potenciais entre o ambiente exterior à membrana celular e o interior provem da diferença de concentrações dos iões:  $K^+$ ,  $Na^+$  e  $Cl^-$  entre outros grandes aniões orgânicos. Os iões  $Ca^{+2}$  são menos abundantes, mas possuem um papel essencial na regulação. Assim, através do transporte activo de  $K^+$  para o interior da célula e  $Na^+$  para o exterior a diferença de potencial é mantida (Blinowska 2006).

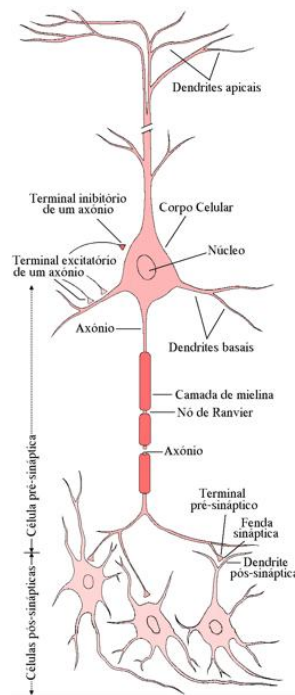


Figura 1-1- Estrutura de um neurônio (Silva 1998).

Como tal, analisando a figura 1-1, a actividade eléctrica dos neurónios manifesta-se pela geração de potenciais de acção quando a excitação eléctrica da membrana ultrapassa um determinado limiar e por potenciais pós-sinápticos (PPS) que são fenómenos subliminares. A geração de potenciais de acção está relacionada com um rápido aumento da permeabilidade aos iões  $\text{Na}^+$ . Através do seu fluxo para o interior da célula, há um aumento rápido do potencial no interior da célula e as mudanças de polaridade para  $+30\text{mV}$ . Então, um subsequente aumento da permeabilidade da membrana aos iões  $\text{K}^+$  e uma diminuição da permeabilidade aos iões  $\text{Na}^+$  faz com que o interior do neurónio possua novamente uma polaridade negativa em relação ao meio circundante. Desta forma, cria-se um potencial de acção com cerca de  $1\text{ms}$  e o neurónio apenas responde quando a excitação electrónica atinge o limiar (Blinowska 2006).

Os PPS estão relacionados com os fenómenos ocorridos na membrana pós-sináptica. Quando o potencial de acção é sentido na sinapse, segrega-se uma substância química denominada mediador ou transmissor que provoca uma alteração na permeabilidade da membrana pós-sináptica do neurónio seguinte. Assim, dá-se a condução de uma corrente de iões através da membrana criando-se uma diferença de potencial. Quando a negatividade no interior do neurónio é reduzida, a possibilidade do neurónio responder é maior e é gerado um potencial pós-sináptico excitatório (PPSE). Por sua vez, quando se aumenta a negatividade no interior do neurónio e este se torna hiperpolarizado, gera-se um potencial pós-sináptico inibitório (PPSI) (Blinowska 2006).

Em oposição aos potenciais de acção, as amplitudes dos PPS são proporcionais à quantidade de mediador segregado que depende da excitação do neurónio de entrada. Logo, os potenciais pós-sinápticos normalmente têm amplitudes entre  $5$  e  $10\text{mV}$  e um período de  $10$  a  $50\text{ms}$ . Com o intuito de se obter um limiar superior ao de excitação, as amplitudes de muitos potenciais pós-sinápticos têm que ser sobrepostas num neurónio (Blinowska 2006).

Em suma, a actividade eléctrica dos neurónios gera correntes ao longo da membrana celular nos espaços intra e extracelulares, produzindo um campo eléctrico (Blinowska 2006).

De facto, as células piramidais do córtex são, em grande parte paralelas e são sincronizadas devido à alimentação comum por conexões tálamo-corticais. A condição de sincronia é cumprida pelos PSP que são de duração relativamente longa, sendo insignificante a contribuição dos potenciais de acção para o campo eléctrico medido extracraniano. Assim, o registo EEG provem da soma de potenciais pós-sinápticos gerados de forma síncrona.

Os factores que influenciam a forma, amplitude e duração dos sinais EEG são (Shaul 1998):

- 1) distância do eléctrodo à fonte onde a corrente foi gerada;
- 2) duração dos sinais pós sinápticos;
- 3) número de potenciais pós sinápticos activos sincronizados;
- 4) orientação anatómica da camada de células piramidais que geram a corrente.

### **1.2.2 Tipos de Ritmos**

Os ritmos cerebrais distinguidos em EEG, descritos por ordem crescente de frequência são: delta (1 a 4 Hz), teta (4 a 8 Hz), alfa (8 a 13 Hz), beta (13 a 30 Hz) e ritmos gama quando a sua frequência é superior a 30 Hz (A. Subasi 2005).

O padrão de EEG varia de indivíduo para indivíduo, consoante o seu nível de alerta, estado físico e sexo, condições neuro-patológicas, distúrbios metabólicos e presença de drogas (Penzel 2006). De forma sumariada efectua-se uma breve descrição dos ritmos acima supra citados (Tabela 1-1, Fig. 1-2 a 1-7).

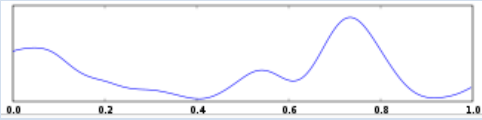
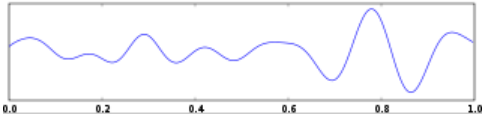
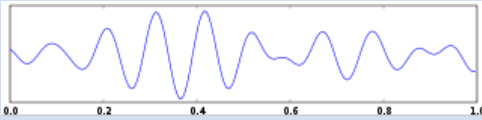
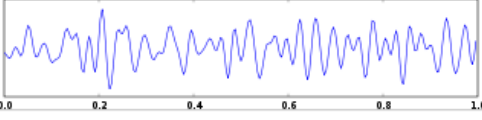
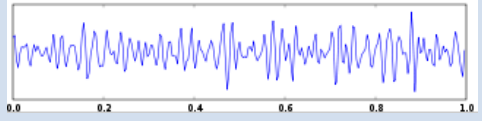
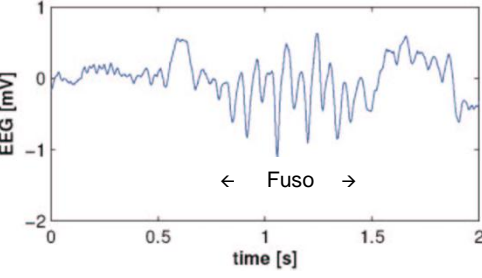
Ritmos	Características
<p><b>Delta (<math>\delta</math>)</b></p>  <p>Figura 1-2- Ritmos Delta (Gariepy 2011).</p>	<p>Geralmente têm a maior amplitude de todo o registo EEG (aproximadamente 300 <math>\mu</math>V) e uma frequência inferior a 4 Hz (E. N. Estrada 2004).</p>
<p><b>Teta (<math>\theta</math>)</b></p>  <p>Figura 1-3- Ritmos Teta (Gariepy 2011).</p>	<p>Têm uma amplitude inferior a 100 <math>\mu</math>V e uma frequência compreendida entre 4 e 8Hz (Susmakova 2008).</p>
<p><b>Alfa (<math>\alpha</math>)</b></p>  <p>Figura 1-4- Ritmos Alfa (Gariepy 2011).</p>	<p>Predominam quando um sujeito está acordado e registam-se principalmente nas regiões posteriores da cabeça. São mais facilmente observáveis quando um indivíduo se encontra de olhos fechados e relaxado, sendo atenuados pela atenção, especialmente visual ou pelo esforço mental. São gerados no córtex cerebral e possuem uma amplitude de 50 <math>\mu</math>V e uma frequência entre 8 e 13 Hz (Shaul 1998).</p>
<p><b>Beta (<math>\beta</math>)</b></p>  <p>Figura 1-5- Ritmos Beta (Gariepy 2011).</p>	<p>São características do estado de alerta e atenção focalizada. Registam-se nas regiões parietais e frontal e possuem uma frequência entre 13 e 30 Hz (Guyton 1996).</p>
<p><b>Gama (<math>\gamma</math>)</b></p>  <p>Figura 1-6- Ritmos Gama (Gariepy 2011).</p>	<p>Estão relacionados com o processamento de informação e activação dos movimentos voluntários. Possuem uma amplitude inferior a 2 <math>\mu</math>V e uma frequência superior a 30 Hz (Susmakova 2008).</p>
<p><b>Fusos</b></p>  <p>Figura 1-7- Fusos (adaptado de Latka 2005).</p>	<p>São ondas aproximadamente sinusoidais que aumentam e de seguida diminuem a sua amplitude. Têm uma duração entre 0.5 e 2s e uma frequência entre 10.5 e 16 Hz ocorrendo com uma maior densidade no estado 2 do sono NREM (Hupponen 2007).</p>

Tabela 1-1- Ritmos Cerebrais (Fig.1-2 -1.6 com eixos horizontais em segundos e eixos verticais em valor relativo).

### 1.2.3 Sistema Internacional 10/20

Desde os primeiros registos electroencefalográficos humanos efectuados por Hans Berg através do uso de 2 eléctrodos aplicados à frente e atrás do crânio, variados sistemas de colocação de eléctrodos foram surgindo (Ebersole 2003). De forma a uniformizar o posicionamento dos eléctrodos, em 1958 a Federação Internacional das Sociedades de Electroencefalografia e Neurofisiologia Clínica referenciou o Sistema 10/20 (Fig. 1-8) como padrão (Silva 1998).

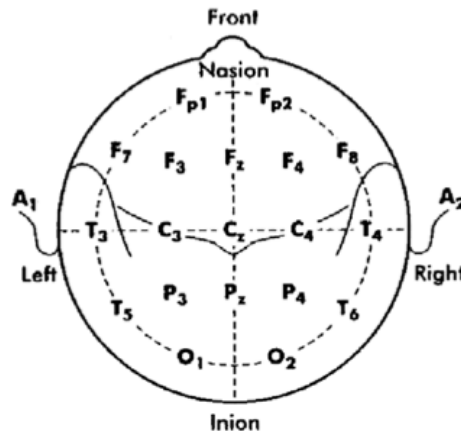


Figura 1-8- Sistema Internacional 10/20 (Gorur 2003).

Neste sistema são colocados 19 eléctrodos ao longo do escalpe craniano, sendo os eléctrodos distanciados entre eles 10% ou 20% da distância total entre o inion e o nasion passando pelo vértex (Penzel 2006).

Inicialmente, determina-se 10% da distância entre o nasion e o inion passando pelo vértex na linha média e marca-se a partir do nasion o ponto fronto-polar ( $F_p$ ) (Fig. 1-9). De seguida, segundo a mesma linha e direcção separados por 20% da distância total, marcam-se os pontos frontal (F), central (C), parietal (P) e occipital (O) (Silva 1998).

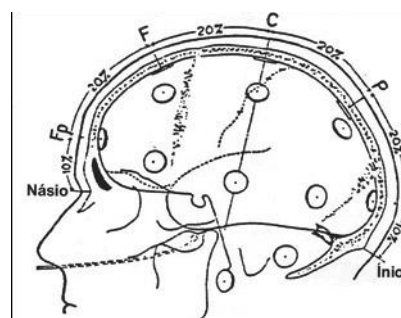


Figura 1-9- Esquema de colocação dos eléctrodos no plano sagital segundo o Sistema Internacional 10/20 (adaptado de Silva 1998).

Este procedimento repete-se para cortes coronais (Fig. 1-10) a partir dos pontos pré-auriculares e para cortes transversais (Fig. 1-11) a partir do inion e do nasion. Da intersecção destes cortes

surgem os pontos onde se colocam os eléctrodos fronto-polares ( $F_{p1}$  e  $F_{p2}$ ), frontais ( $F_3$ ,  $F_4$ ,  $F_7$ ,  $F_8$  e  $F_z$ ), temporais ( $T_3$ ,  $T_4$ ,  $T_5$  e  $T_6$ ), centrais ( $C_3$ ,  $C_4$  e  $C_z$ ), parietal ( $P_z$ ) e occipitais ( $O_1$  e  $O_2$ ). Para terminar, colocam-se os restantes eléctrodos frontais ( $F_3$  e  $F_4$ ) e parietais ( $P_4$  e  $P_4$ ) ao longo da linha coronal frontal e parietal, equidistantes entre a linha média e a linha temporal (Silva 1998).

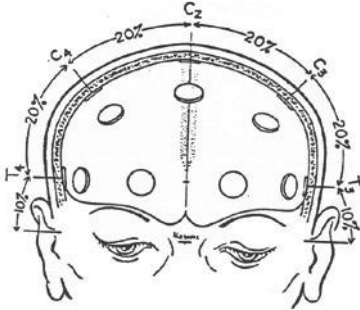


Figura 1-10- Esquema de colocação dos eléctrodos no plano coronal segundo o Sistema Internacional 10/20 (adaptado de Silva 1998).

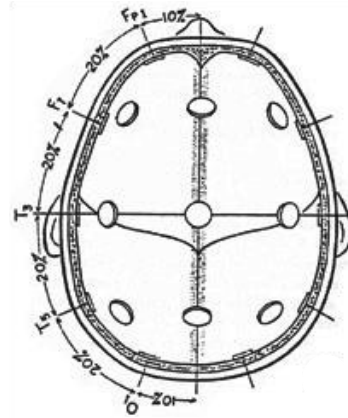


Figura 1-11- Esquema de colocação dos eléctrodos no plano axial segundo o Sistema Internacional 10/20 (adaptado de Silva 1998).

A escolha dos eléctrodos é discutível, sendo que estes devem ser colocados de forma a que seja possível observar a zona cerebral pretendida, minimizando a contribuição de ruído para o registo EEG. As estratégias de registo dos potenciais dividem-se em:

- montagens monopolares: as medidas de todos os eléctrodos são feitas com referência a um ou mais eléctrodos;
- montagens bipolares: a medida de cada canal é referente à diferença entre dois eléctrodos, geralmente adjacentes.

As montagens monopolares, apesar de serem aquelas que facilitam a comparação entre os registos, têm a desvantagem de nenhum eléctrodo ser suficientemente isento de actividade eléctrica. Assim, a escolha da referência como a média de dois eléctrodos colocados sobre as orelhas ou sobre os mentos é uma boa opção, ainda que haja sempre contaminação por actividade eléctrica (Silva 1998).

## 1.2.4 Wavelets

O registo do sinal EEG vem sempre constituído por artefactos devido ao movimento do paciente ou ao próprio sistema de aquisição de sinal. Este deverá ser tratado para que no instante em que seja observado por técnicos e médicos possam-se diferenciar os ritmos em função da sua frequência e amplitude e ainda interpretá-los.

A técnica mais conhecida de transformação do sinal do domínio do tempo para o domínio da frequência é a Transformada de Fourier (TF). A TF é uma ferramenta extremamente usual, uma vez que o conteúdo de frequência para muitos sinais é de extrema importância e as suas informações são divididas em diferentes frequências através de funções sinusoidais. No entanto, uma desvantagem desta técnica é a perda de informações referentes ao domínio do tempo. Assim, quando o sinal não possui variações no domínio do tempo (sinal estacionário), as informações perdidas na transformação do sinal utilizando a TF não são significativas (Arruda 2003). De modo a rectificar esta falha para sinais não estacionários, utiliza-se a Transformada *Wavelet*.

### 1.2.4.1 Análise Wavelet

A análise *Wavelet* permite intervalos de tempo longos, onde é necessária maior precisão na informação de baixa frequência e intervalos mais curtos para a análise de informação de alta frequência (Misiti 2009).

A *Wavelet* é uma forma de onda de duração limitada, com um valor médio igual a zero e com energia finita. Então, fazendo a analogia com a análise de Fourier que consiste em dividir um sinal em ondas sinusoidais (Fig. 1-12) de várias frequências, a análise *Wavelet* transforma um sinal em várias ondas modificadas da *Wavelet-mãe* (Misiti 2009).

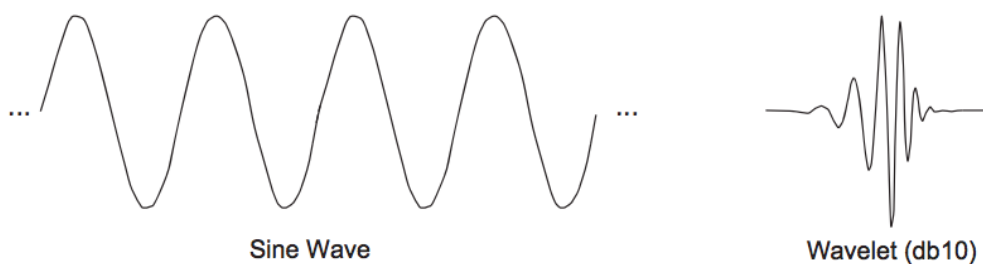


Figura 1-12- Função sinusoidal usada na TF e *Wavelet* (Misiti 2009).

De uma forma geral, a família de funções:

$$\Psi_{a,b}(x) = |a|^{-\frac{1}{2}} \psi\left(\frac{x-b}{a}\right) \quad a, b \in \mathfrak{R}, \quad a \neq 0 \quad (1-1)$$

onde a variável  $x$  pode corresponder a tempo ou espaço, geradas a partir de operações de dilatação (factor de escala  $a$ ) e translações (factor de escala  $b$ ) da mesma função  $\psi$  (*Wavelet-mãe*) denominam-se *Wavelets* (Arruda 2003).

No entanto, dever-se-á distinguir duas formas diferentes da transformada *Wavelet* (*TW*) (Arruda 2003):

- Transformada *Wavelet* Contínua (*TWC*): decompõe um sinal em função de uma variável contínua numa função de duas variáveis contínuas. Assim  $a$  e  $b$  assumem valores contínuos;
- Transformada *Wavelet* Discreta (*TWD*): decompõe um sinal discreto em diferentes níveis de resolução. Nesta transformada as variáveis  $a$  e  $b$  assumem valores discretos, sendo a Transformada *Wavelet Packet* (*TWP*) uma generalização deste conceito que será referida posteriormente no subcapítulo 2.4.

#### 1.2.4.2 Transformada *Wavelet* Contínua (*TWC*)

Como já foi anteriormente referido, o sinal EEG é um sinal não estacionário e devido a tal, é necessária uma ferramenta que rectifique a falha da TF. Logo, decidiu-se usar a Transformada *Wavelet* que é uma técnica de janelamento variável onde é utilizada uma janela de tempo maior para analisar frequências baixas, obtendo-se maior precisão. Contudo, é usada uma janela mais pequena para informações de alta frequência de forma a obter-se melhores resultados (Akin.M. 2002). Consequentemente, algumas pesquisas têm sido efectuadas para reconhecimento de um estado de alerta e vigília usando *Wavelet* (A. Subasi 2005, A. K. Subasi 2004).

A *TWC* de um sinal  $f(x)$ , considerando  $\psi(x)$  a *Wavelet-mãe*, é definida como (Arruda 2003):

$$TWC_{(a,b)} = |a|^{-\frac{1}{2}} \int_{-\infty}^{\infty} \psi\left(\frac{x-b}{a}\right) f(x) \cdot dx \quad (1-2)$$

sendo  $a$  e  $b$  os factores já citados anteriormente. O coeficiente  $TWC_{(a,b)}$  representa o quão bem se relaciona o sinal original  $f(x)$  com a *Wavelet-mãe*. Desta forma, o grupo de coeficientes  $TWC_{(a,b)}$  associados a um sinal particular é a representação da *Wavelet* do sinal original  $f(x)$  (Fig. 1-13) em relação à *Wavelet-mãe*  $\psi(x)$  (Arruda 2003).



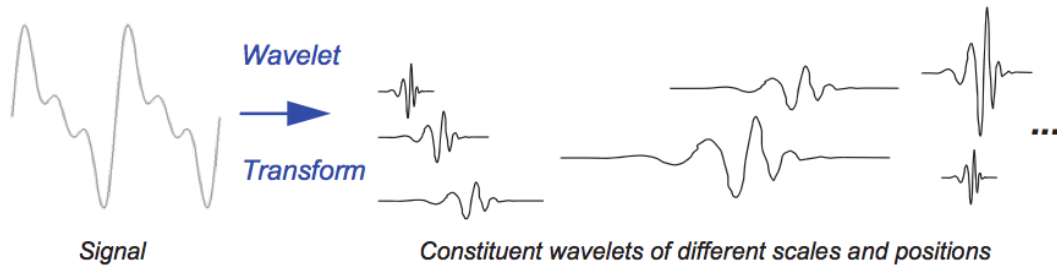


Figura 1-13- Representação de um sinal através de *Wavelets* com diferentes escalas e posições (Misiti 2009).

De evidenciar que se pode analisar a *Wavelet-mãe* como uma função janelada em que o factor de escala  $a$  e o tamanho da janela são dependentes, sendo que menores escalas implicam menores janelas (Arruda 2003).

Como já foi referido, as *Wavelet-filhas* derivam da *Wavelet-mãe* por factores de escala  $a$  e  $b$ . O factor de escala  $a$  (Fig.1-14) representa apenas dilatações ou contracções da *Wavelet-mãe* (Arruda 2003):

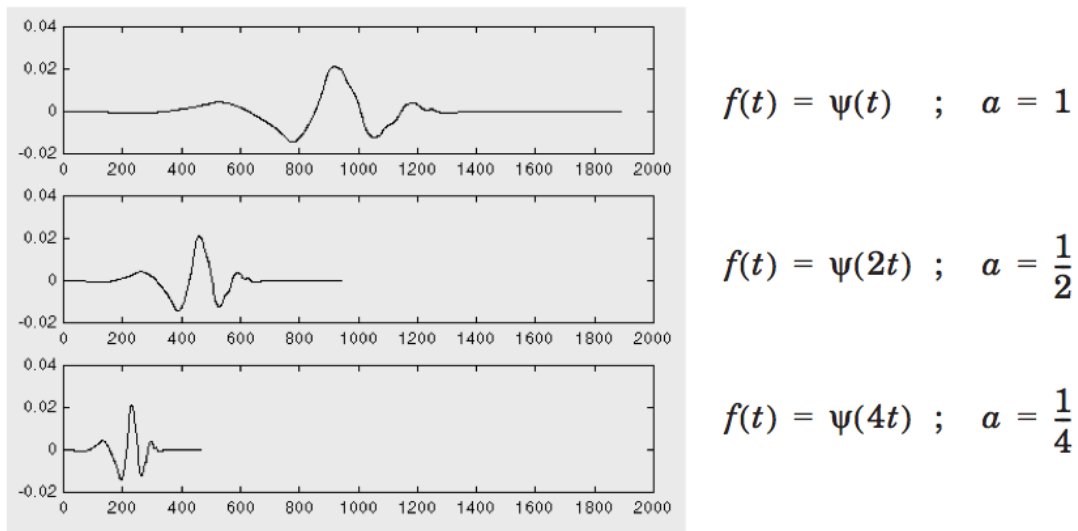


Figura 1-14- Factor de escala  $a$  na *Wavelet* (Misiti 2009).

Por observação da figura 1-14 conclui-se então que o valor de  $a$  está relacionado com a frequência do sinal da seguinte forma:

1. Baixa escala  $a \rightarrow$  *Wavelet* contraída  $\rightarrow$  detalhes que mudam rapidamente;
2. Alta escala  $a \rightarrow$  *Wavelet* dilatada  $\rightarrow$  detalhes que mudam lentamente.

Em relação ao factor de escala  $b$ , este efectua apenas um adiantamento ou um atraso em relação ao eixo das abcissas (Fig. 1-15). Assim, ao efectuar-se uma translação de  $k$  unidades à função  $\psi(t)$ , obtém-se a função representada por  $\psi(k-t)$  (Misiti 2009):

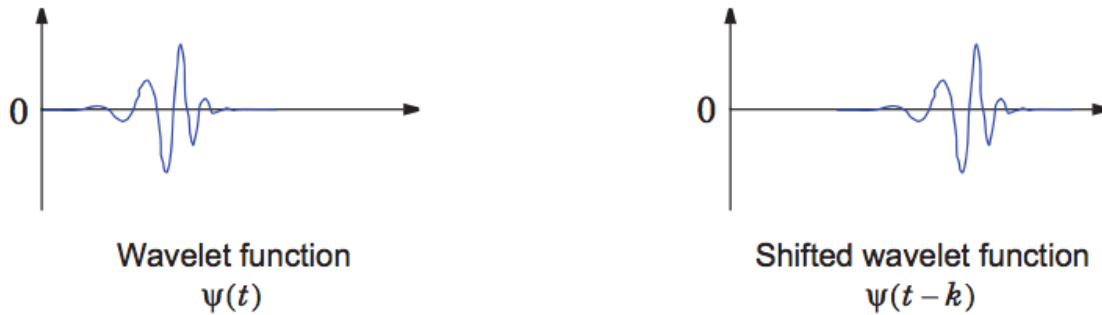


Figura 1-15- Factor de escala  $b$  na *Wavelet* (Misiti 2009).

Assim, a *TWC* é o somatório ao longo de todo o intervalo de tempo do sinal multiplicado pelas *Wavelet-filhas*, as quais variam no factor de escala e posição em relação à *Wavelet-mãe*. Este processo origina coeficientes *Wavelet* ( $C$ ) que são funções de escala e posição (Misiti 2009):

$$C(\text{escala, posição}) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)\psi(\text{escala, posição, } t)dt \quad (1-3)$$

De tal forma, a formação da *TWC* pode ser descrita da seguinte forma (Misiti 2009):

1. Escolhe-se uma *Wavelet-mãe* e compara-se com o sinal no seu início;
2. Calcula-se  $C$  que está dependente da relação existente entre a *Wavelet* e a secção do sinal. Assim, quanto maior for  $C$  (Fig. 1-16) mais semelhantes serão:

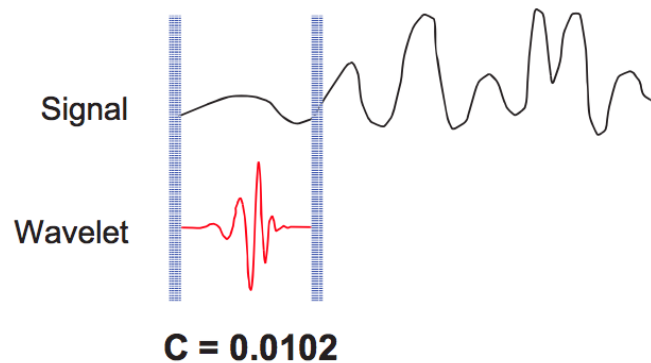


Figura 1-16- Cálculo do coeficiente *Wavelet* ( $C$ ) (Misiti 2009).

3. Translaciona-se a *Wavelet* para a direita (Fig. 1-17) e repetem-se os passos 1 e 2:

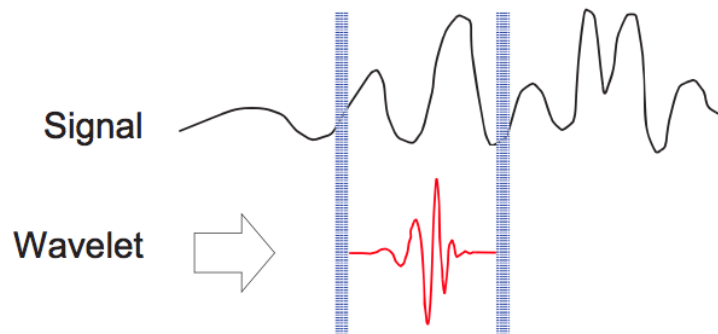


Figura 1-17- Translação da função *Wavelet* (Misiti 2009).

4. Dilata-se a *Wavelet* e repetem-se os passos 1,2,3 calculando-se assim novos coeficientes (Fig. 1-18):

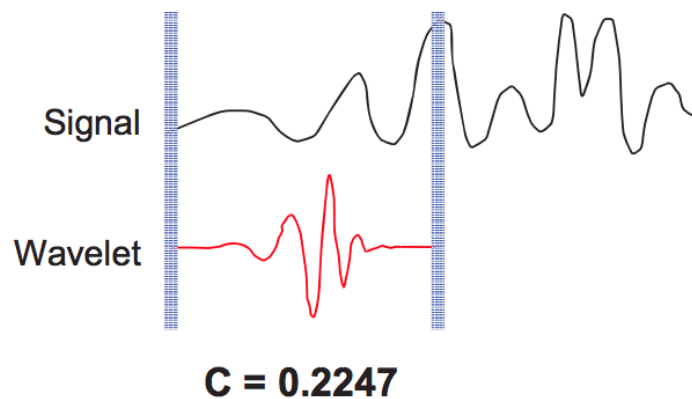


Figura 1-18- Dilatação da *Wavelet* e novo cálculo do coeficiente *Wavelet* (C) (Misiti 2009).

5. Repetem-se os processos de 1 a 4 para todas as novas escalas.

Quando todo este processo estiver finalizado, ter-se-ão os coeficientes  $C$  para diferentes *Wavelet-filhas* (Misiti, et al. 2009).

### 1.2.4.3 Transformada *Wavelet* Discreta (TWD)

Como já foi referido anteriormente e tendo em conta a equação (1-1), para se obter *TWD*,  $a$  e  $b$  serão restritos apenas a valores discretos. Assim sendo, pode-se exprimir  $a = a_0^m$ ,  $m \in \mathbb{Z}$ , sendo  $a_0 \neq 1$  para que o factor dilatação tenha efeito na *Wavelet-mãe* (Arruda 2003).

Inicialmente é necessário haver uma translação no domínio do tempo, de forma a que ao ser amostrada a função  $f(x)$  no domínio da *TW* para os parâmetros  $a$  e  $b$  se possa reconstruir a função  $f(x)$  a partir da função  $TWD_{(a,b)}(f)$ , com a menor redundância possível. Devido ao facto de a largura

da *Wavelet* alterar-se com a mudança de escala, é necessário correlacionar-se as discretizações dos factores  $a$  e  $b$  (Arruda 2003).

Então, tomando partido da propriedade das *Wavelets* que é a invariância sob mudança de escala (factor  $a$ ), isto é, ao modificar-se a escala  $a$  da função  $f$  e simultaneamente alterar-se a escala de variação da função  $f$  pelo mesmo factor, a forma da *Wavelets* não se modifica (Arruda 2003):

$$f_{a_0}(x) = a_0^{-\frac{1}{2}} f\left(\frac{x}{a_0}\right) \quad (1-4)$$

obtendo-se

$$TWC_{(a_0 a, a_0 b)}(f) = TWC_{(a, b)}(f) \quad (1-5)$$

Para se cumprir o objectivo é assim necessário incrementar o factor  $b$  com o factor de escala  $a_0$ . Assim, quando se altera da escala  $a^m = a_0^m$  para a escala  $a^{m+1} = a_0^{m+1}$ , pode-se desta forma escolher um factor  $b_0$  e ainda definir-se o intervalo de variação de translação  $\Delta b = a_0^m b_0$ . Então, para cada escala  $a_0^m$  a translação discretizada é (Arruda 2003):

$$b_{m, n} = n a_0^m b_0, \quad n \in \mathbb{Z} \quad (1-6)$$

Assim, a discretização em translação e escala é definida por:

$$\Delta_{a_0, b_0} = \{(a_0^m, n a_0^m b_0), \quad m, n \in \mathbb{Z}\} \quad (1-7)$$

A discretização da *TW*,  $TWC_{(a, b)} f(x) = \langle f, \psi_{(a, b)}(x) \rangle$ , para os factores de translação e de escala é dada por:

$$TWD_{(m, n)} f(x) = \langle f, \psi_{(m, n)}(x) \rangle \quad (1-8)$$

onde

$$\psi_{(m, n)}(x) = \psi_{(a_0^m, n a_0^m b_0)}(x) = a_0^{-\frac{m}{2}} \cdot \psi(a_0^m x - n b_0) \quad (1-9)$$

e sendo assim:

$$TWD_{(m, n)} = |a_0^m|^{-\frac{1}{2}} \sum_n \psi\left(\frac{x - n b_0 a_0^m}{a_0^m}\right) f(n) \quad (1-10)$$

onde  $\psi$  é a *Wavelet-mãe* e os parâmetros  $a$  e  $b$  relativos a função *TWC* são funções de  $m$  e  $n$  tal que  $a = a_0^m$  e  $b = n b_0 a_0^m$  (Arruda 2003).

Devido à dificuldade a nível de cálculo e ao dispêndio de tempo, a *TWD* é implementada por uma sequência de filtragens digitais sobre o sinal original. Os filtros usados para esta filtragem são

chamados *Quadrature filter* (Fig. 1-19) e têm como característica filtrar e decimar o sinal. Assim, o sinal passa por um filtro passa baixo (H), que gera o coeficiente de detalhe (D) e passará igualmente por um filtro passa alto (G) que, por sua vez, gera um coeficiente de aproximação (A) (Gomes 2010).

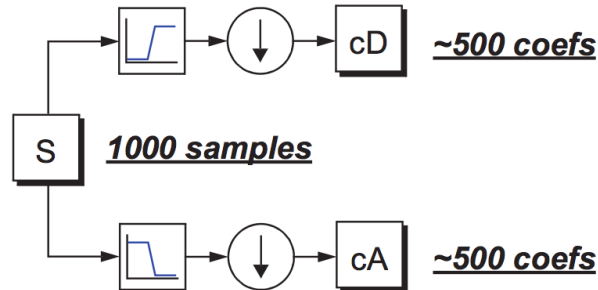


Figura 1-19- Processo de filtragem e decimação (Misiti 2009).

#### 1.2.4.4 Filtragem através de Análise Multi-Resolução

A análise *Wavelet* refere-se frequentemente a aproximações e detalhes. As aproximações relacionam-se com escala-alta e componentes de frequência baixa do sinal e os detalhes são de baixa escala actuando nas componentes de frequência alta do sinal (Misiti 2009).

Então, tendo em conta as aproximações e os detalhes, a *TWD* pode ser descrita como a implementação de vários filtros não uniformes, com melhor resolução em frequência para baixas frequências e melhor resolução em tempo para altas frequências. Na *TWD* (Fig. 1-20) o sinal é dividido em coeficientes de aproximação e detalhes (Cardoso 2010).

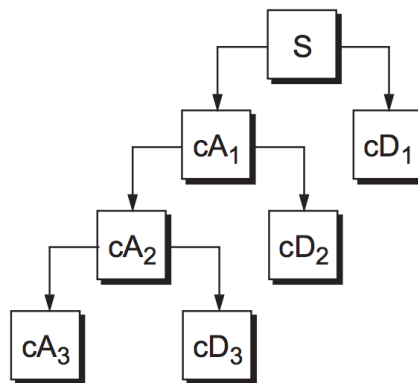


Figura 1-20- Árvore de decomposição da *TWD* (Misiti 2009).

Analisando a figura 1-20, o sinal original (S) irá passar através de dois filtros complementares que fornecem como saídas dois sinais, cada qual constituído por metade das amostras do sinal antecedente (Arruda 2003). Os coeficientes  $cA_i$  são os de aproximação e os  $cD_i$  de detalhe. Posto isto, o sinal original ao fim do primeiro nível da árvore de decomposição de coeficientes será

constituído por dois sinais, cada um deles com metade das amostras do sinal original. Ao iterar-se todo este processo, vai-se ganhando resolução temporal a nível dos detalhes e perdendo-se resolução temporal ao nível das aproximações, ganhando-se resolução na frequência (Cardoso 2010).

Analisando a árvore de decomposição, poder-se-á perceber que o processo de iteração e aparecimento de um novo nível pode ocorrer até que o detalhe consista em somente uma amostra. Na prática, seleccionam-se um número de decomposições necessárias limitado pela frequência do sinal a ser analisado (Arruda 2003).

## 1.3 Sono

O sono é definido como um estado inconsciente, a partir do qual uma pessoa pode ser despertada por estímulos sensoriais ou outros. Este é distinguível do coma, já que neste estado não é possível despertar uma pessoa. Contudo, existem múltiplos estados do sono, tendo evoluído a sua classificação ao longo dos anos como será referido na secção 1.3.1 (Guyton 1996).

A maioria dos conhecimentos do sono obteve-se através da polissomnografia, onde é mostrada uma sucessão de ondas cerebrais e cíclicas de diferentes amplitudes e frequências, movimentos oculares e mudanças de tónus muscular. Estes dados são usados para classificar o sono por estados (M. J. Souza 2005).

A classificação do sono é então efectuada com base na visualização do sinal EEG, EMG e EOG, dividindo a sua gravação em épocas de 30 segundos e rotulando-se cada época como um estado. No caso de estarem presentes características de mais do que um estado numa época, opta-se por classificar tal época com o estado que é mais representativo da época, ou seja, aquele em que são presentes mais características durante mais tempo (Iber 2007).

### 1.3.1 Classificação do Sono em Estados

A classificação dos estados do sono é normalmente efectuada com base nas regras de Rechtschaffen and Kales (Rechtschaffen 1968). A primeira classificação proposta por Loomis *et al.* (Lomis 1937) foi revista após a descoberta do estado R do sono. A terminologia usada actualmente foi proposta por Aserinsky and Kleitman, enfatizando-se duas formas de estados do sono: sono NREM e sono REM (Niedermeyer 2005).

Assim, a classificação usada actualmente e revista em 2007 (Iber 2007) classifica o sono em (Tabela 1-2, Fig. 1-21 a 1-25):

Sono	Características
<p data-bbox="288 331 520 360">Estado Acordado (W)</p>  <p data-bbox="225 526 528 577">Figura 1-21- Estado W (Gorur 2003).</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Ritmo alfa na região occipital atenuado com a abertura dos olhos;</li> <li>✓ Movimento ocular vertical a uma frequência entre 0.5 e 2 Hz e independente da abertura dos olhos;</li> <li>✓ Movimento lento dos olhos seguido de um brusco movimento na direção oposta;</li> <li>✓ Movimento rápido dos olhos (REM) conjugado e irregular com uma deflexão inicial inferior a 500 ms;</li> <li>✓ EMG do queixo é de amplitude variável, sendo a mais elevada de todos os estados.</li> </ul>
<p data-bbox="236 734 571 763">Estado N1 (estado não REM 1)</p>  <p data-bbox="225 882 528 934">Figura 1-22- Estado N1 (Gorur 2003).</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Movimento lento dos olhos (SEM) conjugado e regular, associado a um movimento sinusoidal com uma deflexão inicial superior a 500 ms;</li> <li>✓ Ritmos EEG de várias frequências simultâneas (predominantemente teta);</li> <li>✓ Ondas agudas Vértex (Ondas V): ondas com duração inferior a 0.5 s e forma de dente de serrate.</li> </ul>
<p data-bbox="236 1032 571 1061">Estado N2 (estado não REM 2)</p>  <p data-bbox="225 1189 528 1240">Figura 1-23- Estado N2 (Gorur 2003).</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Complexos K: porção de onda bem delineada que aumenta a sua amplitude no sentido positivo precedida de uma diminuição da componente positiva, com uma duração superior a 0.5 s;</li> <li>✓ Fusos do sono;</li> <li>✓ EMG do queixo é de amplitude variável mas normalmente inferior à do estado W, podendo mesmo atingir valores semelhantes aos registados no estado R.</li> </ul>
<p data-bbox="236 1323 571 1352">Estado N3 (estado não REM 3)</p>  <p data-bbox="225 1503 528 1554">Figura 1-24- Estado N3 (Gorur 2003).</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Ritmos delta com uma amplitude pico-a-pico superior a 75 <math>\mu</math>V medida na região frontal;</li> <li>✓ EMG do queixo é de amplitude variável, frequentemente inferior à do estado N2 e usualmente com um valor próximo dos valores registados no estado R.</li> </ul>
<p data-bbox="352 1626 456 1655">Estado R</p>  <p data-bbox="225 1783 520 1834">Figura 1-25- Estado R (Gorur 2003).</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Movimento conjugado irregular e acentuado rápido dos olhos com uma deflexão inicial de duração inferior a 500 ms, denominado movimento rápido dos olhos.</li> <li>✓ EMG do queixo tem usualmente o registo mais baixo de uma noite inteira;</li> <li>✓ Ondas com a forma dente de serrate ou triangulares com uma frequência entre 2 e 6Hz e uma amplitude máxima detectada na região central da cabeça, normalmente precedida de REM.</li> </ul>

Tabela 1-2- Características dos estados do sono (Iber 2007).

### 1.3.2 O Manual da AASM

A classificação do sono é feita de acordo com as regras do manual de classificação do sono da *American Academy of Sleep Medicine* (AASM) (Iber 2007), que é baseado no manual *Rechtschaffen and Kales* (R&K) (Rechtschaffen 1968). Como tal, a classificação visual do sono é efectuada tendo em conta 3 sinais fisiológicos: o EEG, o EOG e o EMG do queixo (Fig. 1-26).

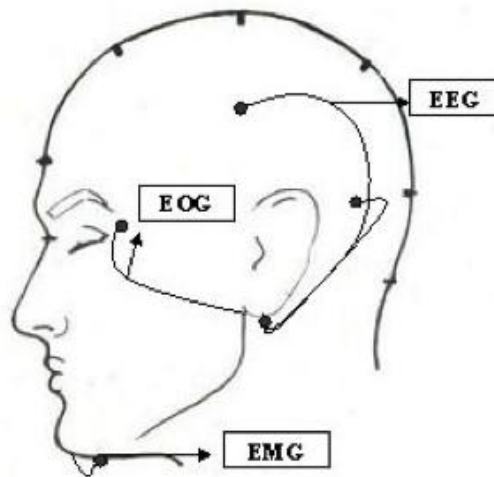


Figura 1-26- Parâmetros essenciais para a classificação visual do sono por estados: EOG, EEG e EMG. Sinal EEG e EOG referenciados em relação ao sinal do eléctrodo A<sub>1</sub> (Fernandes 2006).

#### 1.3.2.1 Especificações Técnicas para Classificação Visual do Sono

Para além das regras para classificação do sono estarem presentes no manual de referência da AASM (Iber 2007), também a forma como é efectuada a colocação dos eléctrodos e os sinais a registar informação estão definidos.

##### ✓ EEG

As derivações recomendadas para aquisição de sinal são: F<sub>4</sub>-M<sub>1</sub>, C<sub>4</sub>-M<sub>1</sub> e O<sub>2</sub>-M<sub>1</sub> e além destes eléctrodos, devem ainda ser colocados: F<sub>3</sub>, C<sub>3</sub>, O<sub>1</sub> e M<sub>2</sub> (Fig. 1-27). Assim é capaz de se obter os sinais F<sub>3</sub>-M<sub>2</sub>, C<sub>3</sub>-M<sub>2</sub> e O<sub>1</sub>-M<sub>2</sub> caso as derivações iniciais não estejam funcionais.



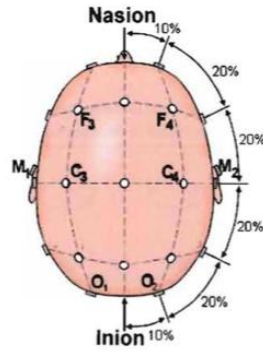


Figura 1-27- Derivações recomendadas para aquisição do sinal EEG para a classificação do sono (Iber 2007).

Outras possíveis derivações aceitáveis são:  $F_z-C_z$ ,  $C_z-O_z$ ,  $C_4-M_1$  (Fig. 1-28) e tendo em conta os eléctrodos de reserva será possível efectuar as substituições de  $F_{pz}$  por  $F_z$ ,  $C_3$  por  $C_z$  ou  $C_4$ ,  $O_1$  por  $O_z$  e  $M_2$  por  $M_1$ .

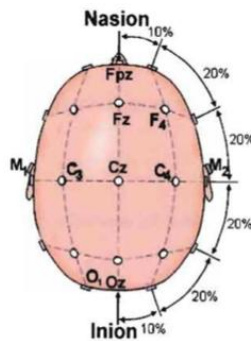


Figura 1-28- Derivações aceitáveis para aquisição do sinal EEG para a classificação do sono (Iber 2007).

De evidenciar que a colocação dos eléctrodos é determinada pelo Sistema Internacional 10/20, referindo-se o  $M_1$  e o  $M_2$  aos eléctrodos colocados no mastóide esquerdo e direito.

✓ *EOG*

As derivações recomendadas para o EOG são:  $E_1-M_2$ ,  $E_2-M_2$ , sendo  $E_1$  colocado 1 cm acima do olho direito e  $E_2$  1cm abaixo do olho esquerdo (Fig. 1-29). Ainda existem outras derivações aceitáveis que são:  $E_1-F_{pz}$  e  $E_2-F_{pz}$ , sendo  $E_1$  e  $E_2$  colocados abaixo 1 cm dos olhos esquerdo e direito (Fig. 1-30).

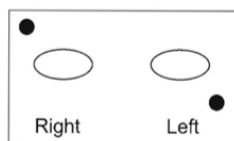


Figura 1-29- Colocação recomendada dos eléctrodos para aquisição do sinal EOG para a classificação do sono (Iber 2007).

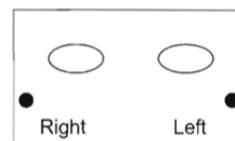


Figura 1-30- Colocação aceitável dos eléctrodos para aquisição do sinal EOG para a classificação do sono (Iber 2007)

✓ *EMG*

Os 3 eléctrodos utilizados na EMG deverão ser dispostos de forma a gravar o sinal EMG:

- um na linha central 1 cm acima da borda inferior da mandíbula;
- um 2 cm acima da extremidade inferior da mandíbula e 2 cm à direita da linha média;
- um 2 cm abaixo da linha inferior da mandíbula e 2 cm à esquerda da linha média.

A derivação EMG *standard* consiste em referenciar um dos eléctrodos colocados na zona inferior à mandíbula em relação ao eléctrodo colocado acima da borda inferior da mandíbula. O outro eléctrodo é apenas de reserva, garantindo-se assim uma visualização contínua do sinal EMG caso um dos eléctrodos tenha o seu funcionamento deteriorado (Fig. 1-31).

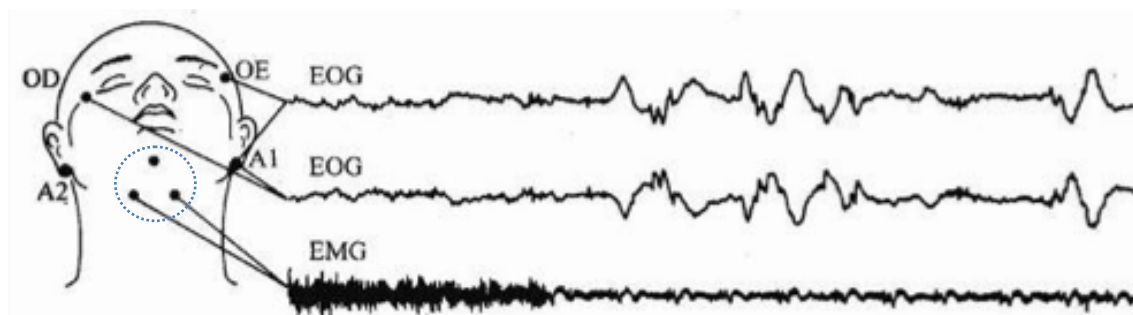


Figura 1-31- EOG referenciado em relação ao sinal do eléctrodo A<sub>1</sub> e EMG (adaptado de R. Souza 2009).

### 1.3.2.2 Regras de Classificação

A classificação do sono é feita por técnicos Cardiopneumologistas por inspecção visual. De acordo com as características de cada época, estes classificam a época em estudo de acordo com as regras do manual da AASM.

✓ *Estado W*

Uma época é assinalada como estado W, quando mais de 50% da época possui ritmo alfa na região occipital. Caso não seja possível observar a presença de ritmos alfa, considera-se então estado W quando há um piscar de olhos com uma frequência compreendida entre 0.5 e 2 Hz ou um movimento lento seguido de um rápido na direcção contrária, ou ainda REM associado a um tónus muscular normal ou elevado do queixo.

Apesar do sinal EOG possuir as características supra citadas, quando começa a predominar a sonolência, a frequência do piscar de olhos diminui sendo substituído por SEM, mesmo na presença contínua de ritmo alfa.

De notar ainda que outras características poderão estar presentes neste estado, pois ele incorpora o estado de alerta até aos estados leves de sonolência. Assim, podem ser visíveis propriedades fisiológicas e electrofisiológicas de sonolência que começam neste estado e prosseguem durante o estado N1.

✓ *Estado N1*

Caso ainda seja detectável ritmo alfa proveniente do estado W, uma época é marcada como estado N1 quando este é substituído e atenuado por um sinal de amplitude inferior e frequência mista durante um período superior a 50% da época. No caso de não estar presente ritmo alfa, então define-se como estado N1 quando se está na presença de algum dos seguintes fenómenos:

1. Sinal EEG com uma frequência compreendida entre 4 e 7Hz (ritmos teta) misturada com frequências superiores a 1Hz;
2. Ondas V;
3. SEM.

✓ *Estado N2*

Para este estado, ao contrário dos anteriores, estão definidas regras para marcar o seu início, continuação e fim (Fig. 1-32). Para uma total percepção da figura 1-32 e das seguintes, é necessário compreender a definição de despertar e grande movimento do corpo (MBM).

Assim a nível visual, define-se que há um despertar quando existe um aumento repentino da frequência do sinal EEG. Neste aumento incluem-se ondas alfa, teta e/ou frequências superiores a 16 Hz (excepto fusos) durante no mínimo 3 s, tendo-se registado pelo menos 10 s de sono estável anteriormente ao aparecimento desta mudança brusca.

O grande movimento do corpo é visível devido à presença de artefactos musculares ou de movimentos que impossibilitam a visualização do sinal EEG por um período superior a meia época, não sendo assim possível a classificação dessa época. Algumas regras para rotular esta época de acordo com a classificação do sono encontram-se redigidas:

1. Na presença de ritmo alfa num período inferior a metade da época, classifica-se como estado W;
2. Na ausência de ritmo alfa, mas a época antecedente ou precedente seja um estado W, classifica-se como estado W;
3. Por outros motivos, atribui-se à época em questão o estado da época precedente a esta.

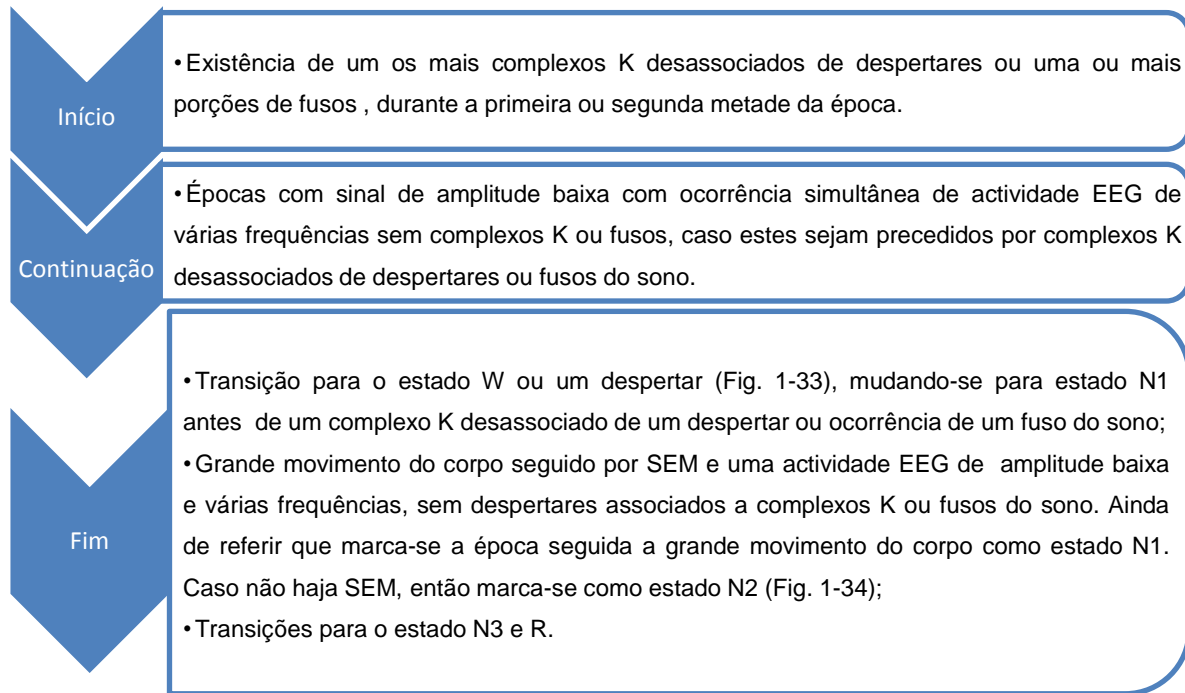


Figura 1-32- Regras de classificação de uma época do sono como estado N2 (Iber 2007).

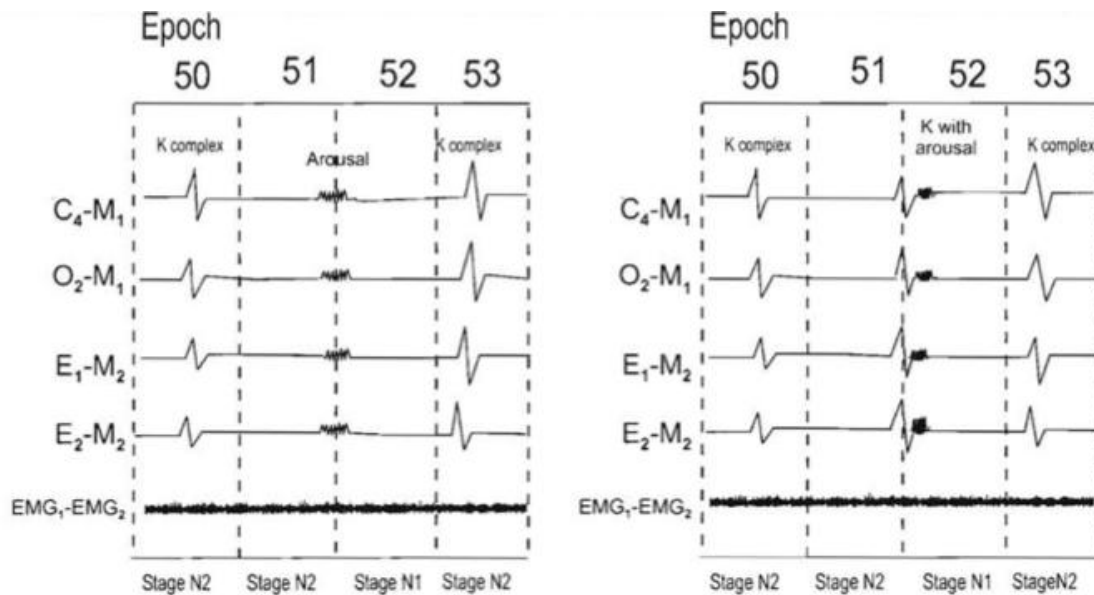


Figura 1-33- Despertar desassociado de complexos K e associado a complexos K (Iber 2007).

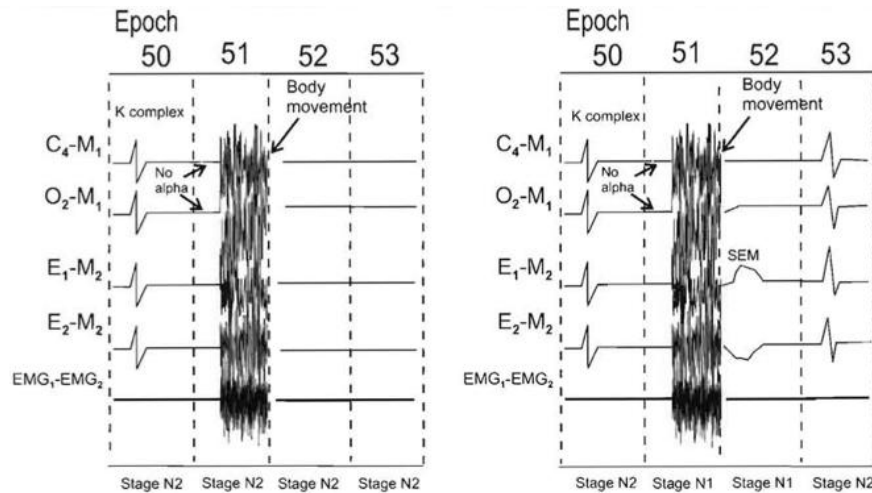


Figura 1-34- Grande movimento do corpo desassociado do SEM e associado ao SEM (Iber 2007).

✓ *Estado N3*

Uma época considera-se como estando no estado N3, quando 20% ou mais desta consiste em um sinal EEG de actividade lenta (ritmos delta). Ainda de salientar é a possível presença de fusos.

✓ *Estado R*

A total compreensão da classificação do sono a nível deste estado pode ser vista na figura 1-35. Tal como no estado N2, existem regras para iniciar a marcação de uma época, continuar e finalizá-la.

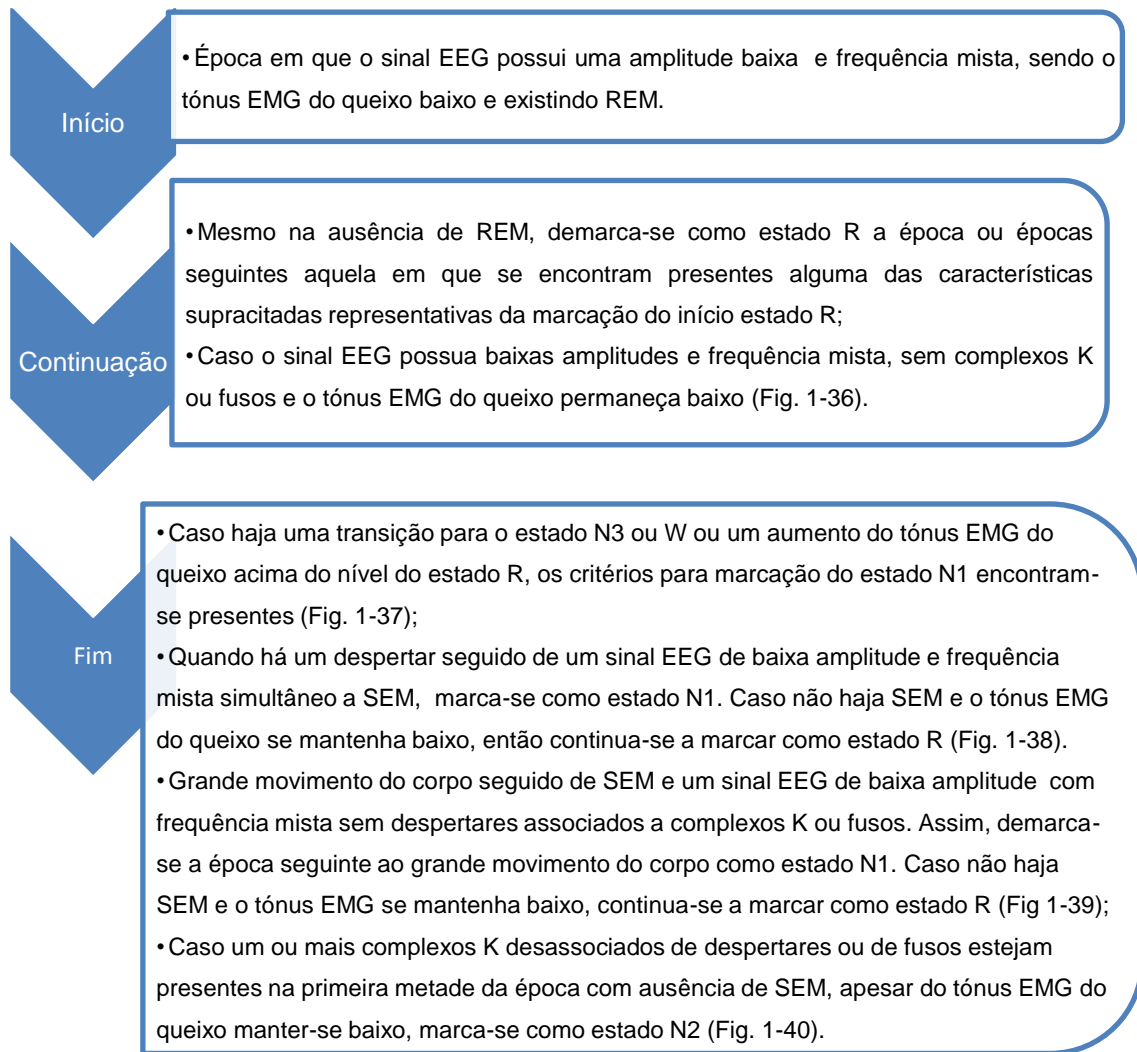


Figura 1-35- Regras para classificação de uma época do sono como estado R (Iber 2007).

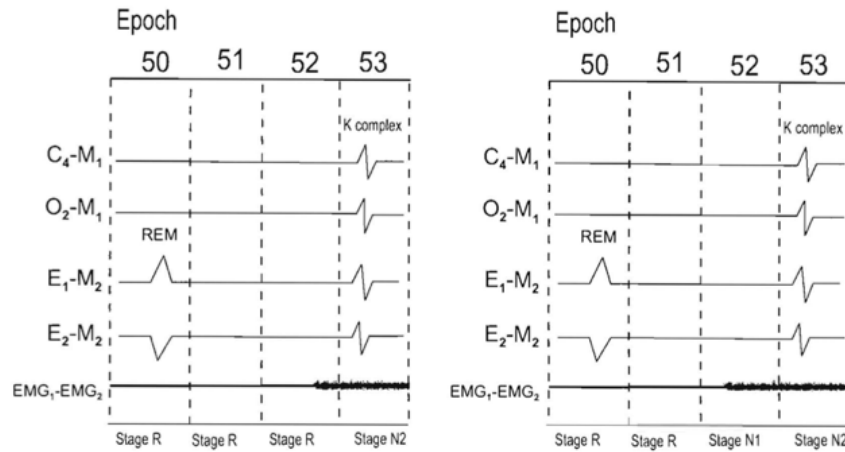


Figura 1-36- Continuação da marcação de uma época como estado R na ausência de REM, mas com a presença de sinal EEG de amplitude baixa e frequência mista sem complexos K e fusos, e ainda mantendo-se o tónus EMG do queixo baixo (Iber 2007).

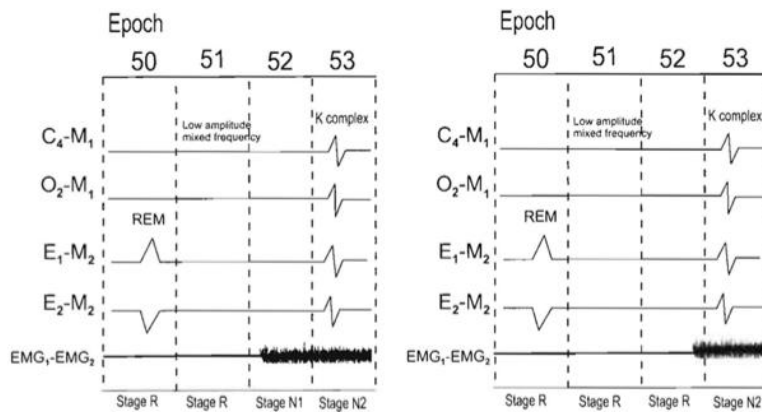


Figura 1-37- Fim da marcação de uma época como estado R quando há um aumento do tónus EMG do queixo acima do nível do estado R, marcando-se como estado N1 (Iber 2007).

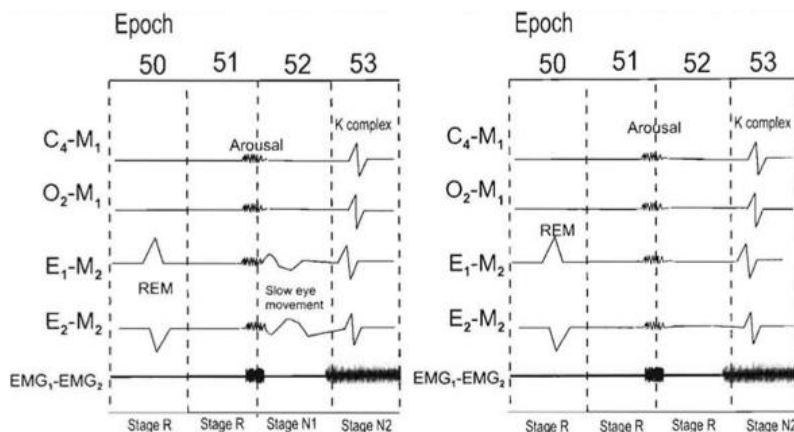


Figura 1-38- Final da marcação de uma época como estado R devido a um despertar seguido de um sinal de EEG de baixa amplitude e frequência mista e SEM, marcando-se como estado N1 (Iber 2007).

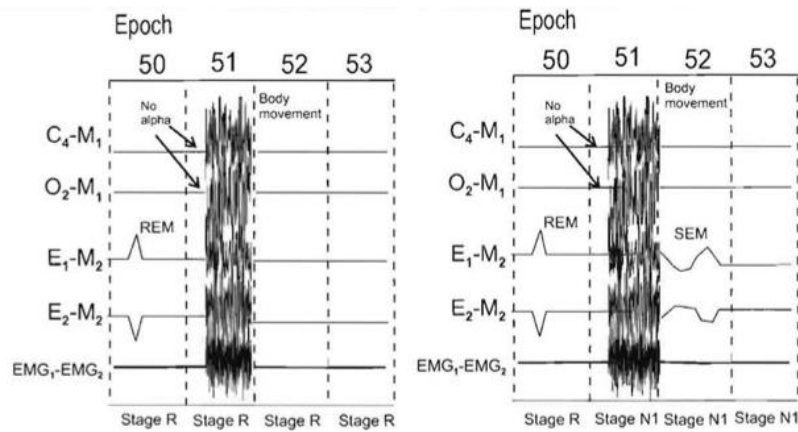


Figura 1-39- Fim da marcação de uma época como estado R devido a grande movimento do corpo, seguido de SEM e um sinal EEG de baixa amplitude com frequência mista sem despertares associados a complexos K ou fusos (Iber 2007).

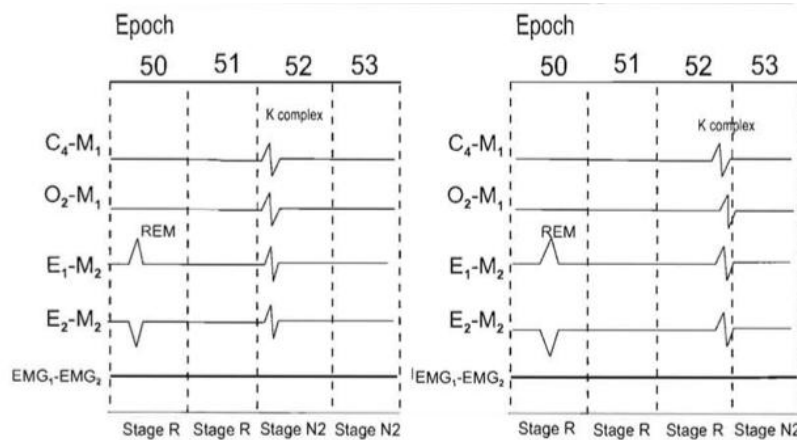


Figura 1-40- Fim da marcação da época como estado R, caso um ou mais complexos K desassociados de despertares ou de fusos estejam presentes na primeira metade da época com ausência de REM (Iber 2007).

Ainda a nível deste estado, as épocas de transição entre estado N2 e R que são claramente definidas como tal, são classificados como estado R quando há uma queda distinta no EMG do queixo na primeira metade da época para o nível visível presente no estado R. Tal acontece mesmo na ausência de REM, caso não existam complexos K desassociados de despertares e ausência de fusos do sono (Fig. 1-41).



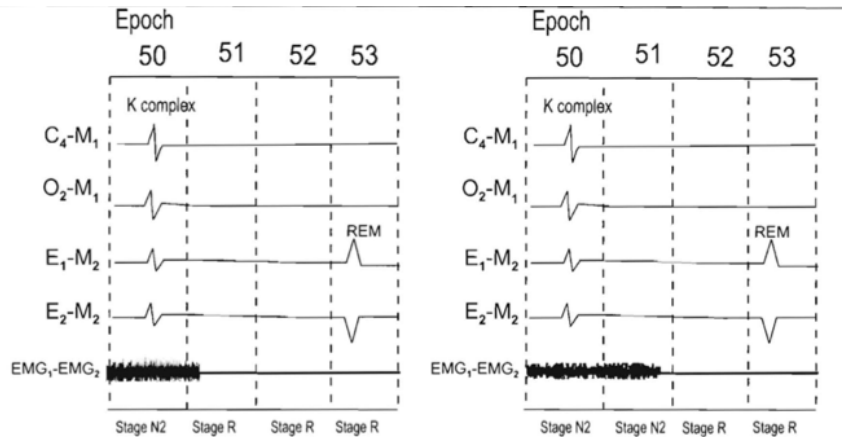


Figura 1-41- Marcação de uma época como estado R devido à ausência de complexos K desassociados de despertares e fusos do sono, mesmo na ausência de REM (Iber 2007).

Então, prosseguindo o critério de marcação de épocas intermédias entre outras claramente definidas como estado N2 e estado R, demarca-se uma época como estado N2 quando se está na presença de um sinal EMG do queixo na primeira metade da época ao nível visto no estado R. Tal marcação só é efectuada caso existam complexos K desassociados de despertares ou fusos e ausência de REM (Fig. 1-42 A).

Finalmente, classifica-se uma época como estado R caso esta esteja entre épocas consideradas como estado N2 com um tónus EMG do queixo mínimo e estado REM bem definido, sem uma grande queda no tónus EMG do queixo e caso não existam complexos K desassociados de despertares e ausência de fusos. Tais acontecimentos podem ocorrer mesmo na ausência de REM (Fig. 1-42 B).

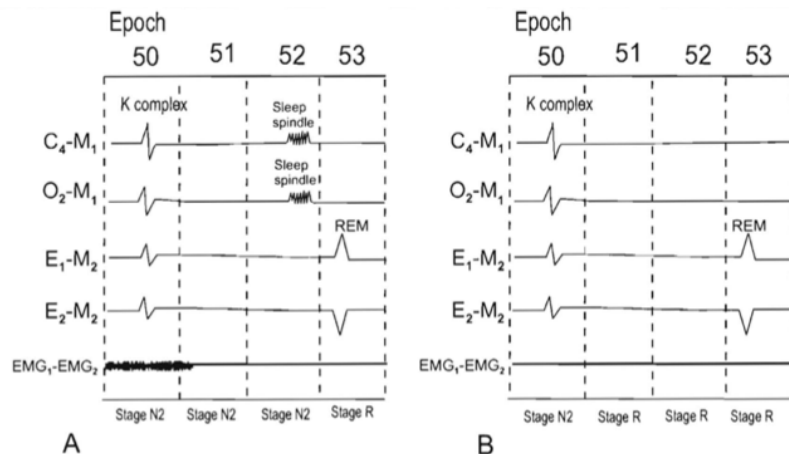


Figura 1-42- A- Marcação de uma época como estado R na presença de complexos K desassociados de despertares e fusos; B- Marcação de uma época como estado R na ausência de complexos K desassociados de despertares e fusos (Iber 2007).

### 1.3.3 Arquitectura do Sono

O sono possui um padrão que é constituído pela variação entre os estados R e NR. Cada ciclo, que vai desde o estado N1 até ao estado R demora entre 90 e 120 minutos, repetindo-se 5 a 6 vezes por noite. Em cada ciclo são despendidos cerca de 17 minutos no estado R e o resto do tempo nos estados NR. Dos restantes minutos, 8 minutos são passados no estado N1, 50 minutos no estado N2 e 15 minutos no estado N3 (Marcus 2009). Estes valores porém variam com a idade, como é possível verificar na figura 1-43, sendo que o tempo despendido no estado R é cada vez menor em relação ao tempo total de sono.

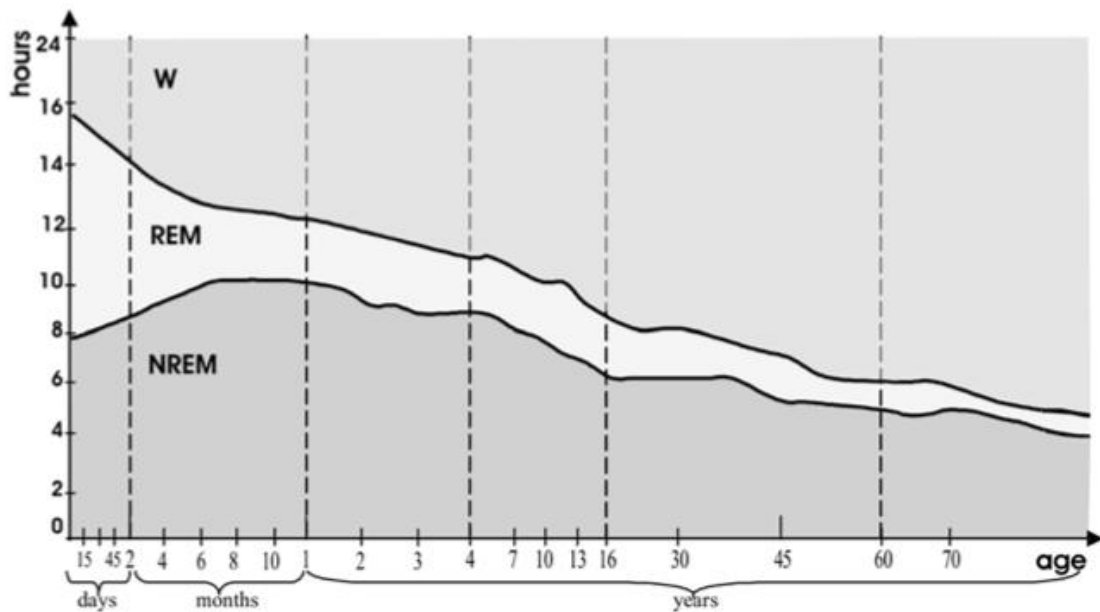


Figura 1-43- Variação de um ciclo do sono com a idade (Gorur 2003).

### 1.3.4 Importância Clínica

Nos últimos anos houve um grande interesse para encontrar marcadores biológicos de diferentes doenças neurológicas e transtornos psiquiátricos. No início da gravação de registos electroencefalográficos demonstrou-se que a demência e outros distúrbios neurológicos deixam assinaturas características no sinal EEG (Petit 2004).

Logo, sendo o sono um processo fisiológico com uma estrutura bem organizada, é visto como uma ferramenta fundamental no diagnóstico e investigação de distúrbios neurológicos (Petit 2004).

Na tabela 1-3 apresentam-se algumas patologias neurológicas e as diferenças em relação ao sinal EEG e EMG do queixo proveniente de um indivíduo saudável, com a mesma idade e sem os distúrbios em questão:

**Alzheimer**

- Aumento do número de despertares e duração e conseqüente aumento da percentagem de tempo no estado N1;
- Durante o estado N2 os fusos do sono e complexos K formam-se mal tendo uma menor amplitude e duração e sendo muito menos numerosos;
- Redução da percentagem de sono no estado REM.

**Paralesia supranuclear progressiva ou Síndrome de Steele-Richardson-Olszewski**

- Redução drástica no tempo total de sono;
- Desorganização dos estados;
- Latência REM muito variável;
- Redução ou ausência de estado R;
- Redução do número de fusos e complexos K.

**Distúrbio comportamental do estado R**

- Aumento excessivo do sinal EMG do queixo;
- Aumento dos movimentos corporais.

**Parkinson**

- Sonolência excessiva;
- Síndrome das pernas inquietas, o que provoca movimento excessivo do corpo;
- Aumento do tempo dispendido no estado N1;
- Redução da quantidade de tempo dispendido no estado R.

**Demência com corpos de Lewy**

- Perda dos ritmos alfa ou aumento da actividade teta durante a vigília.

**Doença de Huntington**

- Aumento da quantidade de fusos do sono;
- Despertares mais frequentes.

**Tabela 1-3- Patologias que podem ser detectadas por anomalias no sono (Petit 2004).**

A título de exemplo mostraram-se na tabela 1-3 sintomas associados a algumas patologias neurodegenerativas. Assim, evidenciou-se que o registo EEG do sono pode ser um elemento crucial e decisivo no diagnóstico de muitas doenças, fornecendo elementos e informações que poderão auxiliar na compreensão e modo de actuar das patologias.



## 2 Desenvolvimento do *SleepLab v. 2.0* e Processamento do Sinal EEG

O *SleepLab v.1.0*, plataforma a qual foi criada por Eduardo Cardoso (Cardoso 2010) desenvolveu-se com o objectivo de dar uma contribuição para a classificação automática do sono. Então, partindo da figura 2-1 mostra-se de uma forma sintetizada as inovações implementadas a esta primeira versão:

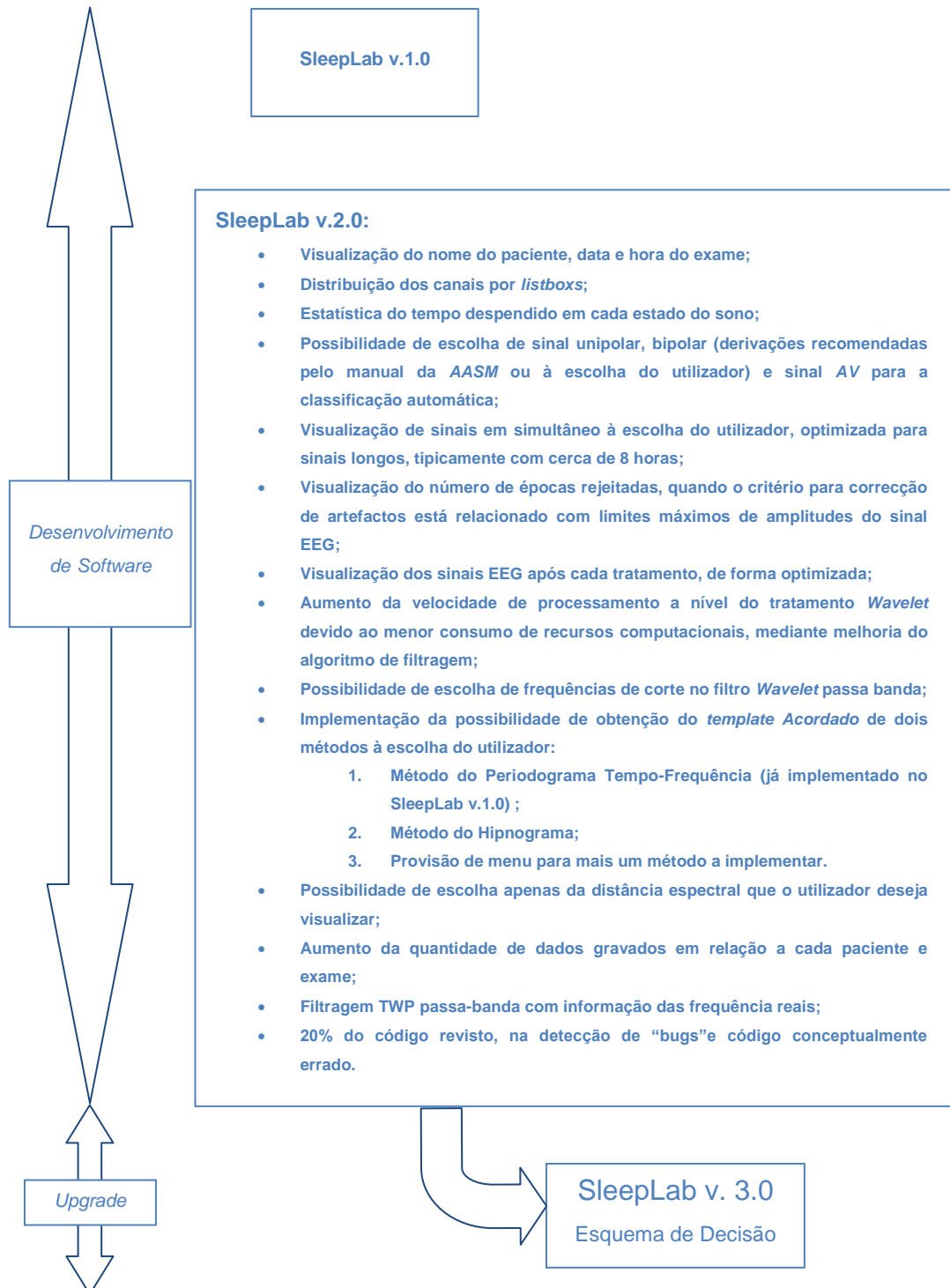


Figura 2-1- Esquema representativo da evolução no tempo e nas tarefas do *SleepLab*.

Todo o software desenvolvido tem como objectivo o estudo dos sinais EEG cujo formato seja o *.edf* (European Data Format). Os dados provêm dos pacientes do Hospital Pulido Valente (HPV) do Departamento de Pneumologia no Laboratório de Patologias do Sono.

A aquisição de dados é efectuada no HPV através de um polissomnografo digital **Embla N-S7000** (MedCare 2004), sendo os dados de uma noite gravados sob o formato *.emb*. De seguida, com o auxílio do programa *RemLogic v. 1.1* da *Embla* (Embla Systems 2008), o ficheiro *.emb* é aberto e exporta-se um ficheiro *.txt* onde se encontra presente o hipnograma. Tal hipnograma é efectuada pelos técnicos Cardiopneumologistas após análise do sinal do eléctrodo C<sub>3</sub> referenciado em relação ao eléctrodo A<sub>2</sub>, o EOG e o EMG, sendo utilizado como hipnograma de referência para todos os estudos nesta plataforma. Além deste ficheiro, também um ficheiro *.edf* que contém todos os canais monitorizados durante um exame completo e os dados inerentes a estes é exportado.

A exportação de dados do programa *RemLogic v. 1.1* é efectuada através da opção *Export Events*, seleccionando-se as opções *R, W, N1, N2, N3 e N4*. De seguida escolhe-se *Sleep Scoring* e no sub-item *Sleep* opta-se por *REM, S0, S1, S2, S3 e REM* obtendo-se o ficheiro *.txt* visível na figura 2-2.

Em relação ao ficheiro *.edf*, dever-se-á seleccionar a opção *Export Recordings* e de seguida escolher os canais que se desejam exportar. Além dos canais EEG, também podem ser exportados os sinais EMG do queixo e de ambas as pernas, o ECG, a variação durante a noite da posição do paciente e sinais respiratórios obtidos por pletismografia.

De evidenciar que a plataforma desenvolvida efectua a leitura de todo o tipo de ficheiros *.edf*, porém não é possível tirar de tal tipo de ficheiros o hipnograma de referência, logo o passo extra em que se obtém o ficheiro *.txt* é essencial para todo o processo de classificação automática do sono.

```

RemLogic Event Export
Patient:
Patient ID: 230210 - 1772/07
Recording Date: 28-08-2007

Events Included:
R
W
N1
N2
N3
S4
Unscored

Scoring Session:
Scorer Name: Cristina
Scoring Time: 29-08-2007 - 14:14:41

Sleep Stage Time [hh:mm:ss] Event Duration[s]
SLEEP-S0 23:48:27 W 30
SLEEP-S0 23:48:57 W 30
SLEEP-S0 23:49:27 W 30
SLEEP-S0 23:49:57 W 30
SLEEP-S0 23:50:27 W 30
SLEEP-S0 23:50:57 W 30
SLEEP-S0 23:51:27 W 30
SLEEP-S0 23:51:57 W 30
SLEEP-S1 23:52:27 N1 30
SLEEP-S0 23:52:57 W 30
SLEEP-S1 23:53:27 N1 30
SLEEP-S2 23:53:57 N2 30
SLEEP-S2 23:54:27 N2 30
SLEEP-S2 23:54:57 N2 30
SLEEP-S2 23:55:27 N2 30
SLEEP-S2 23:55:57 N2 30
SLEEP-S0 23:56:27 W 30
SLEEP-S0 23:56:57 W 30
SLEEP-S0 23:57:27 W 30
SLEEP-S0 23:57:57 W 30
SLEEP-S0 23:58:27 W 30
SLEEP-S0 23:58:57 W 30
SLEEP-S0 23:59:27 W 30
SLEEP-S0 23:59:57 W 30
SLEEP-S1 0:00:27 N1 30
SLEEP-S0 0:00:57 W 30
SLEEP-S2 0:01:27 N2 30
SLEEP-S0 0:01:57 W 30
SLEEP-S2 0:02:27 N2 30
SLEEP-S2 0:02:57 N2 30
SLEEP-S0 0:03:27 W 30
SLEEP-S2 0:03:57 N2 30
SLEEP-S2 0:04:27 N2 30
SLEEP-S0 0:04:57 W 30
SLEEP-S0 0:05:27 W 30
SLEEP-S0 0:05:57 W 30
SLEEP-S0 0:06:27 W 30
SLEEP-S0 0:06:57 W 30
SLEEP-S0 0:07:27 W 30
SLEEP-S0 0:07:57 W 30
SLEEP-S0 0:08:27 W 30
SLEEP-S0 0:08:57 W 30
SLEEP-S2 0:09:27 N2 30
SLEEP-S2 0:09:57 N2 30
SLEEP-S2 0:10:27 N2 30

```

Figura 2-2- Exemplo de de um hipnograma em formato.txt exportado do programa RemLogic v. 1.1, para um paciente da base de dados.

Após a exportação para o formato .txt, lê-se o ficheiro e guardam-se as *strings* da primeira coluna numa variável obtendo-se depois o último caractere dessa *string*. Como tal, analisando a figura 2-2:

- 0 - estado W, *string*: SLEEP-S0;
- 1 - estado N1, *string*: SLEEP-S1;
- 2 - estado N2, *string*: SLEEP-S2;
- 3 - estado N3, *string*: SLEEP-S3;
- 4 - estado N4, *string*: SLEEP-S4;
- M -ao estado R, *string*: SLEEP-REM.

De enfatizar que em alguns pacientes o estado N4 (estado não REM 4) ainda se encontra registado devido a esta classificação ter sido efectuada antes da implementação das novas regras do manual para classificação do sono da AASM (Iber 2007). De qualquer forma, ao encontrar-se um estado N4 converte-se para estado N3 e finalmente obtém-se o hipnograma.

## 2.1 Formato EDF/EDF+

Inicialmente, a indústria ligada a equipamentos e software neurofisiológico possuía o seu próprio formato para gravação de dados, o que dificultava a consulta, colaboração e arquivamento. Este problema foi solucionado recorrendo a um formato padrão conhecido como *European Data Format* (EDF) (B. a. Kemp 2003).

O EDF é um formato simples e flexível para troca e armazenamento multicanal de sinais biológicos e físicos. A sua utilização começou a ser proposta em 1987 no Congresso Internacional do Sono em Copenhaga. Após 1992, tornou-se como o formato *standard* para gravação de registos EEG e PSG (polissomnografia) em equipamentos comerciais e projectos de pesquisa (B. Kemp 1992).

Em 2002 foi desenvolvida uma extensão do EDF como o nome de EDF+ que para além de possuir todas as funcionalidades inerentes aos registos EDF, ainda permitia gravações interrompidas, anotações, estímulos e eventos entre outras funcionalidades extra (B. Kemp 1992). Então, este formato permite a gravação de registos efectuados em electromiografia, electroneurografia e potenciais evocados (B. a. Kemp 2003).

A nível estrutural, um ficheiro EDF é constituído por um cabeçalho seguido por registos de dados. No cabeçalho são dadas informações gerais - nome do paciente, hora de início do registo -, e especificadas as características técnicas dos sinais gravados - calibração, frequência de amostragem, filtragem, etc. -, codificados como caracteres *ASCII* (*American Standard Code for Information Interchange*) (B. a. Kemp 2003).

## 2.2 Carregamento de Dados

Inicialmente, tomando partido das funcionalidades implementadas, efectua-se a leitura do cabeçalho do ficheiro *.edf* retirando-se as informações relativas aos sinais que foram registados durante uma noite de sono. De referir que cada sinal é registado num canal e assim obtém-se referente a cada canal, o nome e frequência de amostragem.

Após efectuado todo o carregamento de dados, é então possível visualizar o hipnograma que é uma réplica do efectuado por inspecção visual e visualizar o nome dos canais separados por *listboxs EEG, EOG e Others*, tal como informações relativas ao exame (data e hora) e nome do paciente. Também a *listbox Standard Montage* é carregada com o nome dos sinais EEG referenciados de acordo com o manual da AASM e a *listbox Customize Montage* torna-se activa (Fig. 2-3).



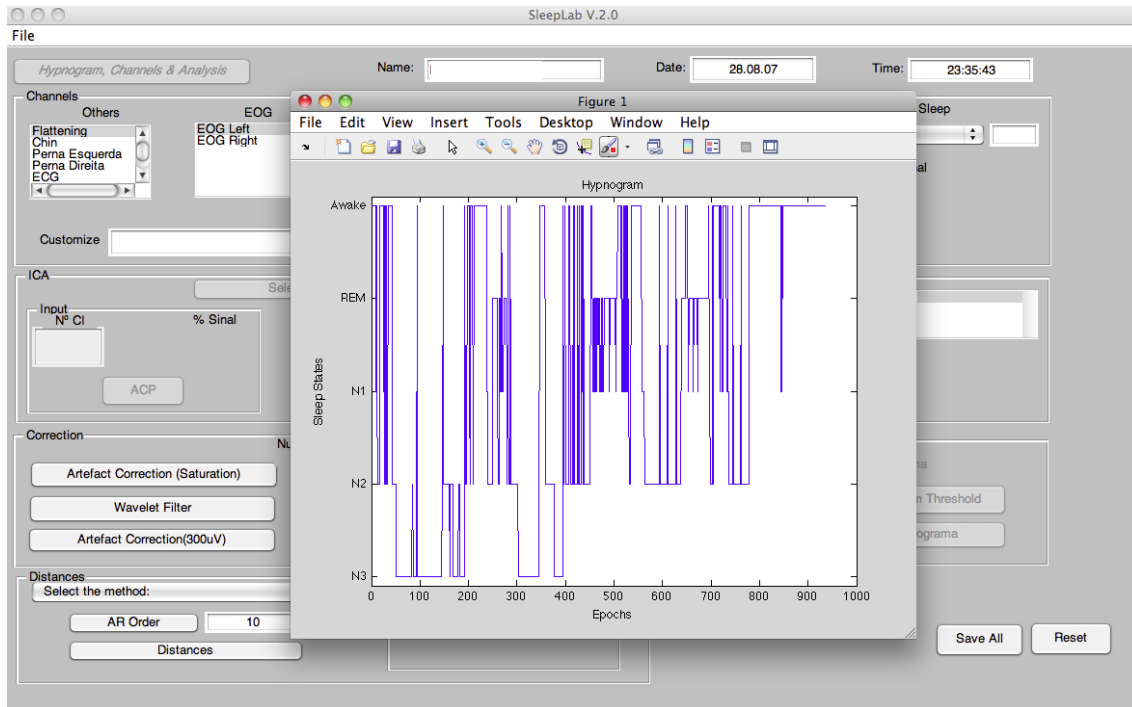


Figura 2-3- Carregamento de dados e leitura do cabeçalho do ficheiro .edf.

## 2.3 Carregamento de Sinais

Após o carregamento de dados, ter-se-á que escolher o sinal com o qual se pretende obter a classificação automática do sono. Para concretizar tal tarefa, pode-se efectuar a classificação com:

- Sinal unipolar: sinal de um eléctrodo referenciado em relação à massa do sistema (sinal do eléctrodo  $C_z$ , no caso dos dados provenientes do HPV).
- Sinal AV: média aritmética de todos os sinais provenientes de registos EEG;
- Sinal bipolar: sinal que por questões semânticas diz-se que é constituído por *senal/sinal de referência*. O *senal* e o *senal de referência* poderão ser qualquer um dos canais EEG ou sinal AV. A montagem bipolar deverá ser escolhida pelo utilizador, escrevendo a combinação desejada ou seleccionando uma derivação recomendada pelo manual da AASM e presente na *listbox Standard Montage*. A escolha deste tipo de sinal permite eliminar o ruído modo comum, que são interferências com a mesma origem e que perturbam simultaneamente os dois canais subjacentes à derivação. Em teoria, se a interferência for exactamente igual é anulada desta forma. Como exemplos deste tipo de interferências encontra-se a rede eléctrica e outros tipos de radiação electromagnética exterior.

Após a selecção do sinal desejado para efectuar o estudo, carrega-se o sinal através da função *pop\_biosig* presente na *toolbox EEGLAB* (Delorme, 2004). Esta função irá permitir a leitura do ficheiro .edf obtendo-se como output uma estrutura a qual se denomina *data* (Fig. 2-4). Assim, ir-

se-á obter a frequência de amostragem do sinal seleccionado (*srate*) e a amplitude do sinal ao longo de todo o exame (*data*) (Fig. 2-4). Uma informação importante de se evidenciar é que em todos os canais EEG a frequência de amostragem é a mesma, evitando qualquer tipo de conflitos ao efectuar-se o sinal AV ou alguma derivação.

No caso do sinal desejado ser bipolar, cada um dos sinais será carregado individualmente através da função *pop\_biosig* e só depois far-se-á a diferença aritmética de ambos os sinais, obtendo-se o sinal desejado. Do mesmo modo, para obtenção do sinal AV, o raciocínio é análogo ao anterior efectuando-se no final a média aritmética de todos os sinais registados.

Na figura 2-4 está demonstrada a estrutura *data*. No caso do sinal seleccionado ser bipolar ou o sinal AV, no equivalente ao campo *srate* encontra-se a frequência de amostragem do primeiro sinal da derivação ou do sinal do eléctrodo C<sub>3</sub> respectivamente.

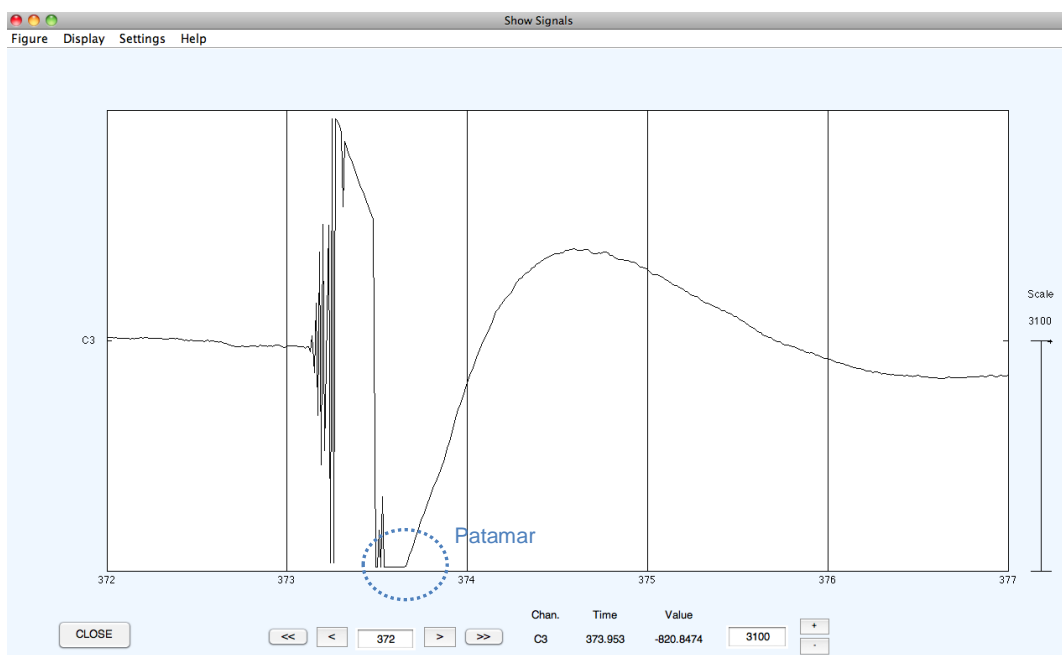
Field	Value	Min	Max
setname	'EDF file'		
filename	"		
filepath	"		
subject	"		
group	"		
condition	"		
session	[]		
comments	'Original file: /Users/nunogonc...'		
nbchan	1	1	1
trials	1	1	1
npts	2882000	288	288
srate	100	100	100
xmin	0	0	0
xmax	2.8820e+04	2.88...	2.88...
times	[]		
data	<1x2882000 single>	<To...>	<To...>
icaact	[]		
icawinv	[]		
icasphere	[]		
icaweights	[]		
icachansind	[]		
chanlocs	[]		
urchanlocs	[]		
chaninfo	<1x1 struct>		
ref	'common'		
event	[]		
urevent	[]		
eventdescription	<0x0 cell>		
epoch	[]		

Figura 2-4- Estrutura de dados proveniente do carregamento do sinal.

## 2.4 Pré-processamento

Actualizando a fase em que se encontra o decorrer do programa, neste momento já se tem o sinal com o qual se deseja efectuar a classificação do sono, podendo-se começar a eliminação dos artefactos de forma a minimizar os erros de classificação.

Ao visualizar-se o sinal proveniente do *.edf* pormenorizadamente, é possível observar que o amplificador inerente ao sistema de aquisição de sinal saturava aproximadamente aos 3000  $\mu\text{V}$ . Assim, apesar de o tratamento de sinal para esta fase ser diferenciado para sinais unipolares e bipolares, em ambos os casos o objectivo é corrigir as épocas em que o sinal apresenta um patamar (Fig. 2-5) provocado devido à saturação.



**Figura 2-5- Sinal proveniente do registo EEG (sinal do eléctrodo C<sub>3</sub>) seleccionado pelo utilizador. Caso de saturação do EEG**

No caso unipolar, no sinal já dividido por épocas, é verificado que em cada uma das épocas a sua amplitude não ultrapassa o limiar a que satura o amplificador. Em caso positivo, então toda essa época é substituída pela anterior (Fig. 2-6). Esta substituição é semelhante àquela que os técnicos efectuam ao fazer a inspecção visual do sinal e posterior classificação das épocas em estados do sono. No entanto, caso a primeira época seja uma das épocas a ser substituída, então esta é substituída pelo *template* de uma época acordada marcada pelos técnicos e fornecida por estes. Trata-se de resolver o problema de, no caso de a primeira época ter que ser substituída pela anterior, que, obviamente é inexistente. Assim, para as épocas seguintes o tratamento efectuado encontra-se sumariado na figura 2-7.

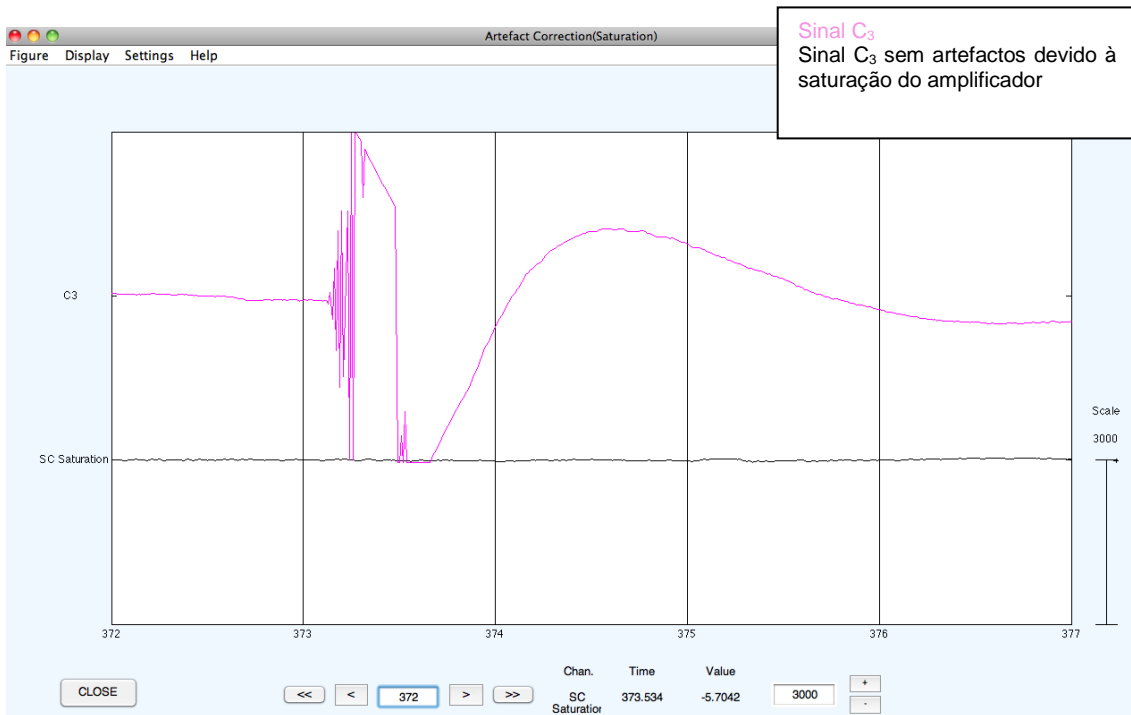


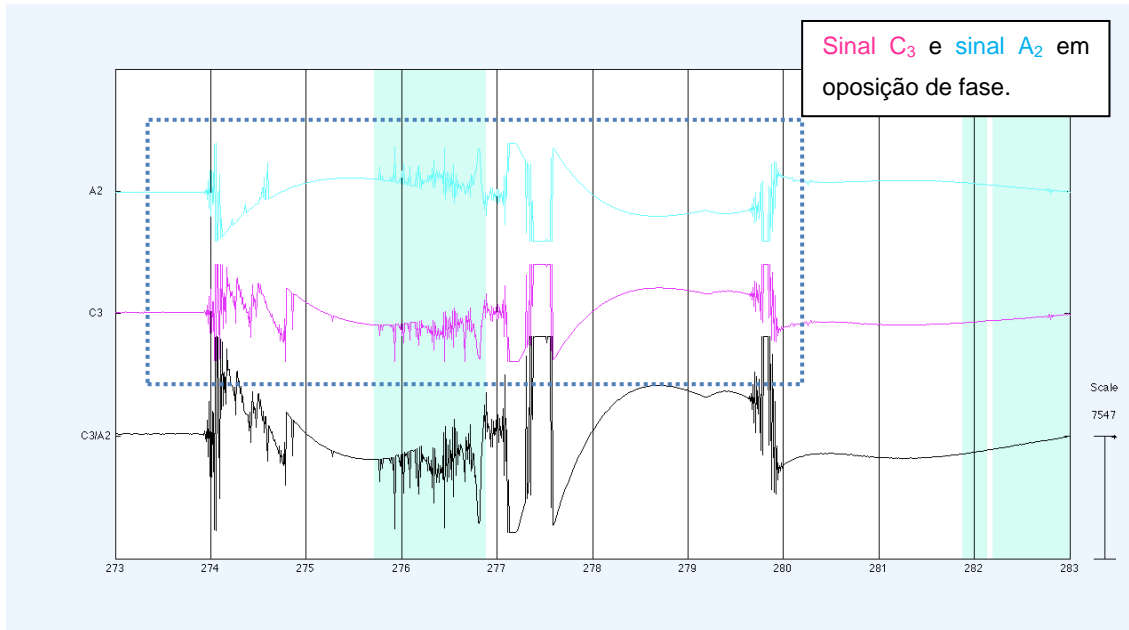
Figura 2-6- Sinal EEG (sinal do eléctrodo C<sub>3</sub>) após remoção das épocas em que a sua amplitude era superior à do amplificador.



Figura 2-7- Tratamento das épocas (excepto a primeira) em que se analisa se a amplitude do sinal unipolar é superior a 3000 µV.

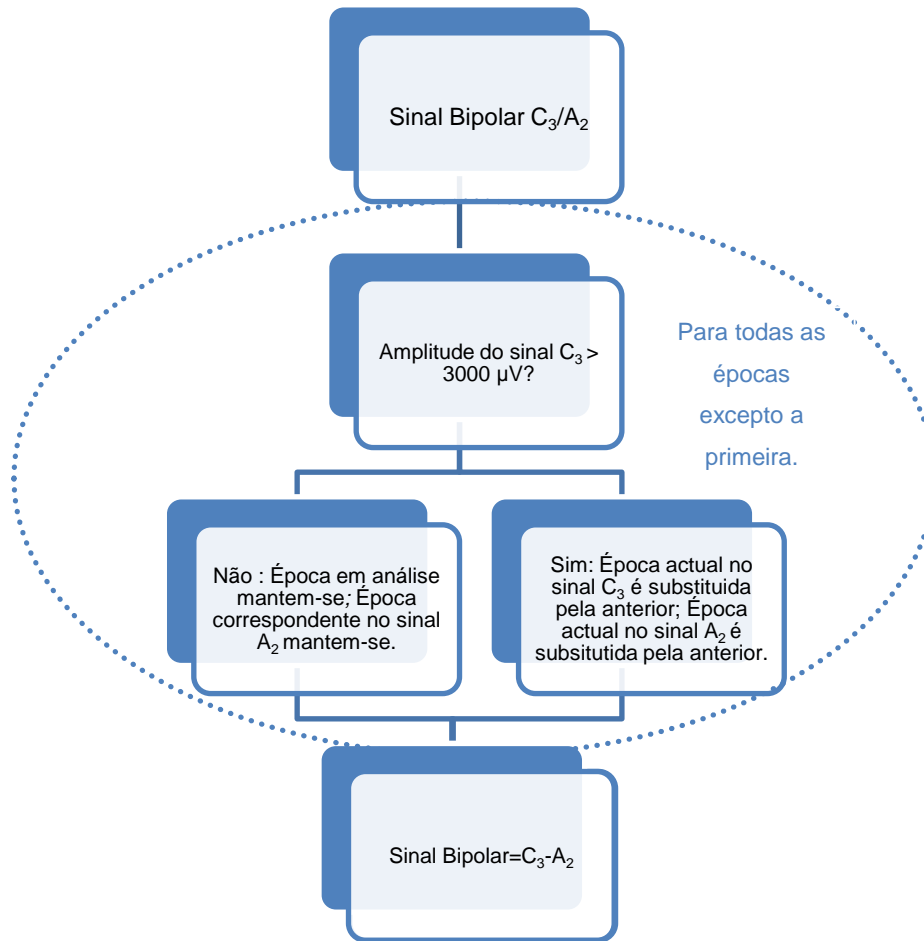
No caso bipolar, por exemplo C3/A2, verificou-se que o critério anterior não poderia ser usado porque se ocorrer coincidência de fase entre C3 e A2, numa época de saturação para ambos os sinais, o sinal bipolar terá valor nulo e portanto será classificado como uma época normal, o que

na verdade está incorrecto. A Fig. 2-8 representa o caso inverso, em que os sinais estão em oposição de fase, sendo esta época eliminada.



**Figura 2-8- Sinal Bipolar com componentes em oposição de fase.**

Para minimizar tais erros, optou-se então por utilizar o sinal denominado de *signal* na montagem bipolar, eliminando-se as épocas em que a sua amplitude era superior a  $3000 \mu\text{V}$ . Porém, caso uma época seja substituída pela anterior, também no *signal de referência* essa época será substituída. De referir ainda que caso a primeira época do sinal bipolar se encontre com uma amplitude superior a  $3000 \mu\text{V}$ , este sofrerá um tratamento idêntico ao aplicado ao sinal unipolar. Assim, no final de todo o tratamento de ambos os sinais, realiza-se a diferença aritmética entre o *signal* e o *signal de referência* e obtém-se o sinal bipolar. Na figura 2-9 efectua-se a esquematização do tratamento de um sinal bipolar, que a título exemplificativo é o  $C_3/A_2$ .



**Figura 2-9- Tratamento de épocas (excepto a primeira) em que se analisa se a amplitude do sinal bipolar é superior a 3000 µV.**

O tipo de artefactos, para o qual o tratamento está esquematizado na figura 2-9, é provocado pelo movimento dos cabos e dos eléctrodos usados para captar o sinal devido a uma contracção muscular, originando-se um ligeiro deslocamento do eléctrodo em relação à pele (Cardoso 2010). Numa análise mais tardia verificamos que o algoritmo anterior deveria ser aplicado paralelamente a ambos os canais, e portanto ser mutuamente exclusivo, muito embora se preveja que o impacto deveria ser reduzido já que as saturações tem tendência para acontecer simultaneamente em todos os canais.

No entanto, apesar de um primeiro tratamento, o sinal ainda possui alguns artefactos. Então, decidiu-se filtrar o sinal, aplicando um filtro passa-banda com frequências de corte *standard* entre 2 e 30 Hz utilizando a *TWP*. A frequência de corte correspondente ao valor inferior do filtro passa banda é discutível. Analisando tal questão, a escolha do valor 2 Hz e não 0 Hz deve-se ao facto de as componentes DC do sinal (elevada amplitude) serem normalmente energéticas e devido a tal, mascaram componentes de menor amplitude mas com frequência próxima das componentes DC (0 Hz). Posto isto, para uma possível visualização dessa gama de frequências é inevitável a utilização de um filtro passa alto. Na classificação do sono esta operação é crítica visto o estado N3 ter uma banda de frequências de 0 a 4 Hz. No entanto verifica-se que este facto não comprometeu a detecção do estado N3, o que será explicado no subcapítulo 2.5.3.

Na aplicação deste filtro, tanto os sinais bipolares como unipolares são tratados de forma semelhante. Estas frequências são escolhidas de forma *standard*, porém caso o utilizador queira evidenciar o sinal numa determinada gama de frequência poderá sempre optar por escolher as frequências que deseja. A nível clínico tal não é aconselhado visto a gama de frequências dos ritmos cerebrais a analisar para classificação do sono compreender-se entre 0 a 30Hz, porém a nível de investigação encontra-se em aberto um novo plano de exploração.

Então, aprofundando a análise *Wavelet* que está na base da aplicação do filtro, a *TWP* é uma generalização do conceito da *TWD*. Nesta, a resolução tempo-frequência pode ser escolhida de acordo com o sinal, diferindo da *TWD* no número de parâmetros de decomposição (Cardoso 2010). Na *TWD* os sinais são decompostos por parâmetros de escala e posição, gerando-se dois coeficientes por cada nível: aproximação e detalhe, provenientes apenas do coeficiente de aproximação *A*. Na *TWP* há um novo parâmetro, a frequência. Dessa forma os coeficientes de detalhe que outrora não eram utilizados na *TWD*, são utilizados originando-se também coeficientes de aproximação e detalhe para todos os níveis de decomposição. Devido a tal, garante-se assim resolução na frequência para altas e baixas frequências (Fig. 2-10) (Castelano 2006).

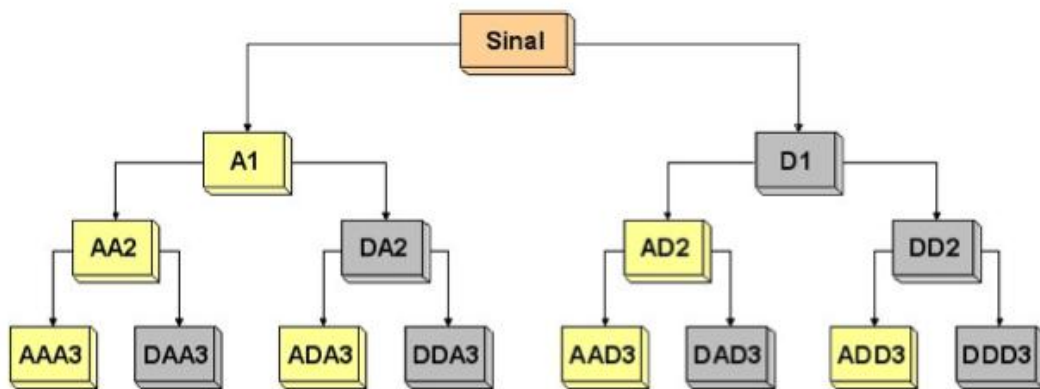


Figura 2-10- Árvore de decomposição de sinais na *TWP*, onde *A* representa os coeficientes de aproximação e *D* os coeficientes de detalhe, para 3 níveis. (Castelano 2006).

Como tal, dependendo da resolução necessária, vão existir mais ou menos níveis na árvore de decomposição. O sinal tem um número limitado de amostras, logo terá um número máximo de níveis que é calculado efectuando o logaritmo de base dois do número de amostras do sinal (Misiti 2009).

Assim, introduzidas as frequências de corte do filtro *Wavelet*, este filtro irá reconstruir o sinal nessa banda, para uma precisão de 0.8Hz.

A *Wavelet* escolhida para efectuar a filtragem foi da família Daubechies de ordem 10, (Fig. 2-11) por já terem sido obtidos resultados bons com esta *Wavelet* no campo do processamento de sinal (Dolabdjian 2002, Cardoso 2010).

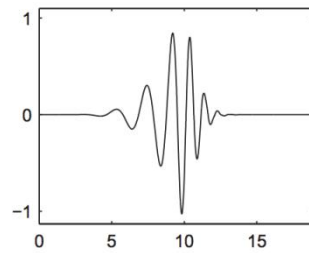


Figura 2-11- *Wavelet* da família Daubechies de ordem 10 (Misiti 2009).

Na figura 2-12 encontram-se a forma que o sinal assume após a eliminação de artefactos aplicada pelo filtro passa banda com frequências de corte *standard*:



Figura 2-12- Sinal EEG após remoção de artefactos pelo filtro *Wavelet* passa banda com frequências de corte *standard* 2 e 30 Hz.

Apesar da análise ter sido efectuada para as frequências de corte *standard*, ainda é possível escolher as frequências de corte desejadas pelo utilizador. Porém, caso mais tarde se escolha o método do periodograma tempo-frequência para obtenção do *template Acordado*, deverá ser seleccionada uma frequência de corte inferior menor que 8 Hz. Tal deve-se ao facto que para este método o sinal proveniente do filtro passa banda irá ser filtrado novamente com um filtro passa alto de 8Hz. Assim, caso anteriormente se tenha aplicado uma filtragem em que o extremo inferior da banda é superior a 8 Hz, este método não irá funcionar correctamente de forma a evidenciar as frequências superiores a 8 Hz, visto algumas delas já poderem estar eliminadas devido à anterior filtragem *Wavelet*. Ainda de referir, as frequências escolhidas para se efectuar a filtragem não são exactamente as que o utilizador selecciona, visto o número de níveis da árvore de decomposição



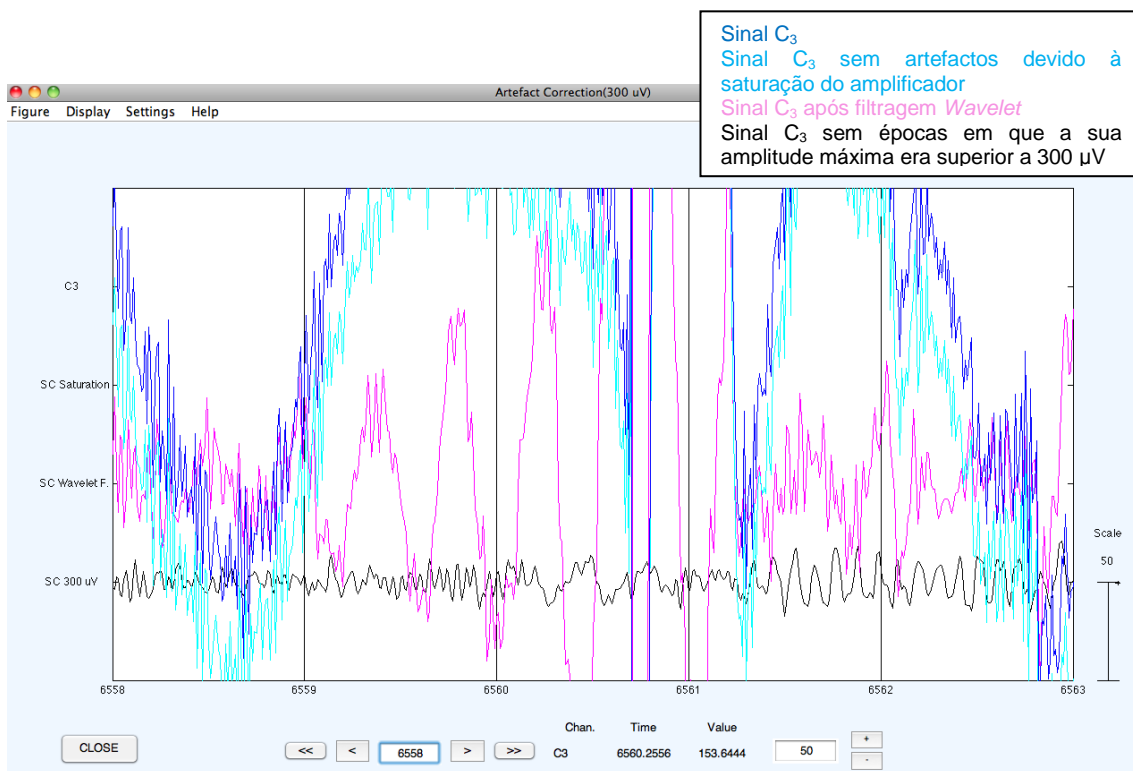
da *TWP* limitar tal fenómeno. Então, após o utilizador primir o botão *Wavelet Filter*, as frequências escolhidas irão ser substituídas pelas que realmente, de acordo com o algoritmo, foram usadas para efectuar a filtragem.

Por último, finalizando o pré processamento de sinal, Estrada *et al.* (E. N. Estrada 2004) consideram que o sinal EEG com amplitudes superiores a 300  $\mu\text{V}$  contém artefactos, não possuindo significado. Como tal, decidiu-se então limitar o sinal a esta amplitude.

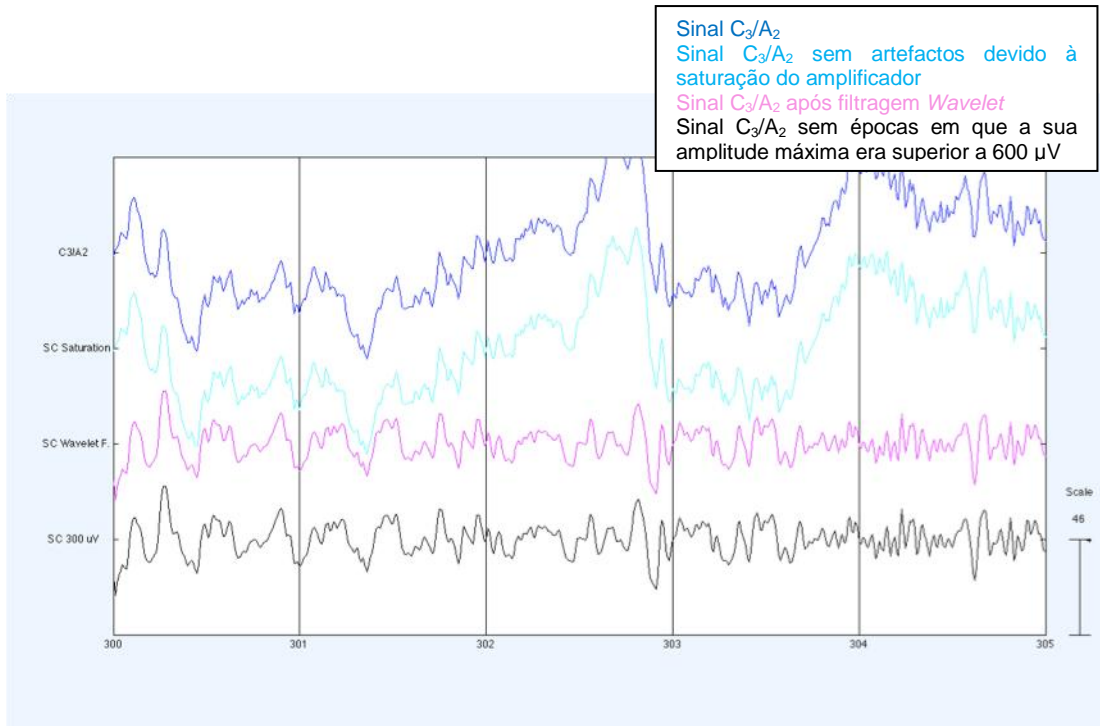
Logo, no caso do sinal unipolar, efectua-se o tratamento semelhante ao realizado para correcção de artefactos provocados pela saturação do amplificador, sendo a amplitude máxima definida como 300  $\mu\text{V}$ .

No caso bipolar decidiu-se efectuar a substituição da época pela anterior caso o seu valor máximo fosse superior a 600  $\mu\text{V}$ . Tal valor foi seleccionado tendo em conta que os sinais da montagem poderiam estar em oposição de fase, tal como no tratamento de épocas em que a amplitude era superior a 3000  $\mu\text{V}$ . Desta forma manteve-se uma métrica de tratamento de dados o mais semelhante possível ao sinal unipolar, não destoando a característica bipolar.

Após todo o tratamento de dados, consoante a escolha inicial do sinal para classificação, obtém-se o sinal unipolar demonstrado na figura 2-13 ou o sinal bipolar obtido na figura 2-14.



**Figura 2-13-** Sinal unipolar após remoção das épocas em que a sua amplitude máxima era superior a 300  $\mu\text{V}$ .



**Figura 2-14-** Sinal bipolar após remoção das épocas em que a sua amplitude máxima era superior a 600 µV.

Em síntese, no pré-processamento o sinal bipolar sofre os tratamentos possíveis de se observar na legenda da figura 2-14. De referir que após cada correcção de sinal aparecerá uma nova figura observando-se o sinal antes e após o tratamento em questão. Assim, após execução do botão *Artefact Saturation (300µV)*, estar-se-á na presença de uma figura onde se exhibe todas as formas que o sinal assume ao longo do pré-processamento (Fig. 2-15).

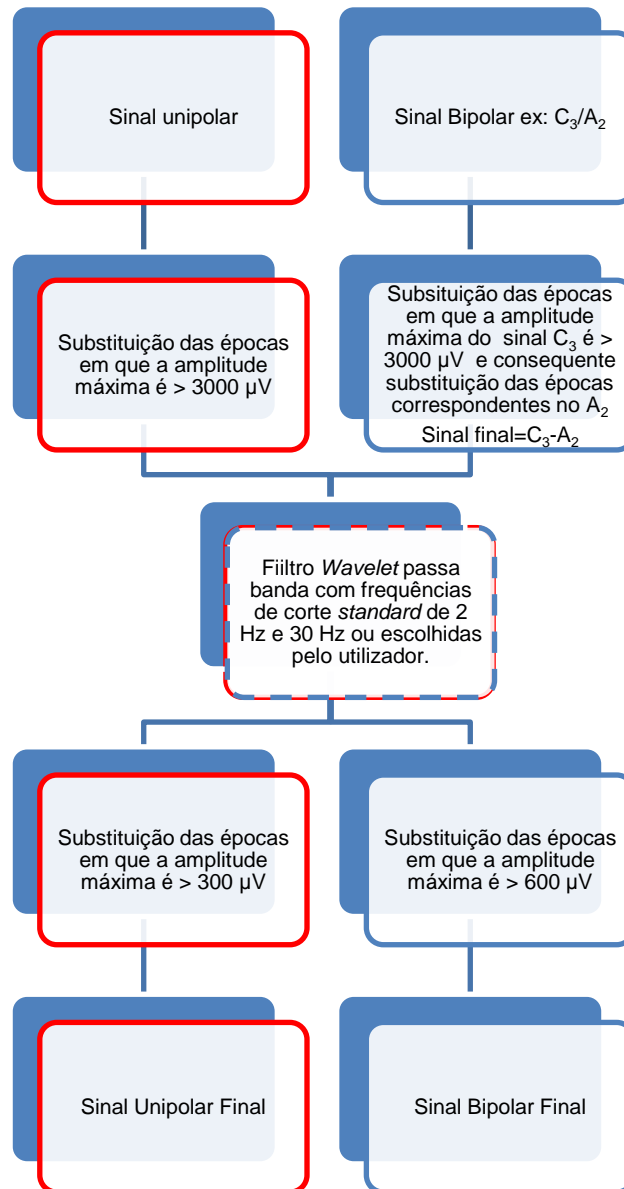


Figura 2-15- Esquema representativo de todo o pré-processamento de um sinal unipolar e bipolar efectuado pela plataforma.

Após se salvar os dados através do botão *Save All* é possível verificar quantas e qual o sinal EEG das épocas substituídas. Tal facto verifica-se para ambos os tratamentos de dados onde houve substituições de épocas.

## 2.5 Distâncias Espectrais

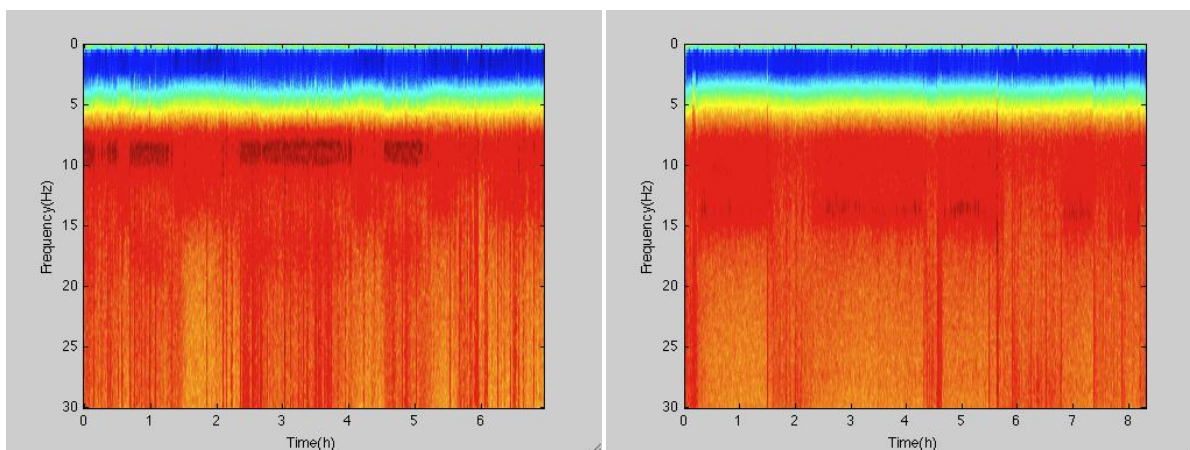
Finalmente atinge-se a última etapa que consiste na classificação automática do sono. Para tal, decidiu-se usar a distância de *Itakura* e *Itakura-Saito* de forma a calcular a profundidade do sono. Assim, usou-se como referência um *template* Acordado e comparou-se com a época em estudo. Quanto maior for a distância espectral mais profundo será o sono. Este *template* é calculado com as épocas marcadas como estado W, segundo os critérios aplicados por um dos métodos apresentados na plataforma.

Estas distâncias foram seleccionadas devido a haver resultados já comprovados na classificação automática do sono (E. N. Estrada 2004, E. N. Estrada 2005, F. M. Ebrahimi 2007, Cardoso 2010).

### 2.5.1 Estados W: Método do Periodograma Tempo-Frequência

Após a obtenção do sinal sem a grande maioria dos artefactos utilizou-se o método *Welch* para efectuar o processamento do sinal no campo da frequência. Depois da passagem do sinal pelo filtro passa banda de frequências de corte *standard* 2 e 30 Hz, volta-se a passar o sinal num filtro *IIR* (*Butterworth* de grau 9) passa-alto com frequência de corte de 8 Hz. O objectivo deste processo é tornar claramente evidenciável a frequência a partir da qual predominam ritmos quando um indivíduo se encontra acordado. A escolha de um filtro clássico em detrimento do filtro *Wavelet* baseou-se no facto de apenas se querer realçar as gamas de frequências entre 8 e 11 Hz e não efectuar um tratamento posterior do sinal. Assim, poupam-se recursos a nível computacional tornando a execução do programa mais veloz.

De seguida, dividiu-se este sinal em épocas e calculou-se a sua potência espectral através do método *Welch*. O sinal EEG é dividido em 8 segmentos com *overlap* de 70% e efectuado o cálculo do periodograma modificado. Para tal, é usada a janela de Hanning para cada um dos segmentos em detrimento da anteriormente seleccionada janela de Hamming, (Cardoso 2010) pois esta elimina de uma melhor forma as variações impostas pelos efeitos extremidade. Por fim, calculou-se a média dos periodogramas, resultando um periodograma total mais suave. Na figura 2-16 e figura 2-17 encontram-se os periodogramas de todas as épocas de dois pacientes sendo o sinal original proveniente do eléctrodo C<sub>3</sub>:

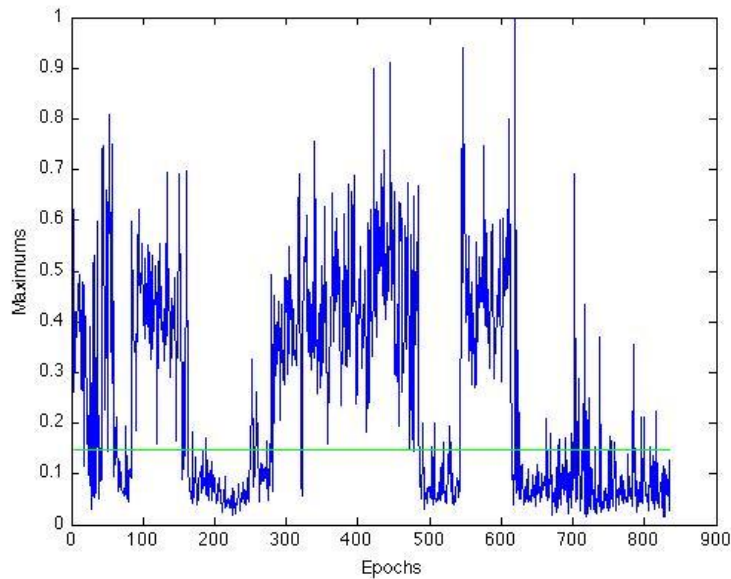


**Figura 2-16- Periodograma de todas as épocas de um paciente grave (sinal do eléctrodo C<sub>3</sub>).**

**Figura 2-17- Periodograma de todas as épocas de um paciente normal (sinal do eléctrodo C<sub>3</sub>).**

De evidenciar que os periodogramas de todas as épocas encontram-se normalizados pelo valor máximo de todas as épocas entre 8 e 30 Hz. Por observação do periodograma da figura 2-16 são facilmente verificáveis porções de tempo em que o paciente se encontra acordado, tal é o realce em termos de energia. Assim no caso do paciente grave, a gama de frequências entre 8 e 11 Hz está muito evidenciada em relação ao paciente normal. Tal deve-se ao facto de no paciente grave não se encontrarem tantos fusos como no paciente normal, evidenciando-se a gama de frequências entre 13Hz e 16 Hz (gama de frequências dos fusos).

Seguidamente, obteve-se o valor máximo do periodograma de cada época entre 8 e 11 Hz e é definido um limite mínimo a partir do qual se considera que o paciente está acordado. A definição desse limite foi executada calculando a média de todos os máximos que não ultrapassem 0.4, excluindo-se assim épocas em que o valor é muito alto devido a artefactos. O valor 0.4 foi obtido por inspecção visual com o intuito que funcionasse para todos os pacientes eficientemente (Cardoso 2010). Então depois de definido o limite, foi então possível obter os máximos dos periodogramas que possuíam o seu valor máximo superior ao limite (Fig. 2-18).



**Figura 2-18- Máximos do periodograma (azul) e limite (verde) a partir do qual se considera estar na presença de uma época em que o paciente está acordado.**

Ainda devido à presença de artefactos, definiu-se que se o valor máximo de um periodograma de uma época for superior a 0.4, mas a época antes e depois não se encontrarem acima desse limite, excluía-se essa época para construção do *template Acordado*. Isto deve-se ao facto de que as transições imediatas entre o estado acordado e outros estados, assumirem-se como provenientes de artefactos (Cardoso 2010). Assim, considerou-se para efeito de *template* as épocas em que o máximo era superior à média das épocas em que o valor máximo do periodograma era inferior ao limite estabelecido.

Para finalizar, outro critério foi acrescentado: o máximo de energia entre 8 e 11 Hz teria que ser maior que o máximo entre 11 e 16 Hz. Este critério foi implementado para evitar que alguns estados N2 sejam incorporados na construção do *template*. Este facto deve-se à evidência que no estado N2 a presença de fusos é intensa, sendo um possível factor de erro (Cardoso 2010). Depois de todos os critérios aplicados, obteve-se então o diagrama onde é possível verificar quais as épocas em que o paciente se encontra acordado na figura 2-19:

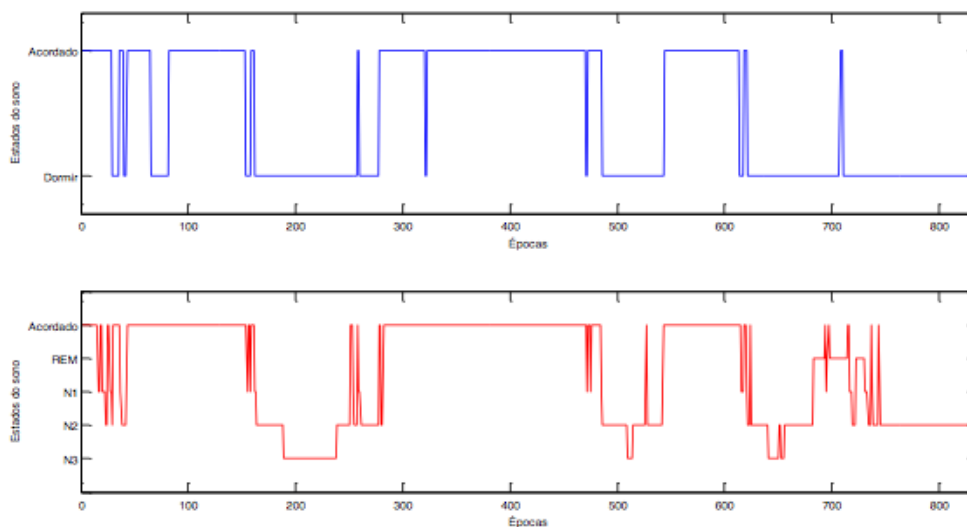


Figura 2-19- Diagrama em que se pode visualizar o paciente acordado ou a dormir (Cardoso 2010).

Por observação da figura 2-19, é possível verificar que algumas das épocas que o paciente é considerado acordado, segundo o diagrama construído, ele encontra-se a dormir. Tal fenómeno ocorre devido ao facto dos critérios para se considerar que o paciente está acordado terem sido exigentes, preferindo-se apenas optar para construção do *template Acordado*, por épocas em que o paciente estaria acordado sem a menor dúvida (Cardoso 2010).

Na figura 2-20 é então possível verificar-se todo o tratamento de dados efectuado de forma resumida até à obtenção das épocas necessárias para a construção do *template*:

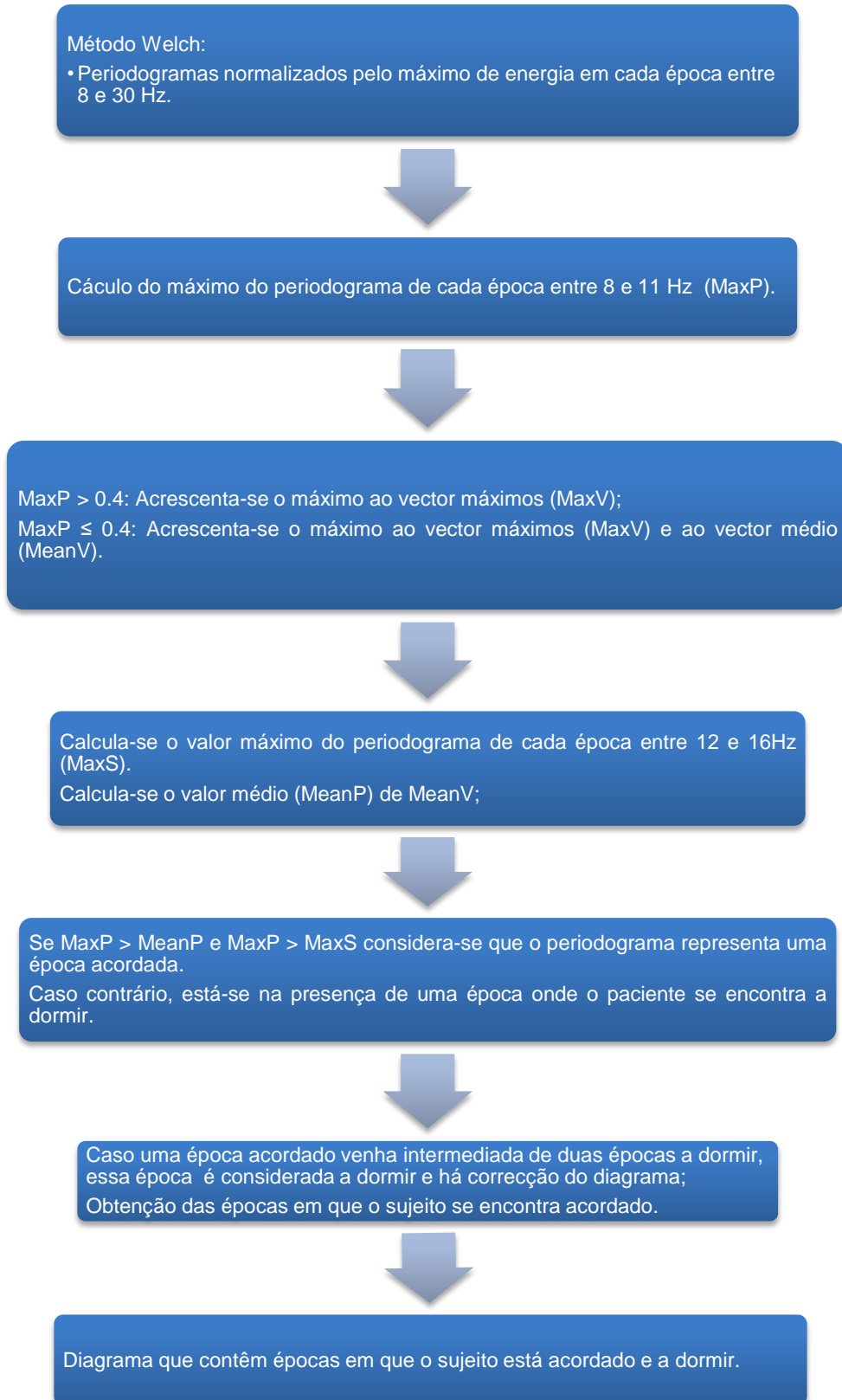


Figura 2-20- Diagrama da função que selecciona as épocas utilizadas para o cálculo do *template Acordado*.



### 2.5.2 Estados W: Método das Épocas Marcadas Como Estado W no Hipnograma

Este método baseia-se em utilizar as épocas marcadas como estado W no hipnograma para obtenção do *template Acordado*.

Assim, após a obtenção do hipnograma, retiraram-se todas as épocas em que o paciente se encontra acordado. Tal forma de obtenção do *template Acordado* tem a desvantagem de não ser automática, dependendo duma prévia marcação das épocas acordadas por um técnico cardiopneumologista, mas tem a vantagem óbvia da certeza de que as épocas seleccionadas corresponderem a épocas em que o paciente está acordado, dentro da fiabilidade da marcação visual.

### 2.5.3 Modelo AR (auto-regressivo) e *Template Acordado*

Depois de obtidas todas as épocas em que o paciente se encontra acordado (de ambos os métodos citados em 2.5.2 e 2.5.1), tencionou-se efectuar a média aritmética e obter-se o *template Acordado*. Porém, verificou-se que esse template não representava correctamente uma época em que este se encontrava acordado, pois a simples média aritmética de todas as épocas funcionava como um filtro passa baixo (Fig. 2-21) (Cardoso 2010).

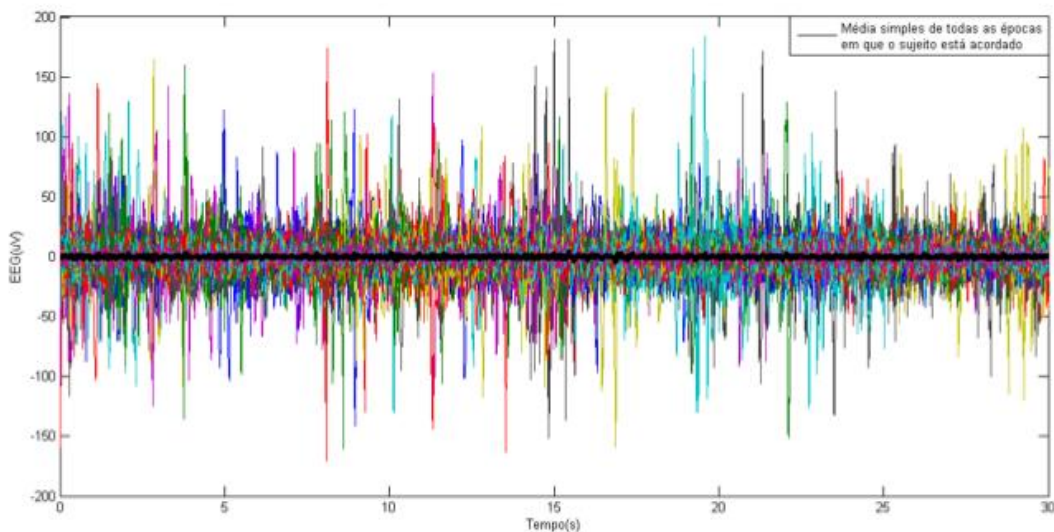


Figura 2-21- *Template Acordado* (preto) calculada através da média aritmética de 50 épocas em que o paciente se encontrava acordado (Cardoso 2010).

De forma a evidenciar-se este fenómeno, calculou-se a FFT de uma época em que o paciente está acordado e da média aritmética de todas as épocas em que se encontra acordado (Fig. 2-22).

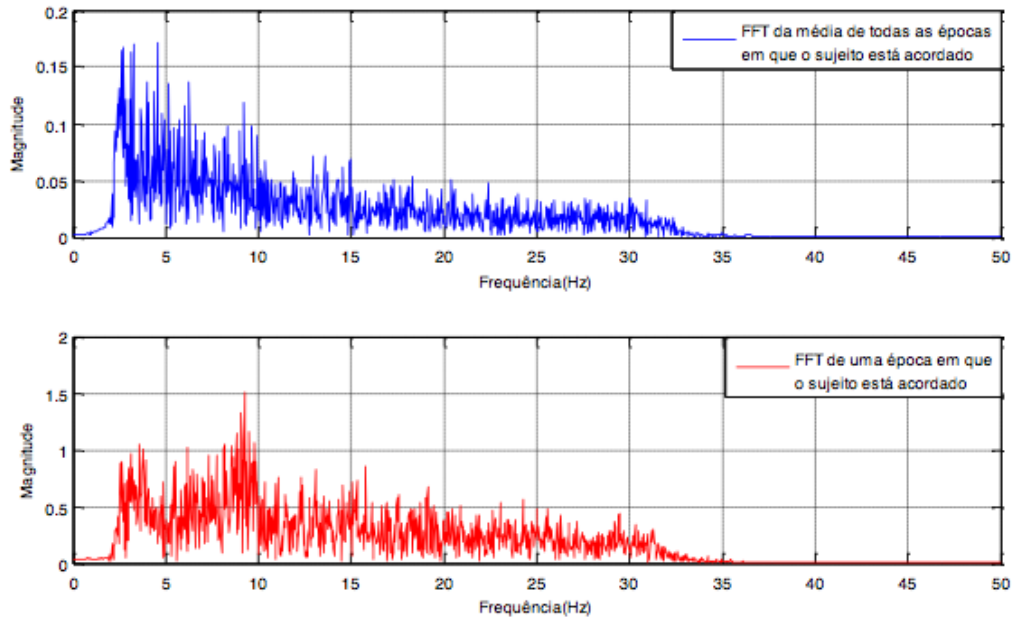


Figura 2-22- FFT de todas as épocas em que o paciente se encontra acordado e de apenas uma época em que também se encontra acordado (Cardoso 2010).

Assim, a época que deveria ser representativa de todas as épocas acordada, na realidade não o era. De notar que a gama de frequências do sinal original entre 5 Hz e 8Hz foi atenuada em relação à gama de frequências mais baixas.

Como tal, optou-se pela aquisição do *template Acordado* através do modelo auto regressivo (Cardoso 2010).

Com o registo de todas as épocas em que o paciente se encontra acordado, efectuou-se o modelo *AR* para cada uma delas, e no final, realizou-se a média aritmética de todos os modelos *AR*, obtendo-se o *template Acordado*.

De evidenciar que antes da aplicação do modelo *AR*, foi estudado se tal seria possível. Assim calcularam-se as raízes para os modelos *AR* das épocas em que o sujeito está acordado e verificou-se que existiam clusters (Cardoso 2010).

O modelo *AR* descreve o comportamento do sinal pela seguinte equação (Schlogl 2000):

$$y_k = a_1 \times y_{k-1} + \dots + a_p \times y_{k-p} + x_k \quad (2-1)$$

sendo

$$x_k = N\{0, \sigma_x^2\} \quad (2-2)$$

ruído Gaussiano com média 0 e variância  $\sigma_x^2$  e  $k$  um número inteiro que descreve o tempo. O Tempo  $t$  em segundos é descrito por  $t = \frac{k}{f_0} = k \times \Delta t$  sendo  $f_0$  a frequência de amostragem e  $\Delta t$  o

intervalo de amostragem definido por  $\Delta t = \frac{1}{f_0} \times y_{k-i}$  com  $i=1:p$  sendo os  $p$  anteriores valores de amostras,  $p$  a ordem do modelo *AR* e  $a_i$  os parâmetros do modelo.

De uma forma mais simplista, descreve-se num vector os parâmetros do modelo *AR* e o vector  $y_{k-1}$  consiste nas  $p$  amostras anteriores:

$$a = [a_1, \dots, a_p]^T \quad (2-3)$$

$$y_{k-1} = [y_{k-1}, \dots, y_{k-p}]^T \quad (2-4)$$

Então descreve-se o modelo *AR* como:

$$y_k = a^T \times y_{k-1} + x_k \quad (2-5)$$

Agora, a parte essencial dos resultados depende da escolha do grau do modelo *AR*. Para auxiliar tal escolha usaram-se três critérios: o Erro de Predição Final (FPE), o critério de informação Akaike (AIC) e o critério *Minimum Description Length* (MDL).

O FPE e o AIC são definidos como (Khorshidi 2009):

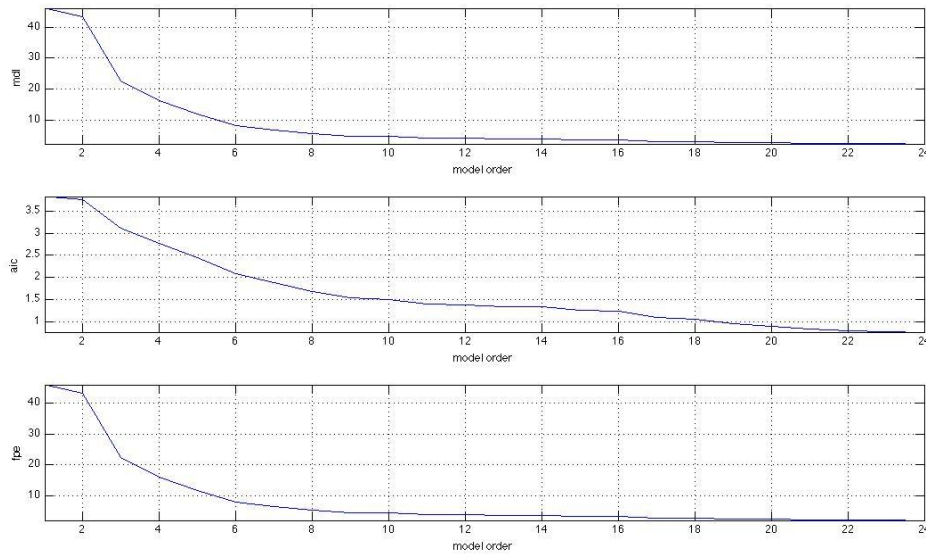
$$FPE(q) = \frac{N+q}{N-q} S^2(q) = \left[ \frac{1+q/N}{1-q/N} \right] S^2(q) \quad (2-6)$$

$$AIC(q) = \ln[S^2(q)] + \frac{2q}{N} \quad (2-7)$$

O critério MDL (Rose 2007):

$$MDL(q) = S^2(q) \left( 1 + q \frac{\log(N)}{N} \right) \quad (2-8)$$

sendo  $S^2(q)$  a variação do erro de predição para a ordem  $q$  e  $N$  o número de amostras do sinal para os três critérios. Na figura 2-23 estão representados os valores para os 3 critérios de uma época em que o paciente está acordado. Esta época é escolhida aleatoriamente do conjunto de épocas que constituem a base para obtenção do *template Acordado*. De referir ainda que qualquer que seja o método seleccionado para obtenção desta, o resultado é similar.



**Figura 2-23- Critérios aplicados para escolha do grau do modelo AR de uma época em que o paciente está acordado.**

Portanto, quanto mais baixos forem os valores do FPE, AIC e MDL mais preciso será o modelo. Como referência decidiu-se utilizar sempre o grau 10, visto os valores de todos os critérios a partir deste valor não diminuirão significativamente e assim em termos de processamento computacional, a execução do programa se tornar mais veloz. Embora apenas estejam representados os resultados para uma época de um paciente, é este o resultado que se obteve para os 20 sujeitos que entraram neste estudo.

Antes da obtenção do *template Acordado*, optou-se no SleepLab v. 1.0 por normalizar os coeficientes dos modelos AR pela soma dos mesmos provocando assim que o ganho estático dos espectros fosse 0 decibéis à frequência 0 Hz (Cardoso 2010). Tal efectuou-se por ser um procedimento habitual em tratamento de sinal que incluía filtros, sendo que parecia ser indicado que outro tipo de normalização possa ser usado com mais sucesso. Após aprofundada análise optou-se por no SleepLab v. 2.0 remover esta normalização para que o modelo AR de cada época contivesse informação sobre a amplitude do sinal na época em questão, o que não acontecia anteriormente.

Então finalmente tem-se o *template Acordado* e o modelo AR de todas as épocas da noite, logo está-se na posse dos dados necessários a efectuar o cálculo da distância espectral.

Entre os dois métodos que a plataforma possui para obtenção do *template Acordado*, apenas o número de épocas presentes difere entre eles, já que em ambos os casos o *template Acordado* será a média aritmética de todos os modelos AR aplicados às épocas.

Assim após obtenção dos modelos AR, ir-se-á agora explicar o motivo pelo qual não se compromete a detecção do estado N3 [0 - 4Hz], apesar da escolha de 2 Hz para a frequência de corte *standard* do filtro *Wavelet*. Através da análise da figura 2-24, denota-se que após a filtragem de uma época surgem 3 picos na banda de frequências de interesse [2 - 30 Hz]. O primeiro pico que ocorre entre os 4 Hz e os 4.5 Hz é característico de uma época em que o sujeito esteja no

estado N3, como é o caso. O segundo pico está aproximadamente localizado aos 12 Hz e é devido a um fuso do sono [11 - 16 Hz] e por último, há um pico aos 28 Hz que não tem significado para a classificação visual do sono mas em conjunto com as restantes frequências da banda beta permite conservar a detecção do estado N3, apesar das suas frequências [0 - 4Hz] típicas serem atenuadas pelo filtro passa-banda (Cardoso 2010).

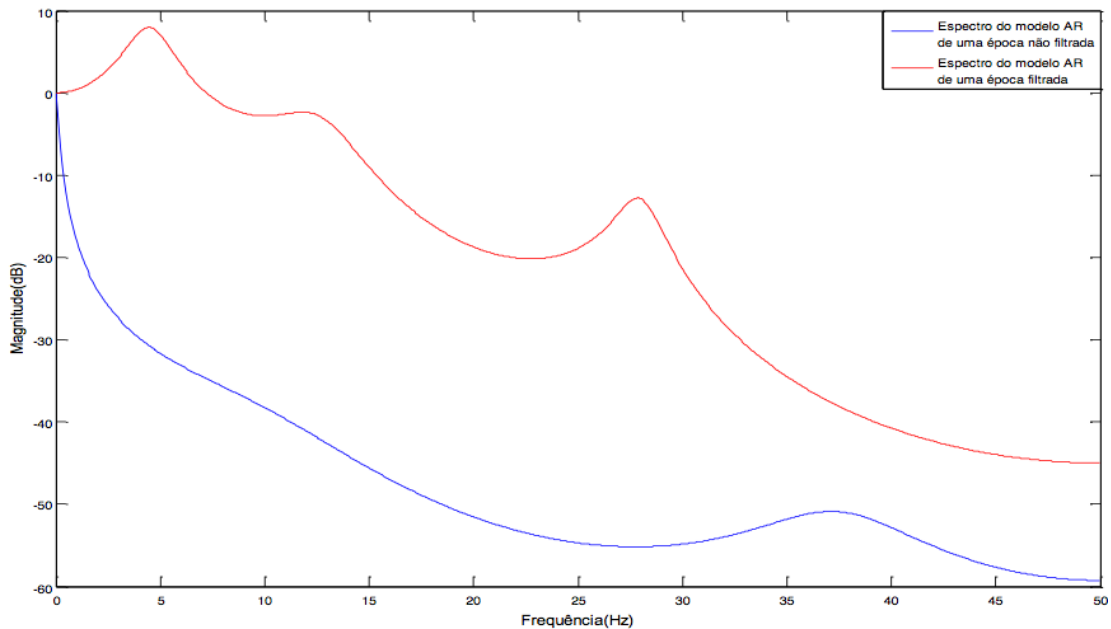


Figura 2-24- Espectros de uma época antes e depois da filtragem (Cardoso 2010).

Na figura 2-25 encontram-se representados os espectros dos *templates* de todos os estados. Estes *templates* foram obtidas tendo como referência o hipnograma obtido por classificação visual dos técnicos:

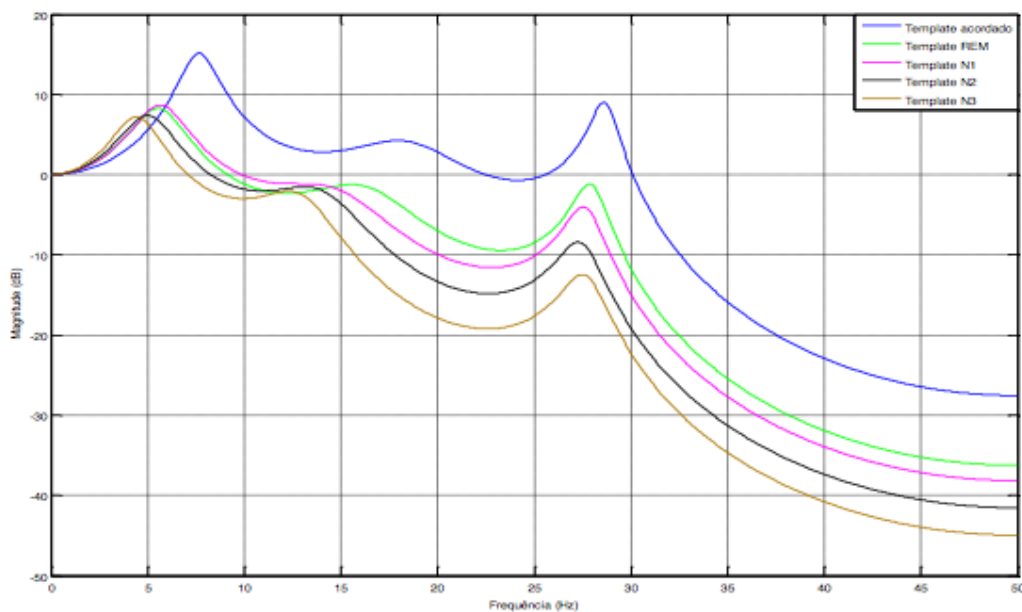


Figura 2-25- Espectros dos *templates* de todos os estados (Cardoso 2010).

Analisando a figura 2-25 denota-se que a diferença entre o estado N2 e N3 é reduzida entre 0 Hz e 13 Hz, sendo considerável na banda entre 13 e 30 Hz e assim esta banda permite a diferenciação do estado N2 do N3.

#### 2.5.4 Distâncias

A classificação automática do sono como já foi referida, é efectuada tendo em conta a profundidade deste. Esta profundidade é dada pela distância de *Itakura-Saito* e *Itakura* que efectua a distância espectral entre o *template Acordado* e o espectro de cada uma das épocas do exame de um paciente. Estas distâncias foram escolhidas por já se ter resultados comprovados na classificação do sono (E. N. Estrada 2004, E. N. Estrada 2005, F. M. Ebrahimi 2007, Cardoso 2010). De evidenciar que todas estas distâncias foram primeiramente utilizadas na classificação da voz (Augustine H. Gray 1976).

Assim, a distância de *Itakura-Saito* é definida como:

$$D_{IS} = \frac{1}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} \left[ \frac{|X(\omega)|^2}{|S(\omega)|^2} - \ln \left( \frac{|X(\omega)|^2}{|S(\omega)|^2} \right) - 1 \right] d\omega \quad (2-9)$$

onde  $X(\omega)$  é o espectro do *template Acordado* e  $S(\omega)$  o espectro do modelo *AR* (Iser 2008).

Esta distância é sensível à amplitude dos sinais em análise, o que tem as suas vantagens e desvantagens. Por um lado, sendo sensível às amplitudes será mais fácil distinguir certos estados de outros, pois entre os estados NREM a amplitude vai aumentando à medida que o sono se aprofunda (Fig. 2-24). Do lado negativo estão os artefactos, porque quando o paciente está acordado é normal movimentar-se na cama até adormecer. Estes movimentos provocam artefactos e até possíveis deslocações dos eléctrodos que podem ter como consequência melhorar (aumentar a amplitude) ou piorar (diminuir a amplitude) a captação do sinal. Assim, o espectro de uma época em que o paciente esteja acordado e quieto vai ser diferente de outra época qualquer em que o paciente esteja acordado mas a movimentar-se (Cardoso 2010).

Em reconhecimento de voz também surgiu o mesmo problema, pois o espectro de uma pessoa iria ser diferente quando esta falasse baixo ou alto. Assim, *Itakura* alterou a medida de distorção de *Itakura-Saito* de modo a minimizar a sensibilidade aos ganhos dos modelos *AR*, ficando então a distância modificada com o nome de distância de *Itakura*, também denominada como *log likelihood ratio distortion* (Soong 1988):

$$D_I = \min_{\sigma_B > 0} D_{IS} \left( \frac{\sigma_A^2}{|A|^2}, \frac{\sigma_B^2}{|B|^2} \right) \quad (2-10)$$

ou seja

$$D_{I_{A,B}} = \log \left( \int_{-\pi}^{\pi} \frac{|1 + b_1 e^{-j\omega} + \dots + b_p e^{-jp\omega}|^2}{|1 + a_1 e^{-j\omega} + \dots + a_p e^{-jp\omega}|^2} \frac{d\omega}{2\pi} \right) \quad (2-11)$$

sendo  $\frac{\sigma_A^2}{|A|^2}, \frac{\sigma_B^2}{|B|^2}$  os espectros LPC (*linear predictive coding*) dos modelos AR.

Ao alterar-se a ordem de comparação e fazendo a média das duas distâncias obtém-se a distância de *Itakura* simétrica (F. M. Ebrahimi 2007):

$$D_{I \text{ Simétrica}} = \frac{D_{I_{A,B}} + D_{I_{B,A}}}{2} \quad (2-12)$$

Assim, após obtenção do espectro do *template Acordado* é então possível efectuar a classificação automática do sono. Para tal, utilizaram-se as funções *distisar* para o cálculo da distância de *Itakura-Saito* e *distitar* para a distância de *Itakura*, encontrando-se estas na *voicebox* para o *MATLAB* (Brokes 1997). Também as funções *distitpf* e *distispf* foram aplicadas para cálculo das distâncias de *Itakura* e distância de *Itakura-Saito* através dos espectros.

Devido às distâncias variarem abruptamente (Fig. 2-26), optou-se por aplicar um filtro bidireccional de janela móvel de 4 amostras. Este filtro calcula a média das 4 amostras, resultando assim na suavização do gráfico (Fig. 2-27).

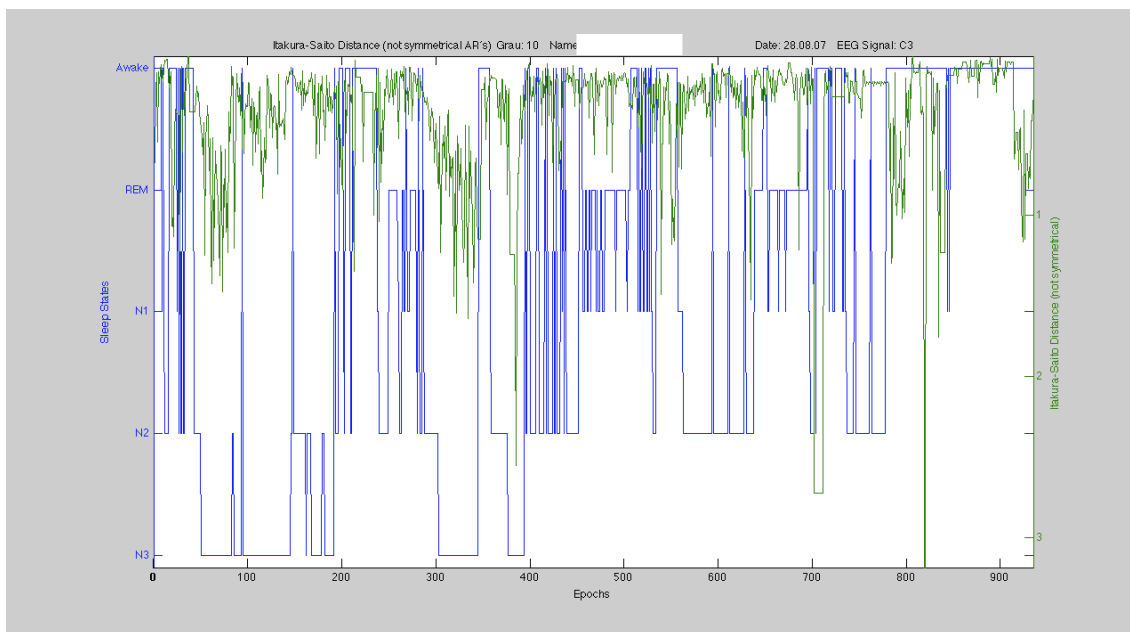


Figura 2-26- Distância de *Itakura-Saito* não simétrica sem filtro.

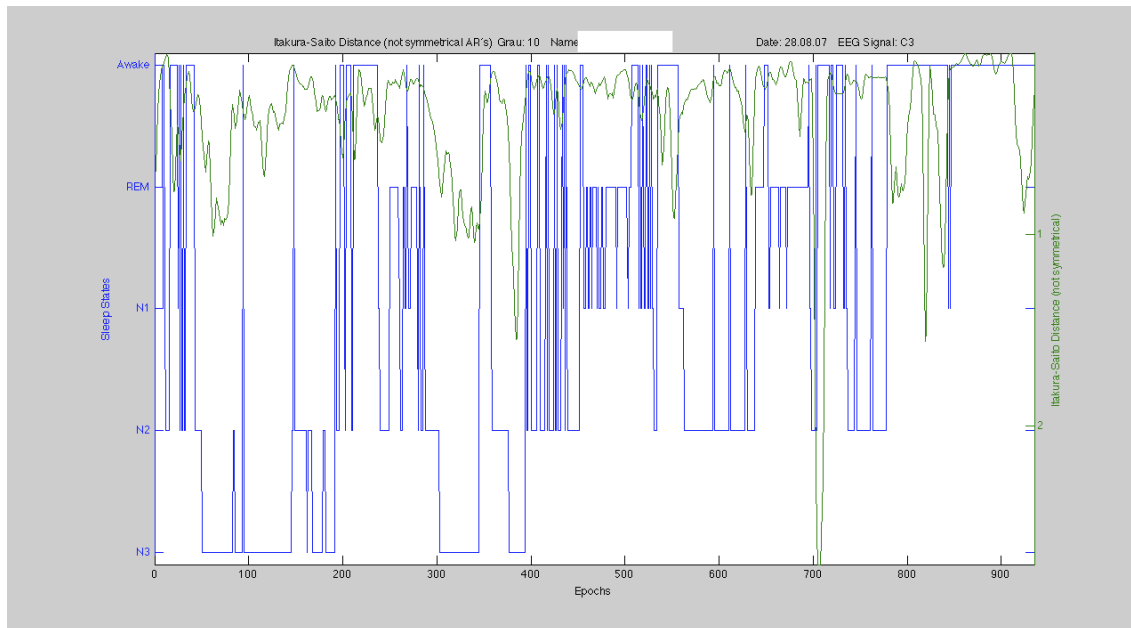


Figura 2-27- Distância de *Itakura-Saito* não simétrica com filtro.

Resumidamente, na figura 2-28 está representado o funcionamento do painel *Distances* até à obtenção da classificação automática do sono partindo do sinal proveniente *Artefact Correction*. Ainda nesta figura, a vermelho encontram-se os botões que é estritamente necessário premir para se obter a classificação e a azul o botão facultativo.



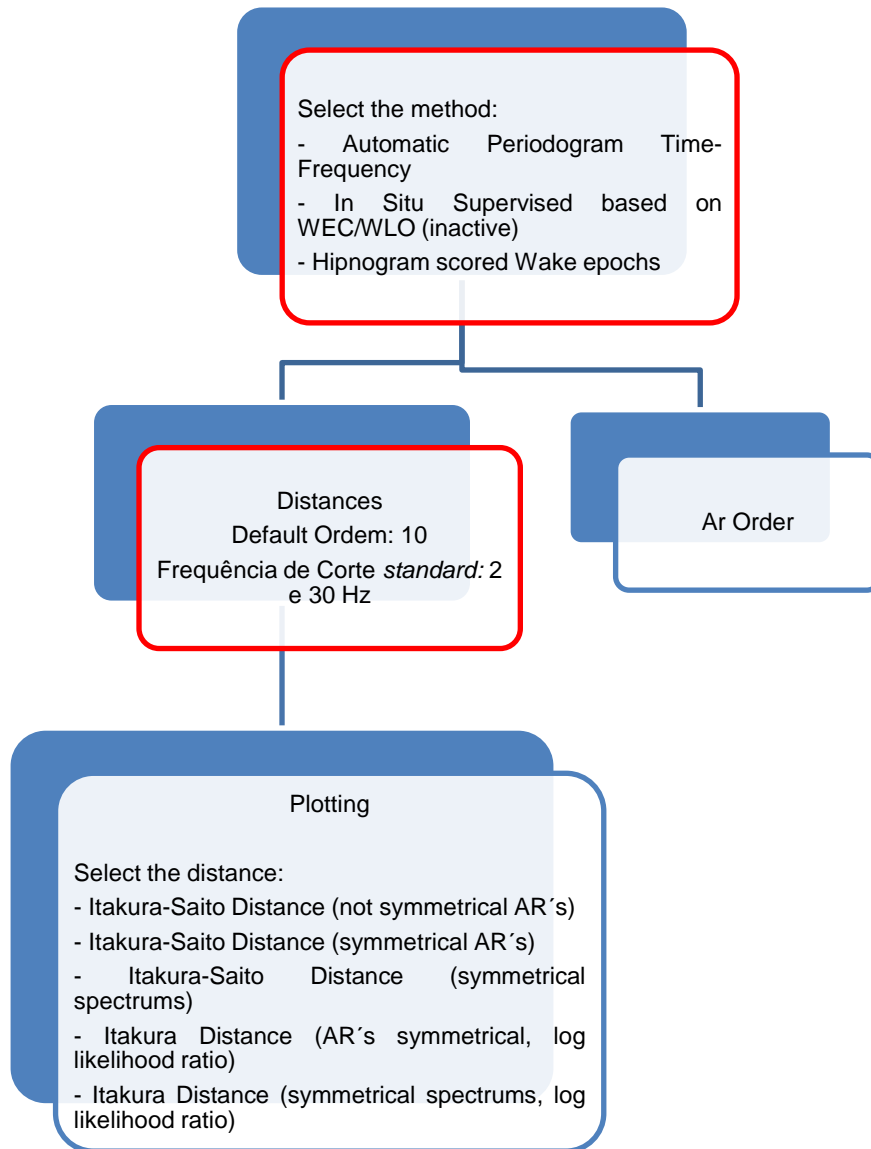


Figura 2-28- Funcionamento do painel *Distances*.

De referir que sendo esta plataforma um mecanismo de testes, o campo *In Situ Supervised based on WEC/WLO (wake eyes close/wake lights on)* ainda se encontra inactivo. Porém este foi incluído, visto tratar-se de um campo com o qual se pretende obter um *template Acordado* com total auxílio dos técnicos Cardiopneumologistas e que será referida no capítulo 4.

### 2.5.5 Estudos Prévios

Depois de implementados os dois métodos para obtenção do *template Acordado*, decidiu-se verificar qual deles seria o melhor para classificar automaticamente o sono, se o método do Periodograma (Fig. 2-29) ou o método do Hipnograma (Fig. 2-30) tendo como base o sinal bipolar  $C_3/A_2$ , pois é a derivação usada no HPV para construção do hipnograma.

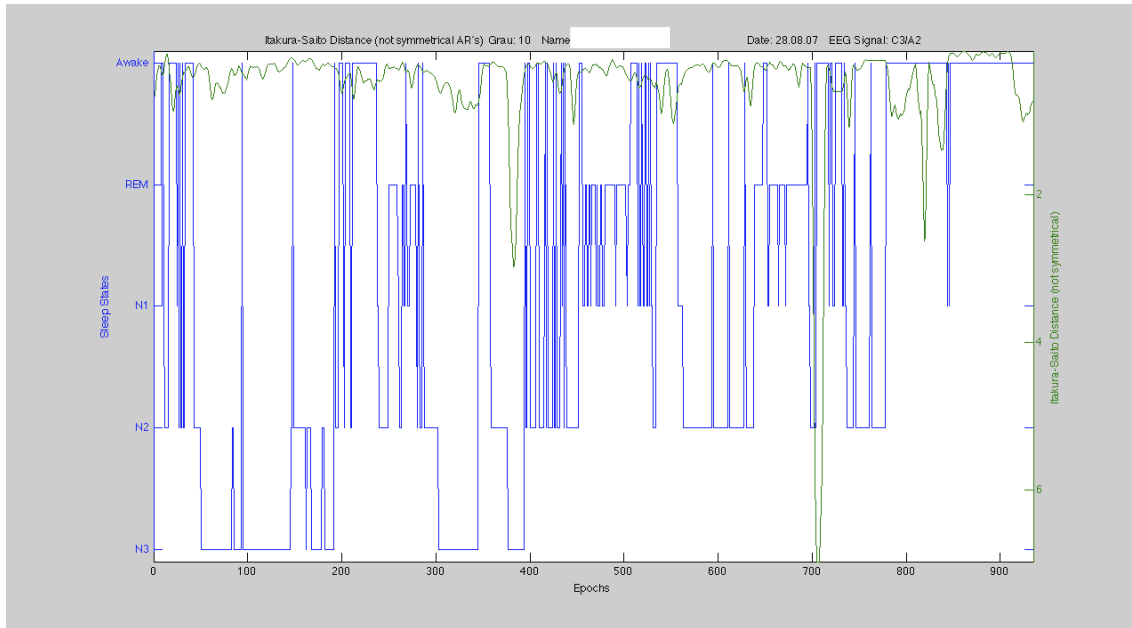


Figura 2-29- Método do Periodograma (sinal da derivação  $C_3/A_2$ ).

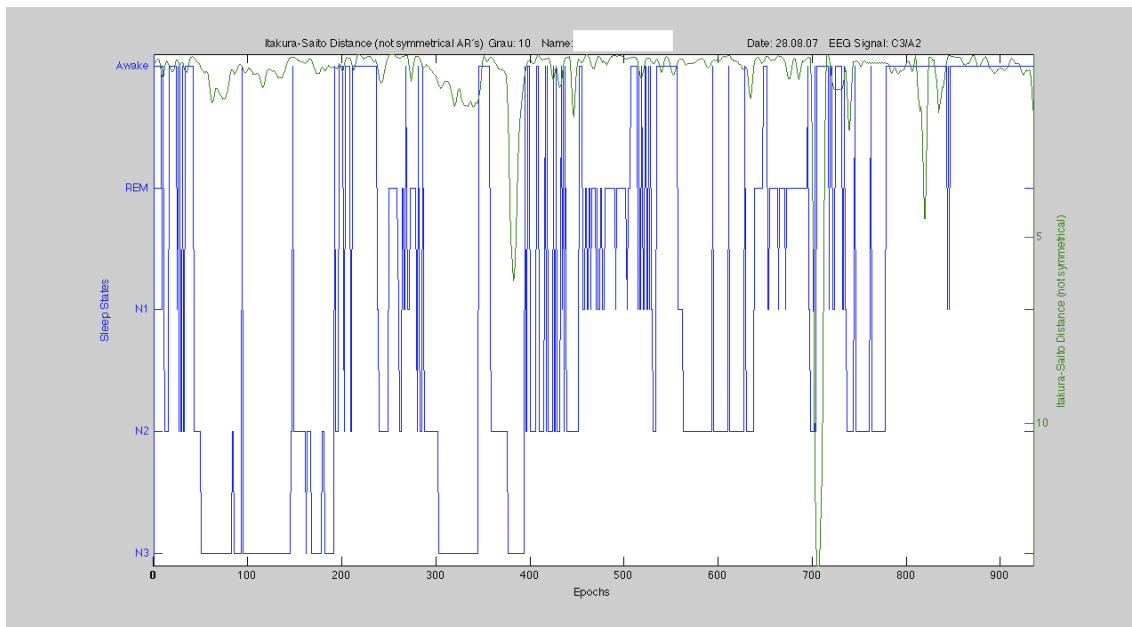


Figura 2-30- Método do Hipnograma (sinal da derivação  $C_3/A_2$ ).

A distância escolhida entre as 5 implementadas nesta plataforma para efectuar esse estudo foi a distância de *Itakura-Saito* não simétrica através dos modelos *AR*, visto já ter sido comprovada que

era a que melhor simulava o estado fisiológico do sono e se adequava ao hipnograma de referência (Cardoso 2010).

Em ambos os casos (fig. 2-29 e fig. 2-30) nota-se que o estado W é detectado, sendo melhor detectado pelo método do hipnograma. As limitações desta distância continuam presentes não se conseguindo diferenciar os estados mais profundos do sono, tal como o estado R. Esta desvantagem encontra-se presente somente agora, não se encontrando no estudo efectuado apenas para o eléctrodo C<sub>3</sub> onde o estado R era detectado tanto no método do periodograma (Fig. 2-31) (Cardoso 2010) como do Hipnograma (Fig. 2-32).

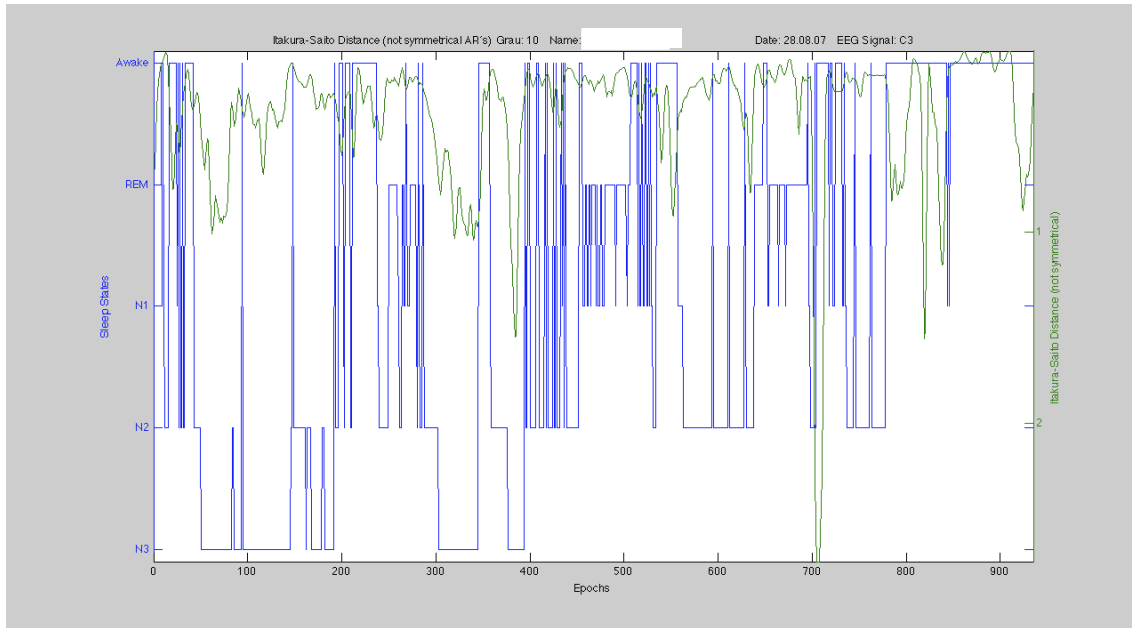


Figura 2-31- Método do Periodograma (sinal do eléctrodo C<sub>3</sub>).

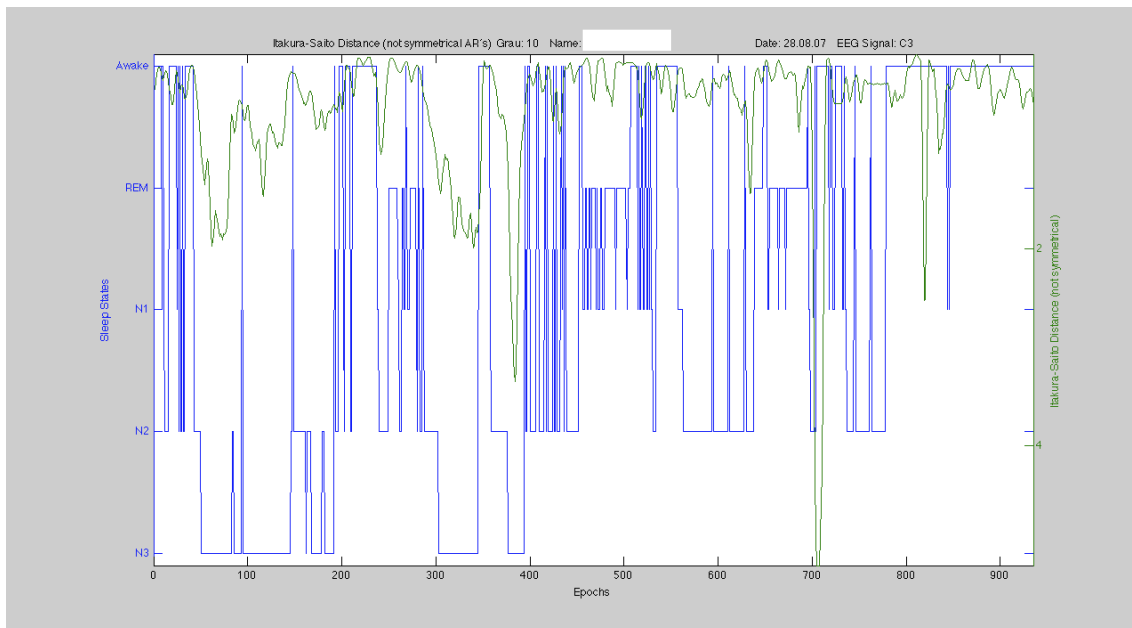


Figura 2-32- Método do Hipnograma (sinal do eléctrodo C<sub>3</sub>).

Através do estudo dos gráficos das distâncias de um paciente normal denotou-se mais algumas limitações relativas à distância de *Itakura-Saito* não simétrica através dos modelos *AR* e em todas as outras distâncias. A título exemplificativo, apenas é demonstrada a distância de *Itakura-Saito* não simétrica através dos modelos *AR* com a obtenção da *template Acordado* através do método do Periodograma para o sinal  $C_3$  (Fig. 2-33) e para o sinal  $C_3/A_2$  (Fig. 2-35) e através do método do Hipnograma também para ambos os sinais (Fig. 2-34 e Fig. 2-36).

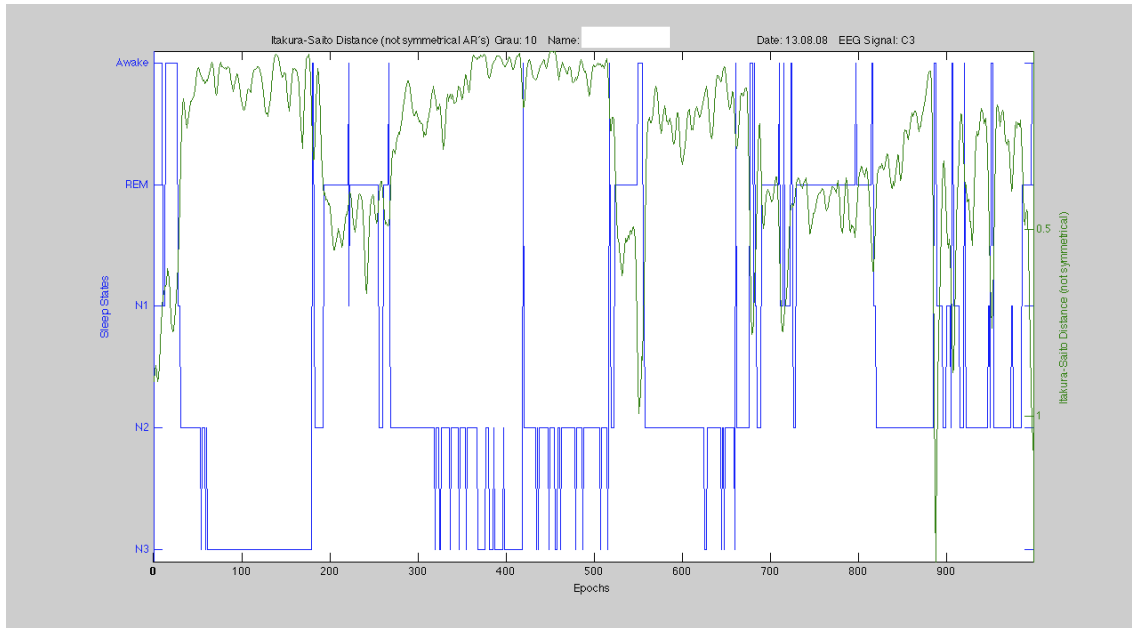


Figura 2-33- Método do Periodograma para um paciente normal (sinal do electrodo  $C_3$ ).

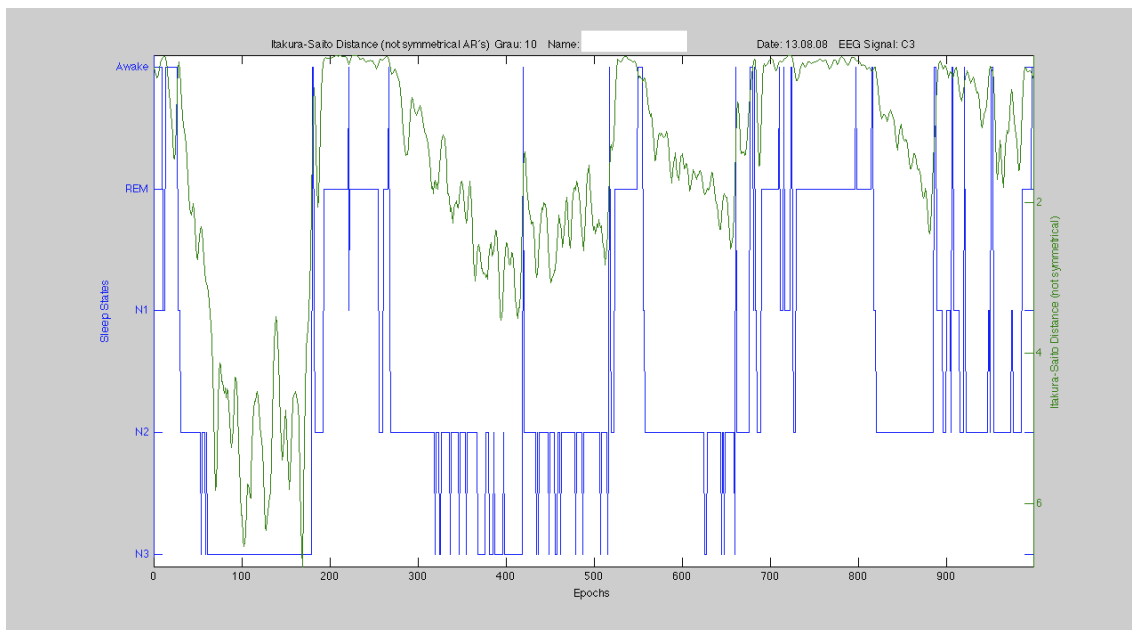


Figura 2-34- Método do Hipnograma para um paciente normal (sinal do electrodo  $C_3$ ).

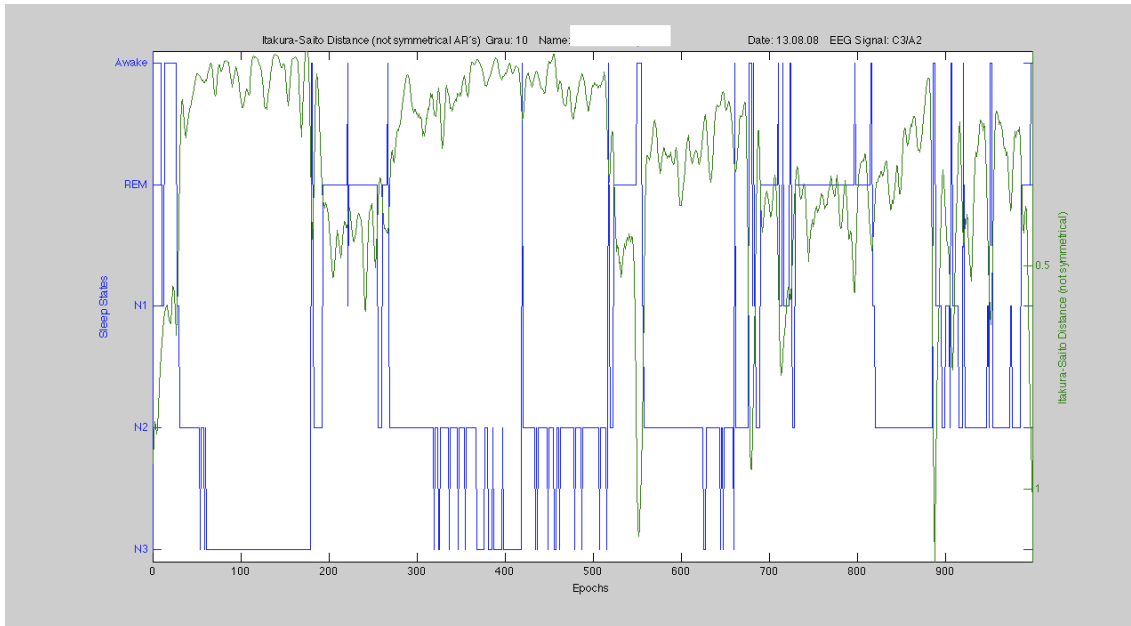


Figura 2-35- Método do Periodograma para um paciente normal (sinal da derivação  $C_3/A_2$ ).

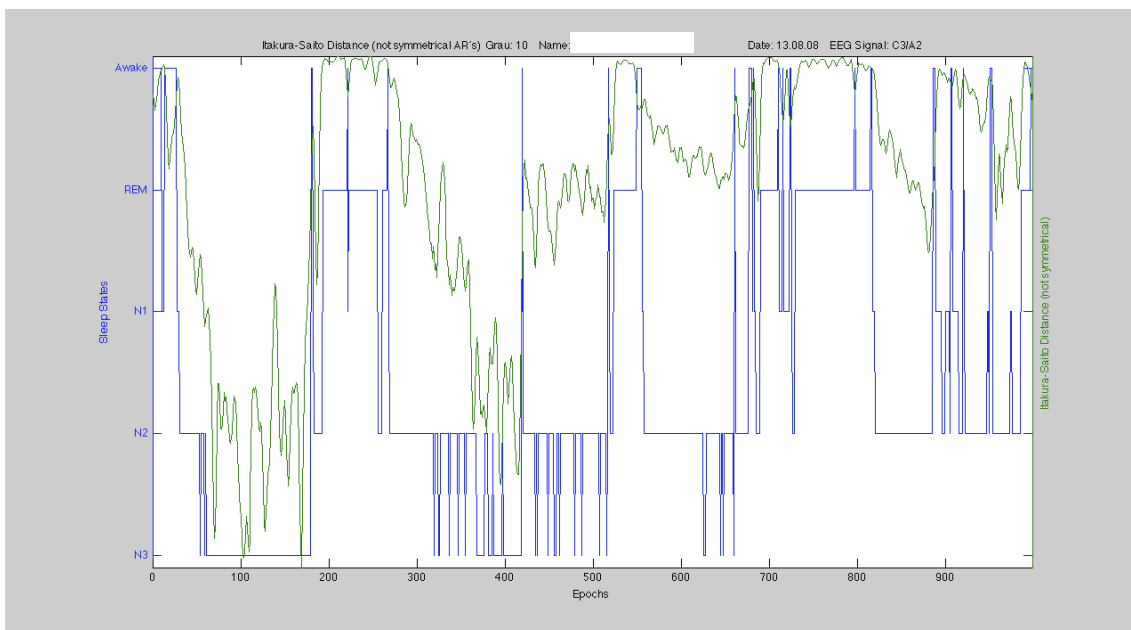


Figura 2-36- Método do Hipnograma para um paciente normal (sinal da derivação  $C_3/A_2$ ).

Após a observação das figuras 2-33 a 2-36, nota-se que para este paciente a classificação se encontra muito deturpada, visto nem os estados NR, R e W se encontram classificados correctamente. Porém, através do método do Hipnograma consegue-se obter uma maior sensibilidade à mudança de estado, tanto para o sinal  $C_3$  como para o sinal  $C_3/A_2$  e uma detecção melhor dos estados mais profundos.

O caso anteriormente relatado também aconteceu para uma paciente moderada, sendo visível tal fenómeno na figura 2-37 e 2-38:

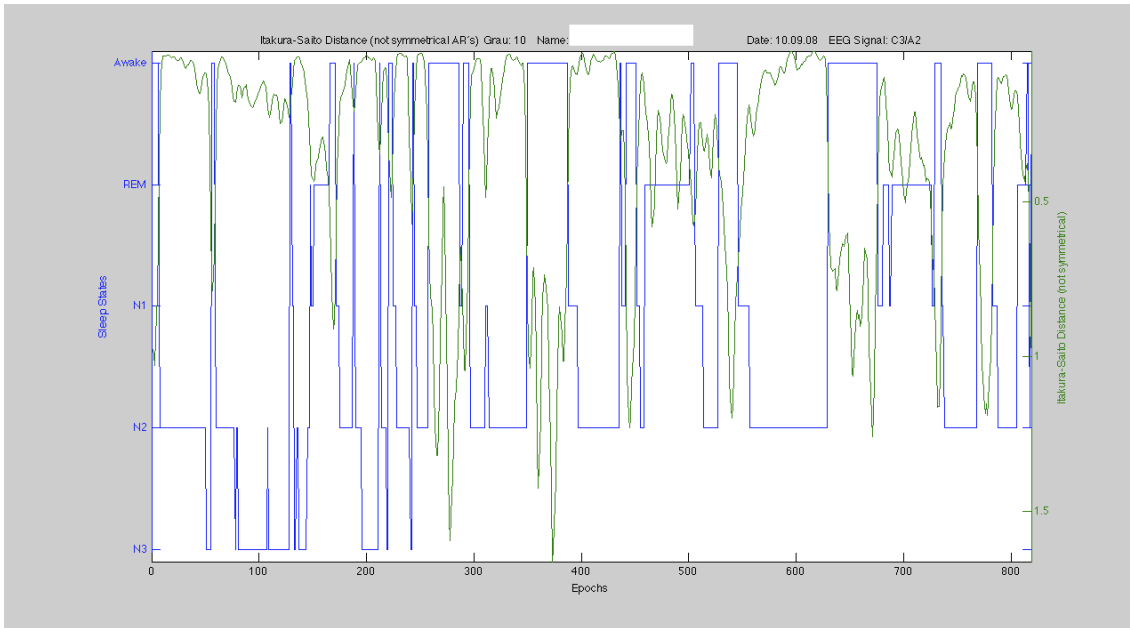


Figura 2-37- Método do Periodograma para um paciente moderado (sinal da derivação  $C_3/A_2$ ).

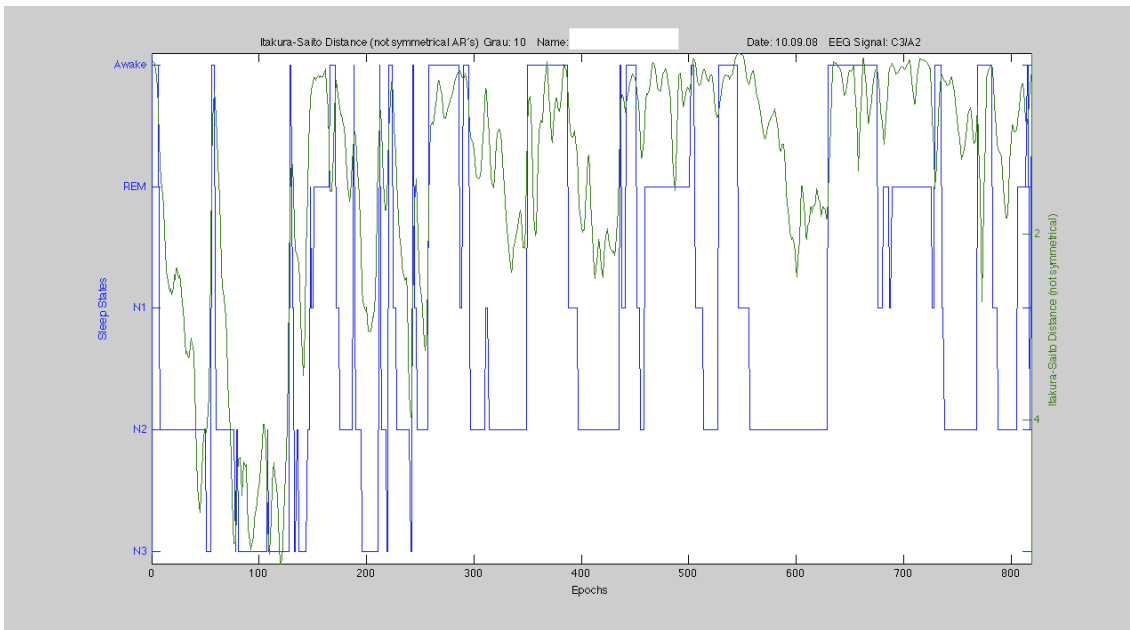


Figura 2-38- Método do Hipnograma para um paciente moderado (sinal da derivação  $C_3/A_2$ ).

Apesar de ser logicamente expectável os resultados pelo método do hipnograma serem melhores que os obtidos pelo periodograma, tal não justifica porém as diferenças obtidas. Possivelmente o principal responsável pela diferença encontrada após obtenção do *template Acordado* pelos dois métodos possa ser a normalização efectuada ao espectro.

## 2.6 Detecção de Fusos do Sono

Esta parte da interface, correspondente ao painel *Spindle* não foi evoluída, mantendo-se semelhante todo o tratamento do sinal EEG para detecção de fusos igual ao anteriormente visto no *SleepLab v.1.0*. Apenas a parte de salvar os dados do fusograma foi alterada para facilitar o funcionamento da interface e provocar menos entropia a nível visual devido ao excessivo número de botões.

Assim, ir-se-á somente referir como é executada a detecção de fusos de uma forma simples e minimalista.

Para detectar os fusos recorreu-se à *TWC*, nomeadamente à *Wavelet Morlet Complexa* usando a técnica de detecção de fusos descrita em Latka *et. al* (Latka 2005). A *Wavelet Morlet Complexa* é definida como (Misiti 2009):

$$\psi(t) = \frac{2}{\sqrt{\pi f_b}} e^{2i\pi f_c t} e^{-\frac{t^2}{f_b}} \quad (2-13)$$

Sendo  $f_b$  a largura de banda e  $f_c$  a frequência central da *Wavelet*. A representação gráfica da equação 2-13 é então a figura 2-39:

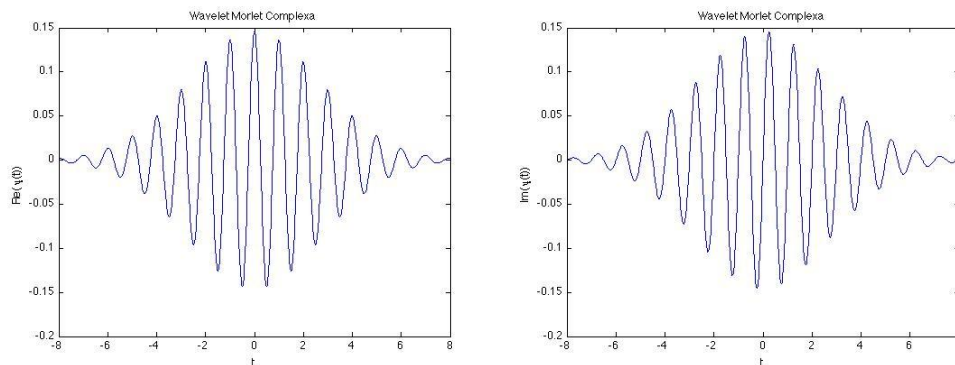


Figura 2-39- Parte real e parte imaginária da *Wavelet Morlet Complexa*.

Visto terem sido detectados falsos fusos, decidiu-se aumentar os critérios para se considerar um fuso. Para confirmar se era fuso (Cardoso 2010) usou-se então a *Wavelet Chapéu Mexicano* que é definida como (Misiti 2009):

$$\psi(t) = \frac{2}{\sqrt{3\pi^4}} (1 - t^2) e^{-\frac{t^2}{2}} \quad (2-14)$$

Na figura 2-40 encontra-se a representação gráfica da equação 2-14:

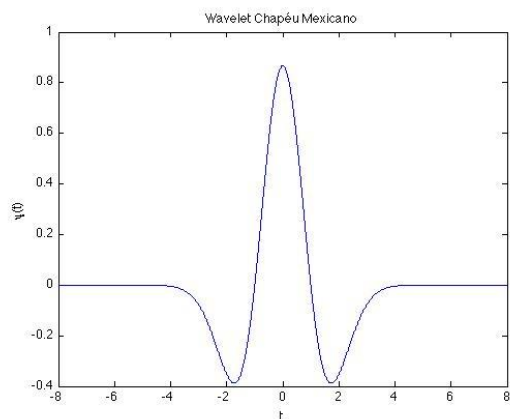


Figura 2-40- Wavelet Chapéu Mexicano.

Só após a detecção do fuso pelas 2 transformadas este era considerado verídico. Finalmente obtém-se então o fusograma (Fig. 2-41).

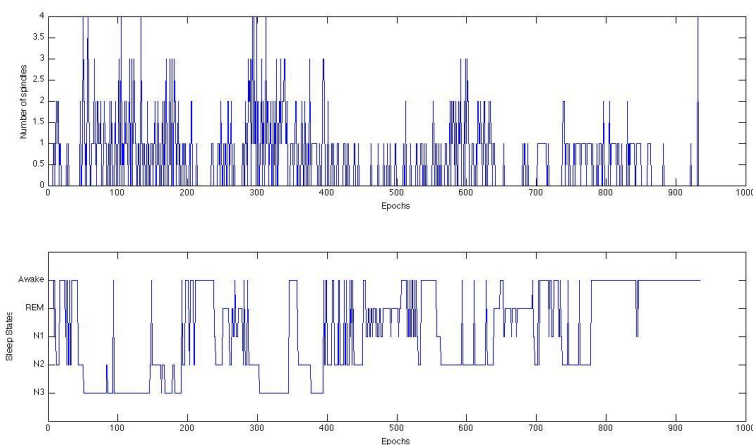


Figura 2-41- Fusograma.

Por observação da Figura 2-41, denota-se que o algoritmo detecta fusos no estado W. Isto deve-se ao facto de o sinal EEG durante esse estado apresentar uma forma de onda que se assemelha a um conjunto de fusos (Cardoso 2010).



### 3 Manual do Utilizador

Este projecto foi executado com o objectivo de prosseguir no desenvolvimento de uma plataforma de teste a algoritmos de classificação automática do sono. O sistema executa uma conjunto de processos de pré-processamento essenciais, aqui executados sem necessidade de sair fora do “tecto” comum da plataforma. Ainda de referir que esta plataforma não foi desenvolvida de raiz, mas melhorada, otimizada e evoluída a partir de uma mais rudimentar denominada *SleepLab v.1.0*. Assim encontram-se integradas mais funcionalidades, sendo mais fácil e intuitiva a sua utilização no campo médico-científico. Os utilizadores alvo desta plataforma serão médicos, cardiopneumologistas e investigadores na área do sono.

#### 3.1 Estrutura

O *SleepLab v.2.0* (Fig. 3-1) encontra-se estruturado por painéis para uma mais fácil organização e posterior manipulação por parte do utilizador.

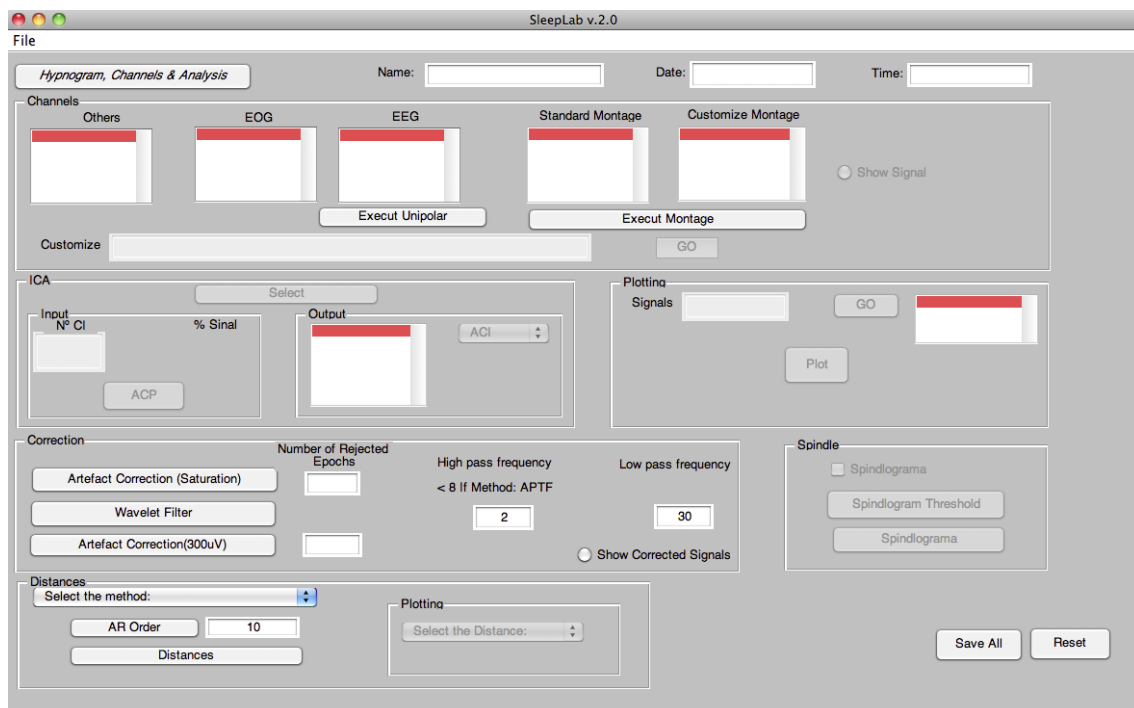


Figura 3-1- *SleepLab v. 2.0*.

De referir que todos os painéis se encontram activos, excepto o painel de nome *ICA* (*Independent component analysis*). Tal facto é justificado por este software tratar-se de uma ferramenta experimental e assim pretende-se futuramente que este painel contribua para o aumento da semelhança entre os resultados obtidos a nível automático e os provenientes dos relatórios médicos. Também algumas opções dentro de alguns *popup menus* encontram-se inactivas, sendo referidas no momento em que for referenciado o painel em que estão inseridas.

Aparentemente, também os painéis *Plotting* e *Spindle* se assemelham inactivos, mas ao longo da execução do programa tornar-se-ão activos consoante os dados necessários para o seu correcto funcionamento estejam carregados e prontos a ser utilizados.

### 3.2 Funcionamento

O programa inicia-se sempre ao premir o botão *Hypnograma, Channels & Analysis* que irá efectuar a leitura do ficheiro *.edf* referente ao paciente em estudo. Por consequência, carregam-se os dados que são essenciais para continuação da execução do programa: número e nome dos eléctrodos, nome do paciente, data e hora de início do exame e hipnograma de referência (Fig. 3-2) executado por Cardiopneumologistas. Para o sistema Somnológica o hipnograma não está incluído do EDF exportado, pelo que houve necessidade de proceder à importação independente destes dados via SleepLab.

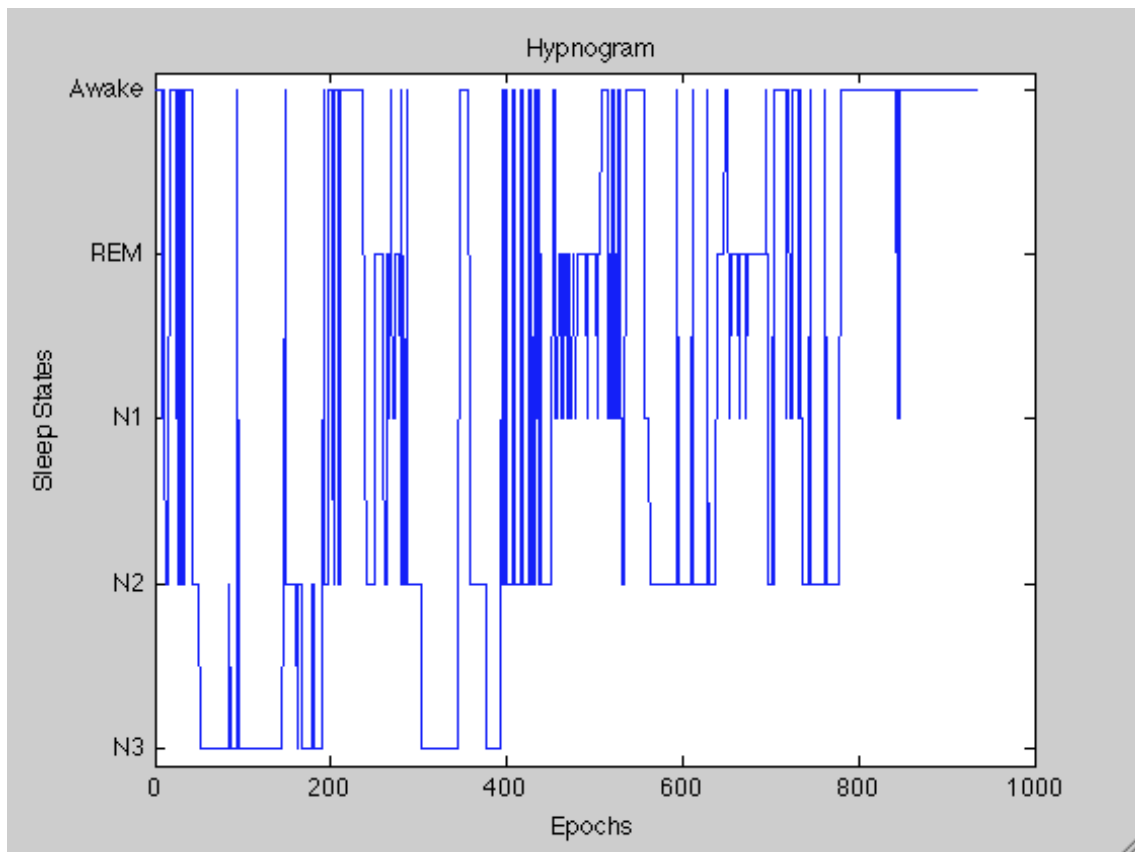


Figura 3-2- Hipnograma de referência.

Após a execução do botão, este será bloqueado não sendo possível efectuar a leitura de dados de qualquer outro paciente. Caso o paciente seleccionado seja o errado, é sempre possível ao utilizador limpar os dados anteriormente carregados e reiniciar a leitura de dados de outro paciente, bastando premir o botão *Reset*. De evidenciar que este botão poderá ser premido em qualquer momento da execução do programa.

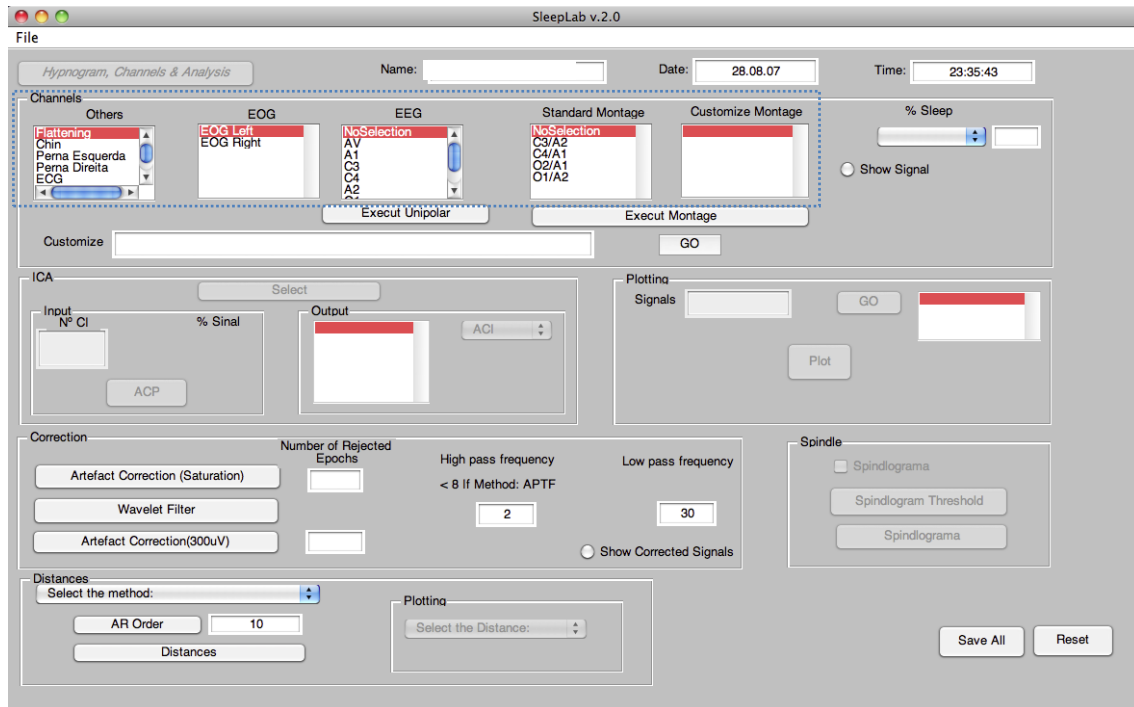


Figura 3-3- Painel *Channels* com os canais EEG registados durante o exame.

Posto isto, é então possível visualizar o nome de todos os canais dos quais se possuem dados, sendo estes canais separados pelas *listboxes* (Fig. 3-3):

- **Others** - dados respiratórios obtidos por pletismografia, EMG do queixo e de ambas as pernas e ECG;
- **EOG** - sinais EOG de ambos os olhos;
- **EEG** - sinais EEG provenientes dos eléctrodos:  $C_3$ ,  $C_4$ ,  $A_1$ ,  $A_2$ ,  $O_1$  e  $O_2$ . O elemento *NoSelection* que é possível ler, não simboliza nenhum canal, apenas significa que nenhuma das opções da *listbox EEG* se encontra seleccionada. Esta selecção será essencial para uma futura classificação do sono. O sinal *AV*, que também é possível a sua selecção nesta *listbox*, é a média aritmética de todos os sinais EEG registados durante o exame. Caso se execute a classificação do sono por um sinal desta lista, diz-se que foi efectuada partindo dum sinal unipolar, exceptuando o sinal *AV*.

Na plataforma ainda se encontram presente mais duas *listboxes*:

- **Standard Montage** - é disponibilizada a opção do utilizador efectuar uma classificação automática do sono segundo as recomendações do manual da AASM (Iber 2007);
- **Customize Montage** - encontra-se presente a opção do utilizador efectuar a classificação do sono por um sinal bipolar que poderá ser constituído por eléctrodos ou pelo sinal *AV*, tanto no *senal* como no *senal de referência*.

Para tal, este terá que escrever no campo *Customize* o sinal desejado e premir o botão *GO*, de forma a que este apareça escrito na *listbox* em estudo para seguidamente ser

seleccionado (Fig. 3-4). Caso a opção escrita não seja constituída pelos eléctrodos existentes ou pelo sinal AV, uma mensagem erro aparecerá na *listbox* (Fig. 3-5).

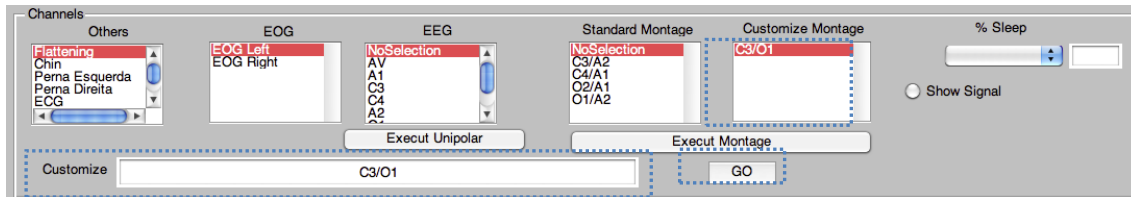


Figura 3-4- Botão Go.

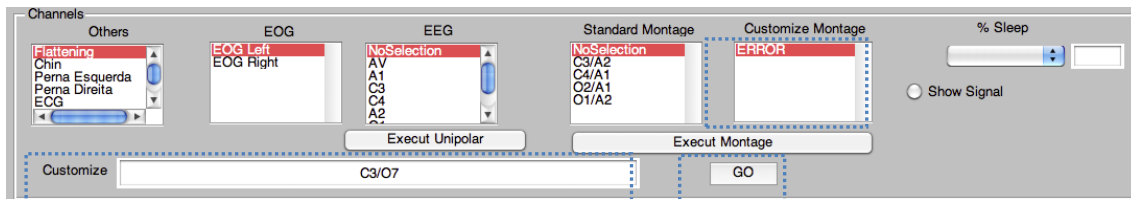


Figura 3-5- Mensagem de erro (ERROR).

No caso do sinal para classificação do sono provir da *listbox* *Customize Montage* ou *Standard Montage*, diz-se que a classificação do sono foi efectuada partindo de um sinal bipolar.

Ainda de evidenciar que em qualquer um dos casos, o utilizador deve sempre confirmar o sinal escolhido para classificação do sono na *listbox* em que este se encontra, através de um clique com o rato.

Depois de seleccionado o sinal desejado, no primeiro painel encontra-se agora em aberto a possibilidade de verificar a percentagem de tempo despendido em cada um dos estados do sono, escolhendo no *popupmenu* que se encontra localizado por baixo de *% Sleep* o estado desejado (Fig. 3-6). Também uma possível visualização de um sinal bipolar ou unipolar e sinal AV encontra-se agora possível, bastando confirmar a *checkbox* *Show Signal* (Fig. 3-6).

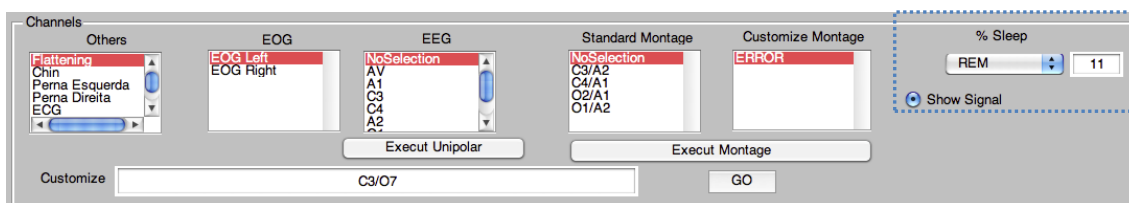


Figura 3-6- Percentagem de tempo despendido em cada estado e selecção da opção que permite a visualização de sinais.

Após a confirmação, o painel *Plotting* fica activo, sendo então possível escrever no campo *Signals*, os sinais desejados (bipolares ou unipolares e sinal AV) separados por “;”. Tanto o botão GO, como também as mensagens de erro têm uma funcionalidade semelhante à que se encontra no painel *Channels*. Para finalizar, ao premir o botão *Plot* visualiza-se os sinais pretendidos, ou seja, todos os expostos na *listbox*. De referir que o utilizador deverá apenas premir o botão *Plot* caso nenhuma mensagem de erro apareça na *listbox* do painel *Plot* (Fig. 3-7).

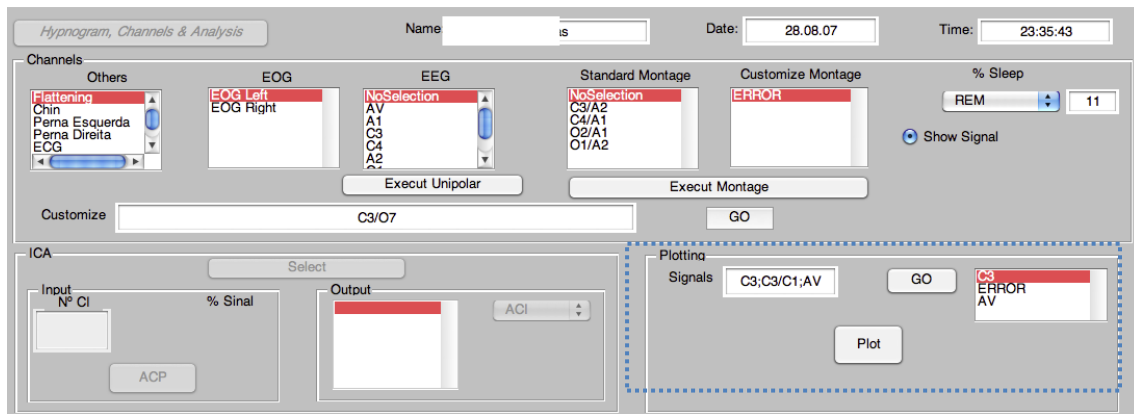


Figura 3-7- Painel Plotting.

De alertar que todos os campos onde é possível o utilizador efectuar a escrita de sinais estarão sempre editáveis, visto pretender-se que nas *listboxes* onde são visíveis os sinais escolhidos, não se vislumbre a mensagem *ERROR*. Caso isto se verifique, então recomenda-se que o utilizador verifique os sinais seleccionados e efectue as devidas modificações, apagando ou emendando no campo *Signals* o sinal correspondente à mensagem *ERROR* (Fig. 3-8).

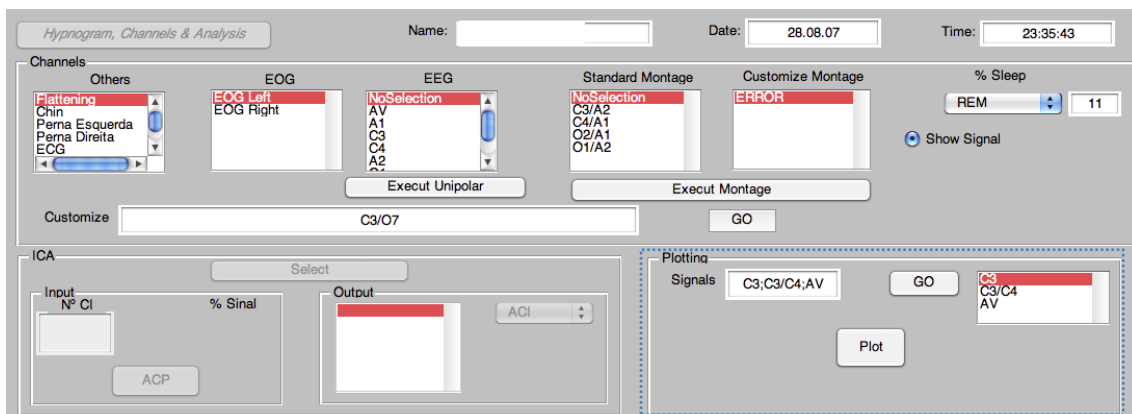


Figura 3-8- Sinal corrigido após mensagem de erro (*ERROR*).

A visualização do sinal será estudada no subcapítulo 3.3.

Neste momento, o utilizador terá que efectuar a selecção de qual dos sinais pretende utilizar para prosseguir o estudo da classificação do sono. Consoante a sua escolha, este deverá premir na *listbox* correspondente a sua opção.

Com a devida cautela, caso o sinal seleccionado seja um dos visíveis na *listbox EEG* dever-se-á premir o botão *Execut Unipolar*. Se o sinal for da *listbox Standard Montage* ou da *Customize Montage*, deverá então ser premido o botão *Execut Montage*.

Ambos os botões, *Execut Montage* e *Execut Unipolar*, carregam o sinal proveniente duma noite inteira de sono do paciente em estudo.

Nesta fase, inicia-se o tratamento de sinal no painel *Correction* onde é efectuado um pré-processamento através dos botões (Fig.3-9):

- *Artefact Correction (Saturation)*;
- *Wavelet Filter* - Neste tratamento é dada a possibilidade de escolha das frequências de corte do filtro *Wavelet* através dos campos editáveis colocados por baixo de *High pass frequency* e *Low pass frequency* (Fig. 3-9). Porém deve-se ter em conta que caso depois se deseje seleccionar o método *Automatic Periodogram Time-Frequency (APTF)*, deverá seleccionar-se uma frequência *High pass* inferior a 8 Hz por os motivos já citados em 2.4. Ainda após premir-se este botão, tais frequências serão substituídas pelas realmente utilizadas pelo filtro tendo em conta as características limitantes impostas pela *TWP* seleccionada.
- *Artefact Correction (300µV)*.

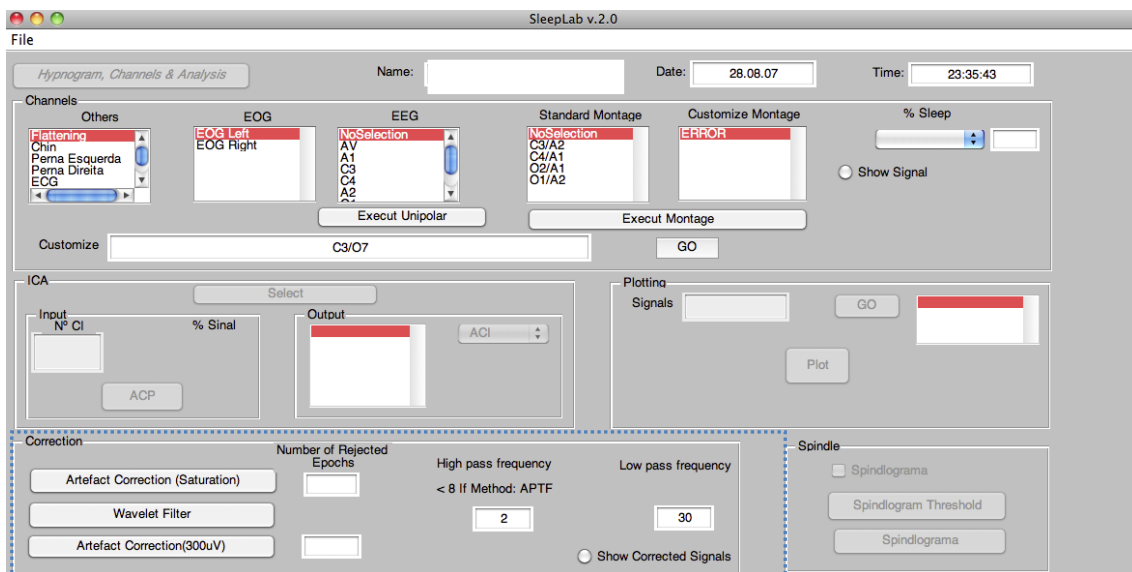


Figura 3-9- Painel *Correction*.

A execução dos botões no painel *Correction* deverá ser efectuada pela ordem em que foram descritos, obtendo-se no final um sinal menos ruidoso.

À medida que os artefactos são retirados, caso o utilizador queira ir observando os sinais que são gerados, deverá antes de premir o botão *Artefact Correction (Saturation)* confirmar a *checkbox Show Corrected Signals* (Fig. 3-10).

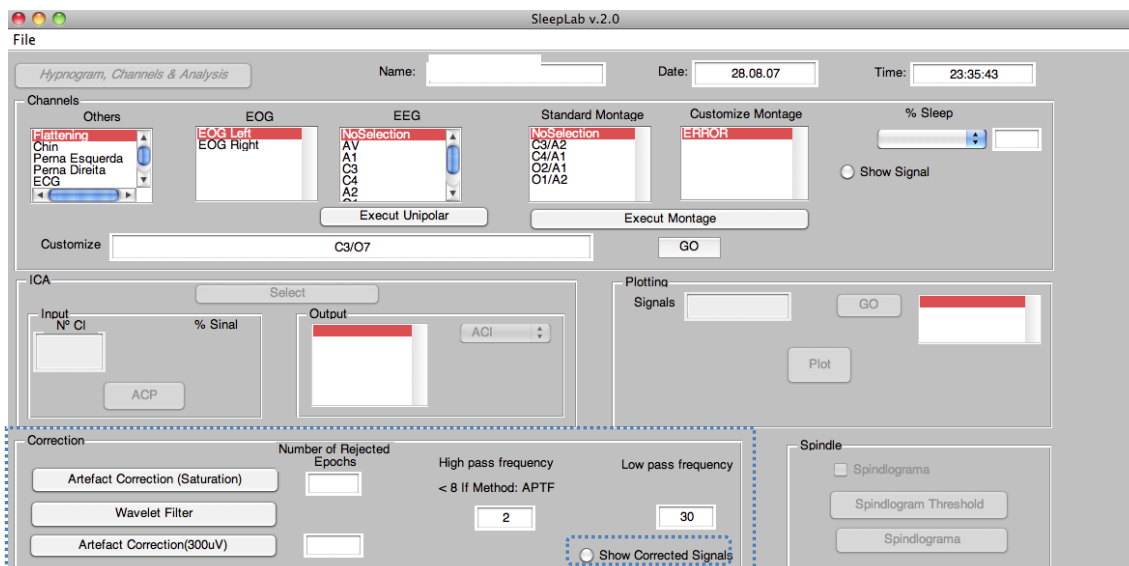


Figura 3-10- Seleção da opção *Show Corrected Signals*.

Posto isto, é possível visualizar o sinal após cada tratamento, observando o sinal antes e depois de cada processamento. De referir que nenhuma janela deverá ser fechada porque o programa irá encerrá-las automaticamente, podendo-se ver na última janela todo o tratamento que o sinal sofreu (Fig. 3-11).

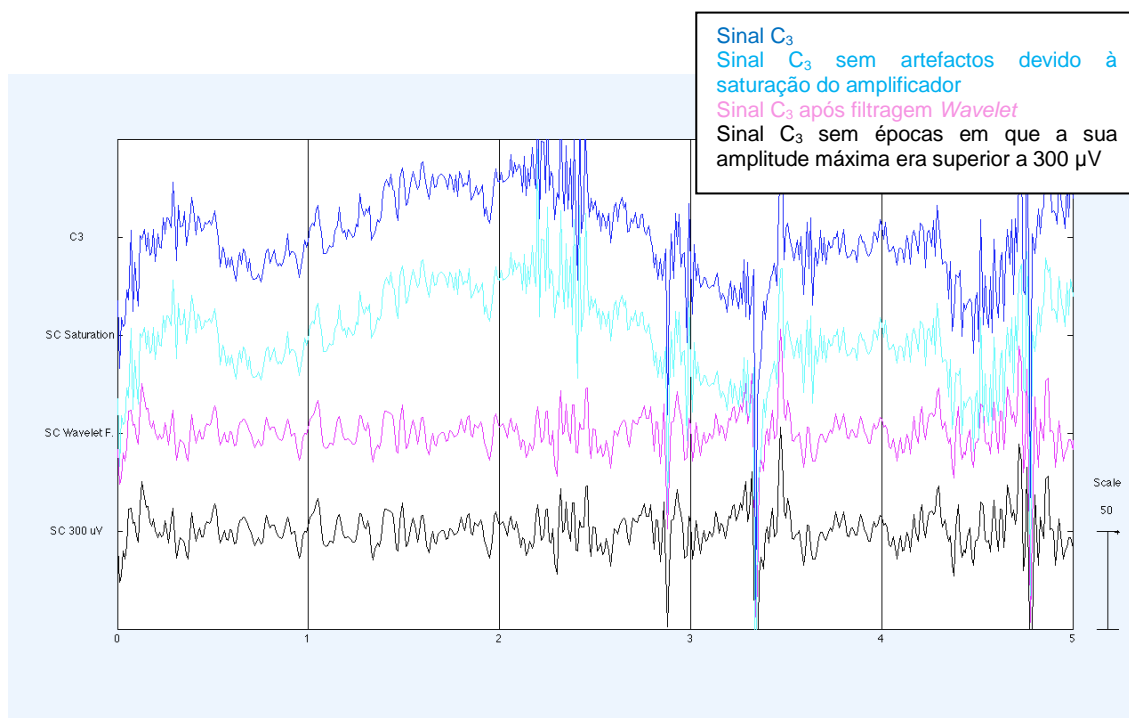


Figura 3-11- Sinais após pré-processamento.

Por observação da Figura 3-11 pode-se verificar a correcção dos artefactos ao longo da execução do programa. Os nomes atribuídos aos sinais estão relacionados com a plataforma da seguinte forma:

- C3 - sinal seleccionado para ser efectuada a classificação. Este rótulo será o único que se altera com a mudança do sinal seleccionado previamente.
- SC Saturation - Sinal após retirar-se as épocas onde a amplitude do sinal é superior a 3000  $\mu\text{V}$ .
- SC Wavelet F.- Sinal após ser processamento num filtro passa banda de frequências de corte *standard* de 2 Hz e 30 Hz ou à escolha do utilizador.
- SC 300  $\mu\text{V}$  - Sinal após serem retiradas todas as épocas em que a sua amplitude é superior a 300  $\mu\text{V}$  ou 600  $\mu\text{V}$ , consoante o sinal seja unipolar ou bipolar.

De referir que todo o tratamento é efectuado sob o sinal dividido em épocas de 30 segundos. A classificação do sono efectua-se pela atribuição de estados do sono a estas épocas.

Após a então referida execução essencial dos botões do painel *Correction*, o sinal encontra-se dividido em épocas e com um menor número de artefactos. Assim, após se premir qualquer um dos botões *Artefact Correction (Saturation)* e *Artefact Correction (300  $\mu\text{V}$ )*, os campos por baixo de *Number of Rejected Epochs* são preenchidos (Fig. 3-12). Estes campos são preenchidos com o número de épocas que não cumprem os requisitos subjacentes a estes botões. Tal informação poderá ser útil de forma a inferir-se uma ideia da qualidade do sinal inicial, antes de efectuado qualquer tratamento.

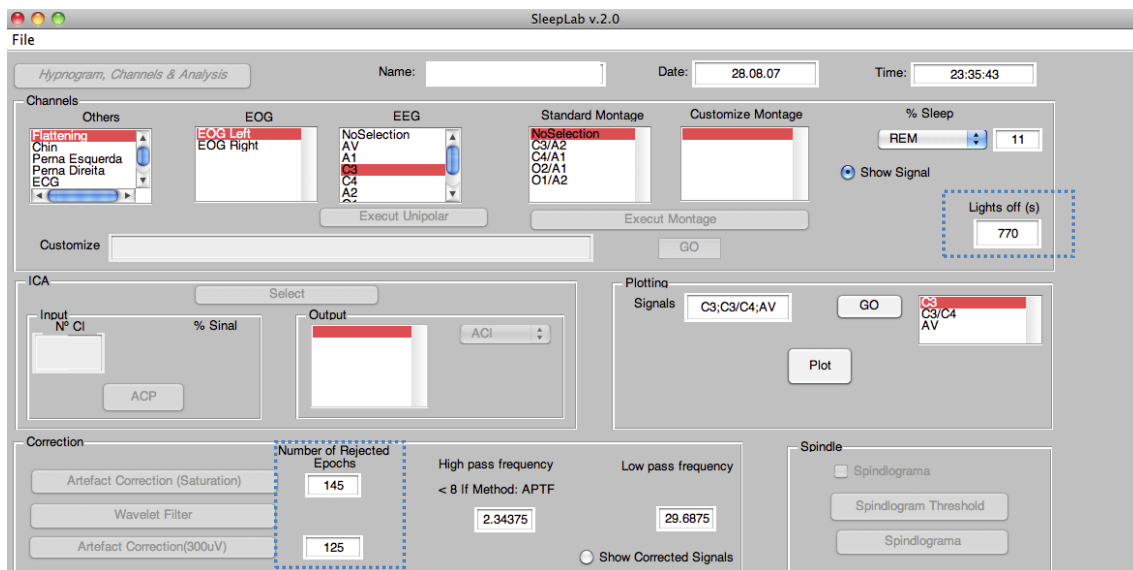


Figura 3-12- Campo *Number of Rejected Epochs*.

De evidenciar ainda que o campo *Lights off (s)* visível na figura 3-12 representa o tempo entre activação do sistema de aquisição (já ligado ao doente) e o início da classificação visual.

Então agora após o tratamento do sinal, pode-se seleccionar no painel *Distances* umas das opções do *popupmenu* presente, obtendo-se um *template* denominada por “Acordado” independentemente do método seleccionado. Caso se escolha *Automatic Periodogram Time-Frequency* obtém-se o *template Acordado* (não visível a nível gráfico), um diagrama (Fig. 3-13) onde são visíveis quais as épocas em que o paciente se encontra acordado e um periodograma



onde estão representadas todas as épocas de uma noite (Fig. 3-14). Tal template não inclui todas as épocas em que o paciente se encontra acordado, tendo sido eliminadas algumas de acordo com os critérios já citados em 2.5.1.

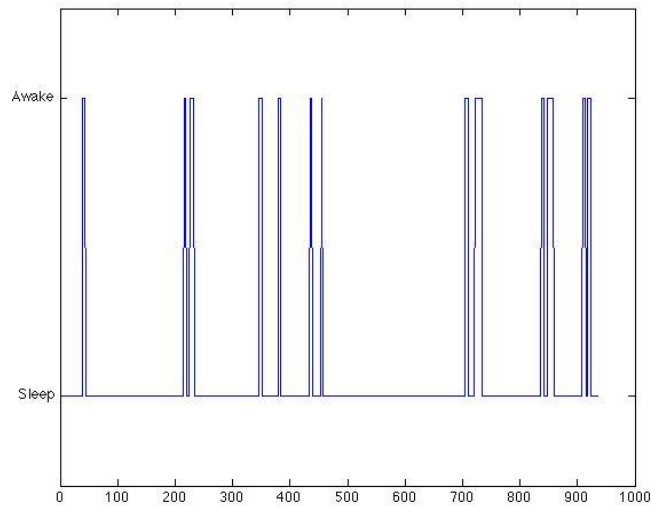


Figura 3-13- Diagrama representativo das épocas em que o paciente se encontra acordado.

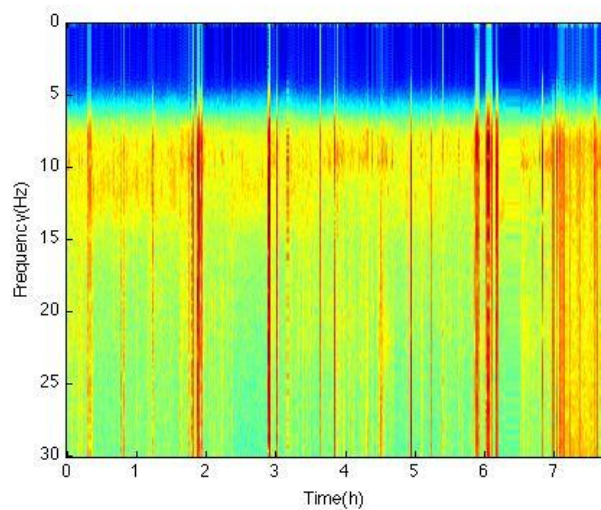


Figura 3-14- Periodograma de todas as épocas do exame de um paciente.

Caso se tenha escolhido a opção *Hipnogram scored Wake epochs*, obtém-se então o *template Acordado* baseada na média dos modelos *AR* das épocas em que o paciente está marcado como estando no estado W no hipnograma.

A última opção presente no *popupmenu* não se encontra activa, sendo um futuro desenvolvimento do programa para obtenção do *template Acordado* baseada em dados obtidos com auxílio dos técnicos Cardiopneumologistas de forma directa. Esta opção será explorada no capítulo 5.

Depois da execução de qualquer um dos métodos para obtenção do *template Acordado*, o painel *Spindle* fica activo, tratando-se também este de um painel facultativo (Fig. 3-15).

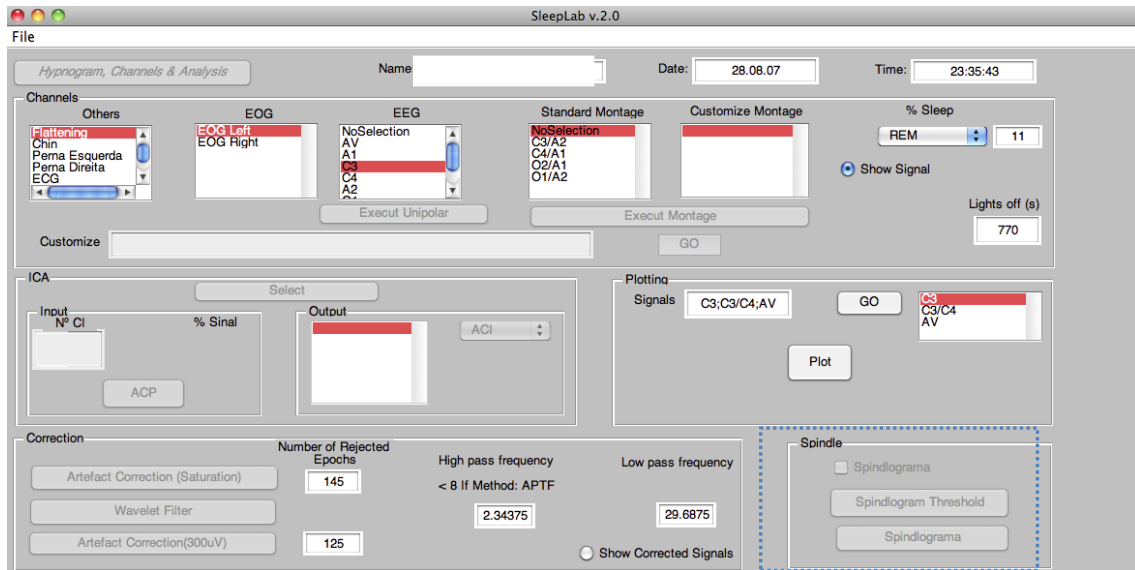


Figura 3-15- Painel *Spindle*.

Estando no painel *Spindle*, após a confirmação na *checkbox Spindlograma* (Fig. 3-16) deve-se premir o botão *Spindlograma Threshold* onde são definidos os limites que constituem os critérios a partir do qual se consideram existir fusos numa época.

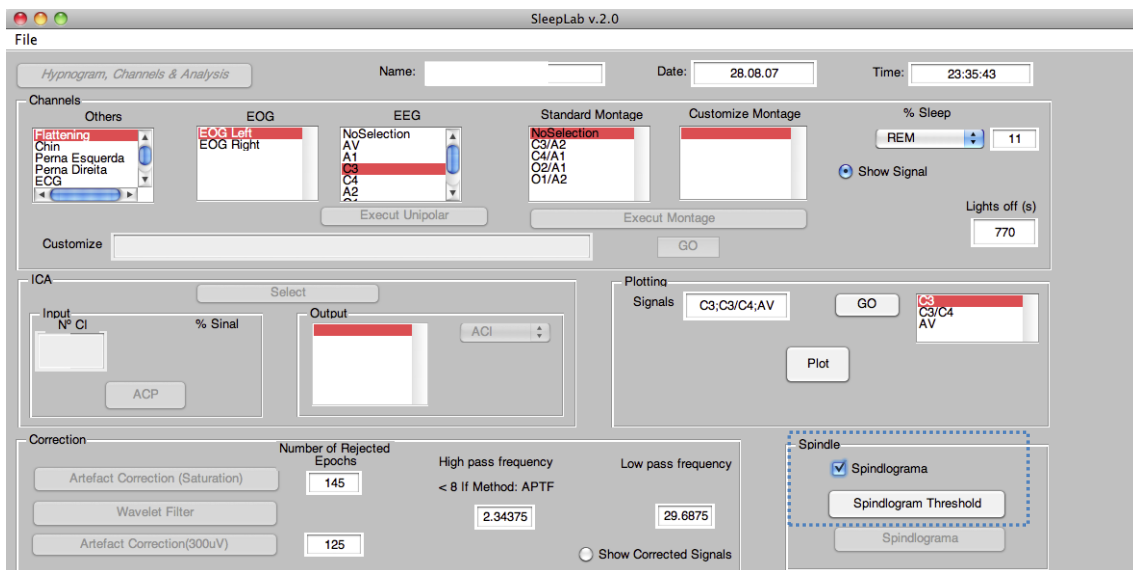


Figura 3-16- Confirmação de uso do painel *Spindle* através da *checkbox Spindlograma*.

Finalmente, ao executar o *Spindlograma* efectua-se a detecção dos fusos, sendo possível visualizar a sua distribuição nos estados classificados pelos técnicos, caso o utilizador pretenda obter o fusograma (Fig. 3-17).

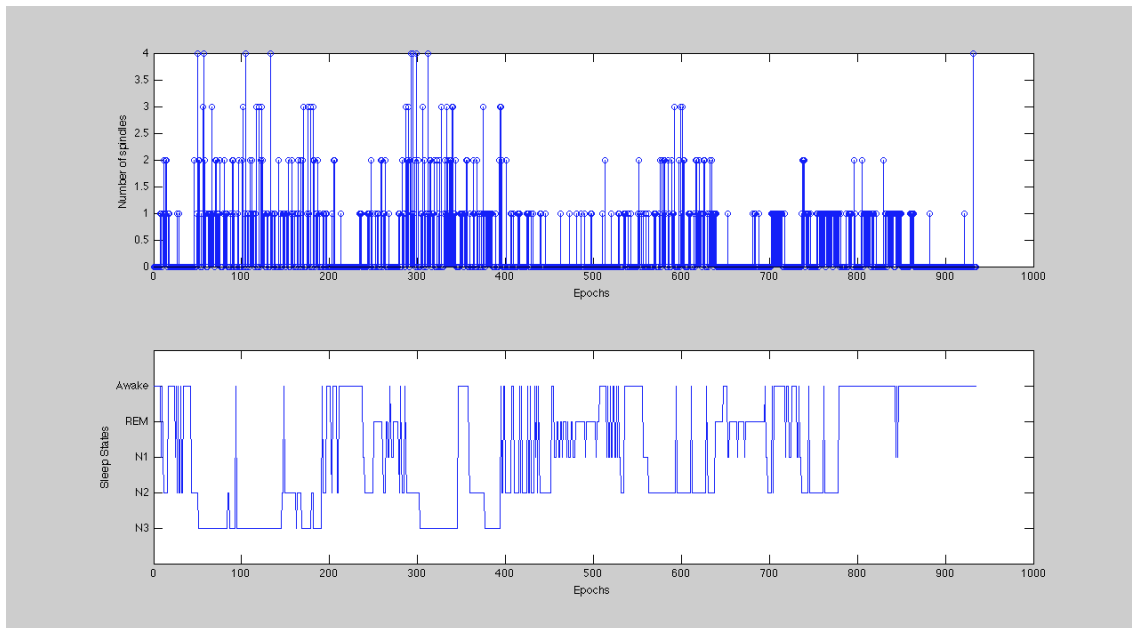


Figura 3-17- Fusograma e Hipnograma do paciente em estudo.

Também após a execução do *popupmenu* onde se selecciona a forma de obtenção do *template*, é possível premir o botão *AR Order* obtendo-se apenas a imagem já demonstrada no capítulo 2 (Fig. 2-23). De reforçar que tanto este botão como o painel *Spindle* são facultativos.

Então finalmente é possível premir o botão *Distances* e obter as distâncias espectrais de *Itakura* através dos espectros e modelos *AR*, de *Itakura-Saito* simétrica através dos espectros e modelos *AR* e ainda de *Itakura-Saito* não simétrica (Fig. 3-19) calculada através dos espectros. Para visualizar o gráfico referente a cada distância, dever-se-á seleccionar no *popupmenu* presente no sub-painel *Plotting* a opção desejada (Fig. 3-18).

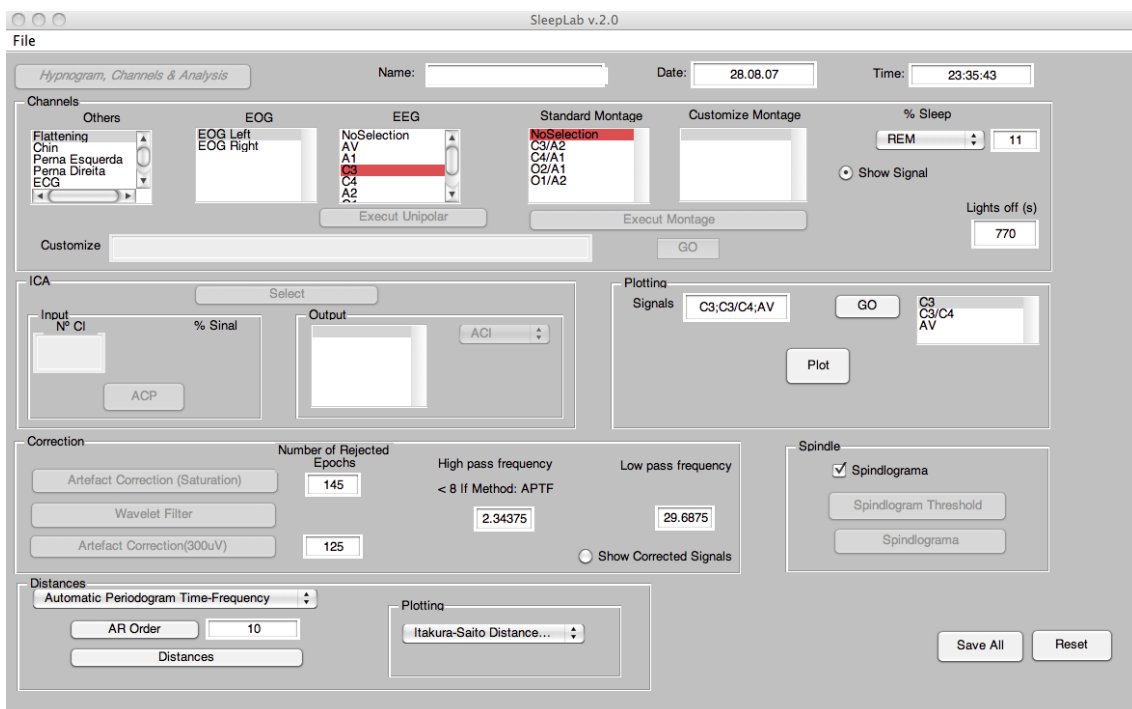


Figura 3-18- Seleção no sub-painel *Plotting* da distância *Itakura-Saito* não simétrica.

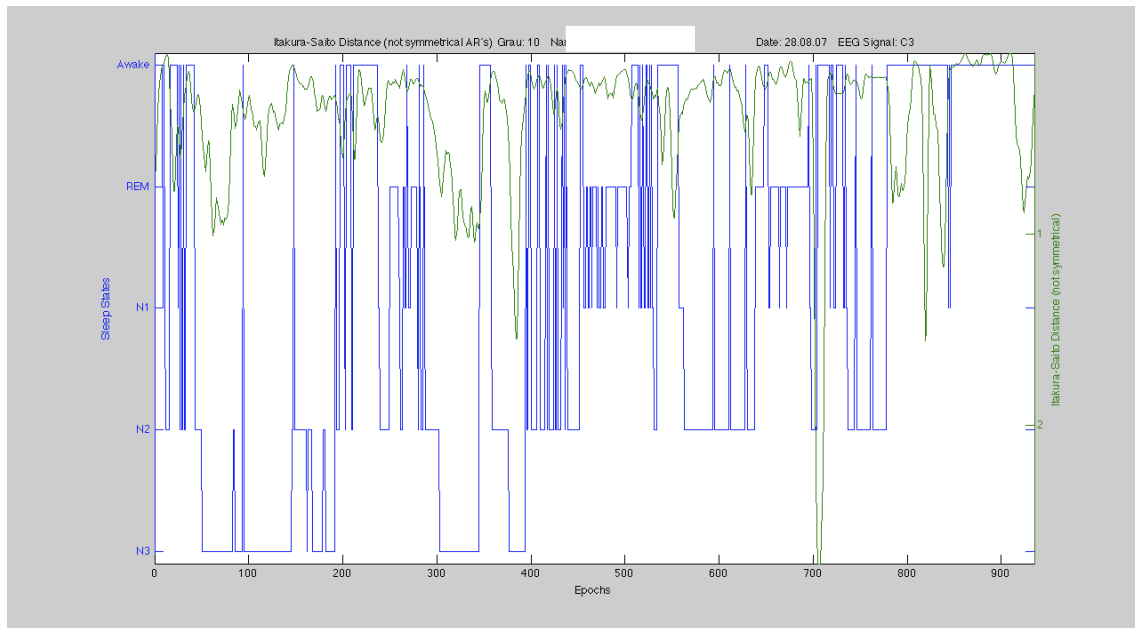


Figura 3-19- Distância de *Itakura-Saito* não simétrica através do modelo AR.

Caso se pretenda preservar os dados provenientes deste paciente, prime-se o botão *Save all* que grava sob a forma de uma estrutura todos os dados do paciente (Fig. 3-20) no disco, devendo-se especificar a directoria.

No final de percorrer todos os painéis obtêm-se os resultados para os quais todo o software foi desenvolvido.

Field ▲	Value	Min	Max
<input type="checkbox"/> name	'I'		
<input type="checkbox"/> date	'28.08.07'		
<input type="checkbox"/> time	'23:35:43'		
<input type="checkbox"/> eeg_signal	<1x2805000 sin...>	<To...>	<To...>
<input type="checkbox"/> eeg_rate	100	100	100
<input type="checkbox"/> eeg_2_30_Div	<935x3000 dou...>	<To...>	<To...>
<input type="checkbox"/> hipnograma	<1x935 double>	1	5
<input type="checkbox"/> dist_IT_AR_simetrico	<1x935 double>	0.01...	1.82...
<input type="checkbox"/> dist_IT_PF_simetrico	<1x935 double>	0.01...	1.82...
<input type="checkbox"/> dist_IS_AR_simetrico	<1x935 double>	0.02...	7.00...
<input type="checkbox"/> dist_IS_PF_simetrico	<1x935 double>	0.02...	7.00...
<input type="checkbox"/> dist_IS_AR_NSImetrico	<1x935 double>	0.02...	5.05...
<input type="checkbox"/> ar_template_wake	<1x11 double>	-72...	72.1...
<input type="checkbox"/> ar_night	<935x11 double>	-22...	223...
<input type="checkbox"/> ar_wake	<80x11 double>	-15...	151...
<input type="checkbox"/> diagrama	<1x935 double>	0	1
<input type="checkbox"/> electrodo	'C3'		
<input type="checkbox"/> method	'Automatic Perio...'		
<input type="checkbox"/> epocs_wake	<80x3000 doubl...>	-29...	239...
<input type="checkbox"/> spindlograma	[]		
<input type="checkbox"/> rejected_epocsAC	<1x1 struct>		
<input type="checkbox"/> rejected_epocs200	<1x1 struct>		

Figura 3-20- Estrutura *Dados*.

Por seguinte, os dados gravados são os seguintes:

- name - Nome do paciente;
- date - Data do exame;
- time - Hora de início do exame;
- eeg\_signal - Sinal EEG escolhido pelo utilizador sem ter sido submetido a correcções;
- eeg\_rate - Frequência de amostragem do sinal;
- eeg\_2\_30\_Div - Sinal EEG após o botão *Wavelet Filter*;
- hipnograma - Hipnograma elaborado pelos técnicos;
- dist\_IT\_AR\_simetrico - Contêm a distância de Itakura simétrica calculada através dos modelos *AR*;
- dist\_IT\_PF\_simetrico - Contêm a distância de Itakura simétrica calculada através dos espectros;
- dist\_IS\_AR\_simetrico - Contêm a distância de Itakura-Saito simétrica calculada através dos modelos *AR*;
- dist\_IS\_PF\_simetrico - Contêm a distância de Itakura-Saito simétrica calculada através dos espectros;
- dist\_IS\_AR\_Nsimetrico - Contêm a distância de Itakura-Saito não simétrica calculada através dos modelos *AR*;
- ar\_template\_wake - *Template Acordado*: época representativa de todas as épocas em que o paciente está acordado;
- ar\_night - Modelo *AR* de todas as épocas de um registo completo do sinal EEG;
- ar\_wake - Modelo *AR* de todas as épocas em que o paciente se encontra acordado;
- diagrama - contêm o diagrama acordado/dormir, diagrama que está a 1 quando o sujeito está acordado e a 0 quando está a dormir;
- electrodo – Nome do sinal seleccionado no painel *Channels* para se efectuar a classificação do sono;
- method - Método seleccionado para obtenção do *template Acordado*;
- epocs\_wake - Épocas em que o paciente se manteve acordado e seu registo EEG;
- spindlograma - Variável que indica o número de fusos existentes em cada época;
- rejected\_epocsAC - Estrutura que contêm o número de épocas e quais as épocas rejeitadas após execução do botão *Artefact Correction (Saturation)*;
- Rejected\_epocs300 - Estrutura que contêm o número de épocas e quais as épocas rejeitadas após execução do botão *Artefact Correction (300  $\mu$ V)*.

Com o intuito de um melhor entendimento do funcionamento do software em estudo, na figura 3-21 encontra-se um fluxograma. Este tem como objectivo uma visualização mais clara dos botões que devem ser executados (a cor-de-laranja) e quais os botões que são opcionais (a azul), de forma a obter-se uma classificação automática do sono.

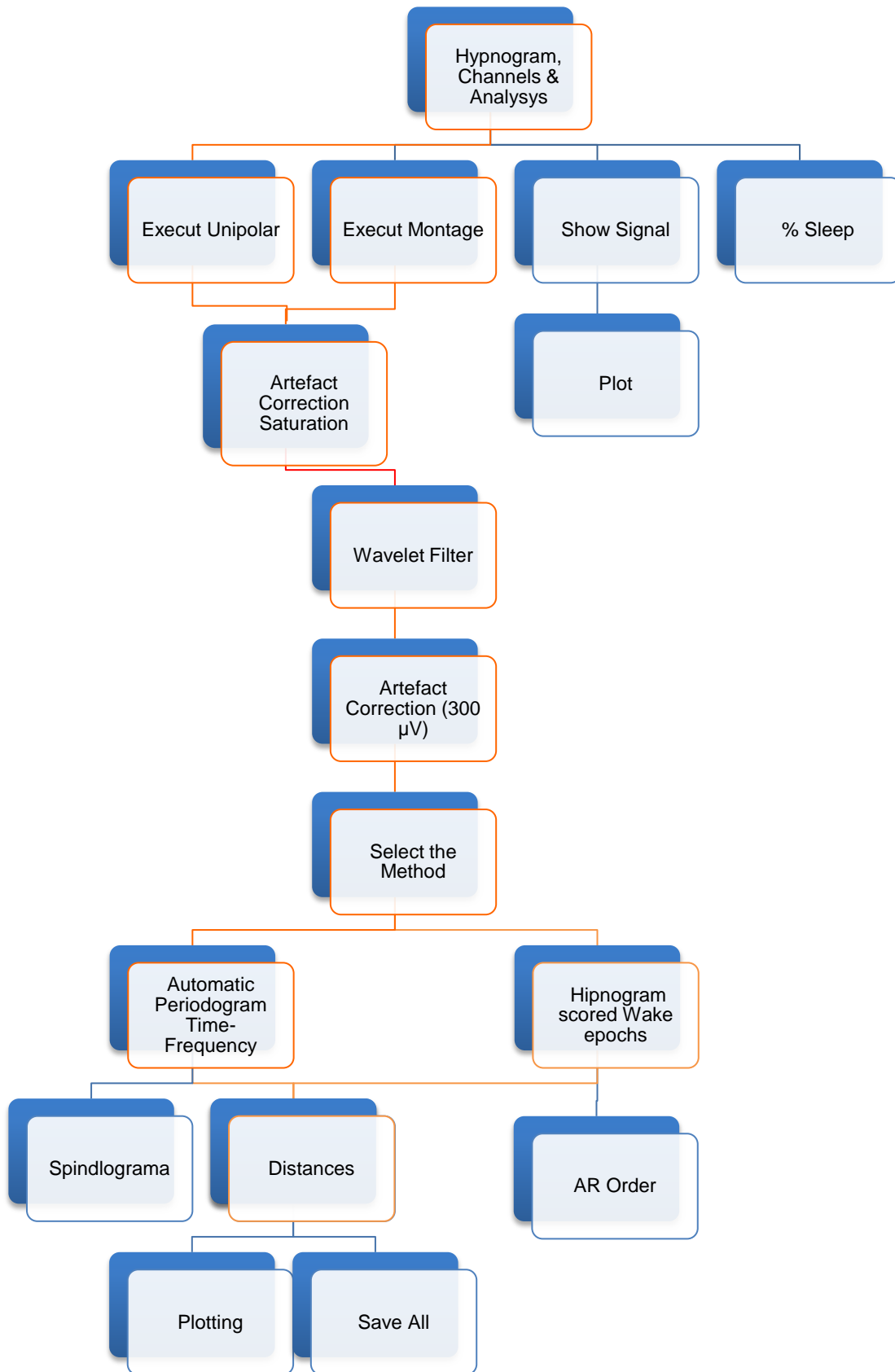


Figura 3-21- Funcionamento do SleepLab v.2.0. Cor-de-laranja: botões obrigatórios.

### 3.3 Visualização de Sinais

Os sinais provenientes dos dados obtidos, através do painel *Plotting* e do painel *Correction*, são visualizados tomando partido das funcionalidades da *toolbox EEGLAB* usando a linha de comando *eegplot()*.

Ao seleccionar a opção de visualização dos sinais gerados através dos botões inseridos no painel *Correction* ou confirmando a *checkbox Show Corrected Signals*, a interface de visualização obtida será a da figura 3-22.

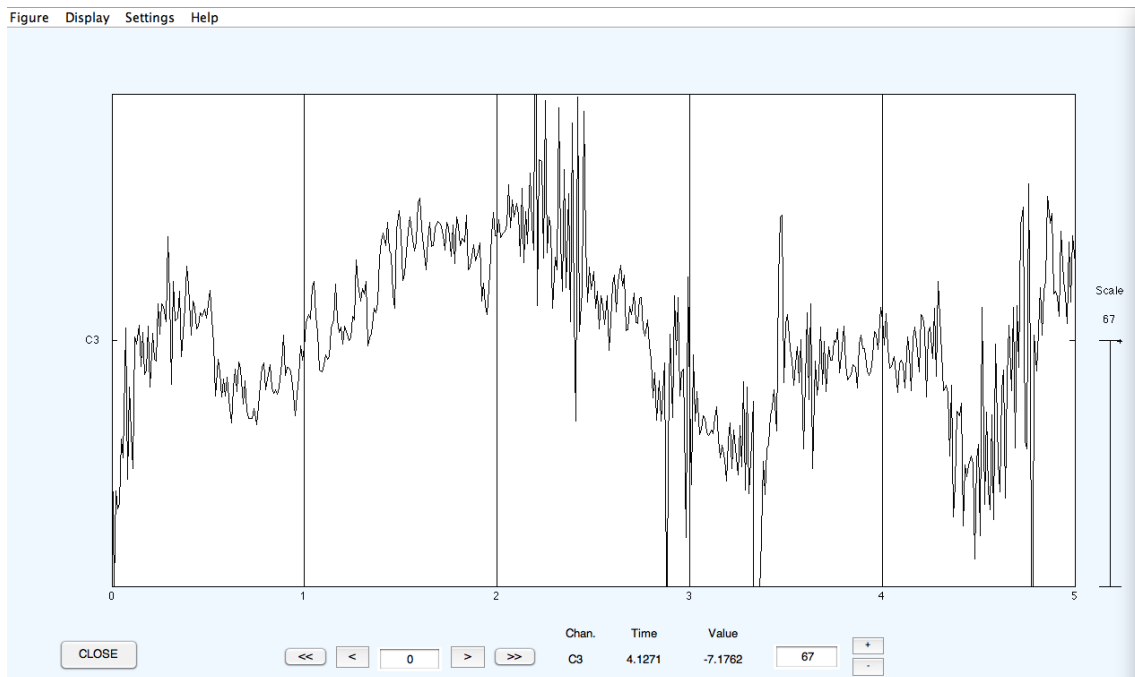


Figura 3-22- Visualização do sinal através da linha de comando *eegplot()*.

No eixo horizontal serão visíveis 5 s de sinal. Tal como a escala, em que é gerado um compromisso de forma a ser visualizável o sinal de menor amplitude, esta característica encontra-se pré-definida. Ainda de referir que todos os sinais se encontram rotulados e tal propriedade assim como a grelha vertical, foram colocados opcionalmente por programação inerente à plataforma.

No caso dos sinais provirem dos escritos no painel *Plotting*, o nome dos sinais aparecerá ao longo do eixo vertical e cada um dos sinais possuirá uma cor diferente (Fig. 3-23). Caso se esteja na presença de sinais provenientes do painel *Correction*, estes serão apresentados e terão os nomes conforme citados na figura 3-11 do subcapítulo 3.2.

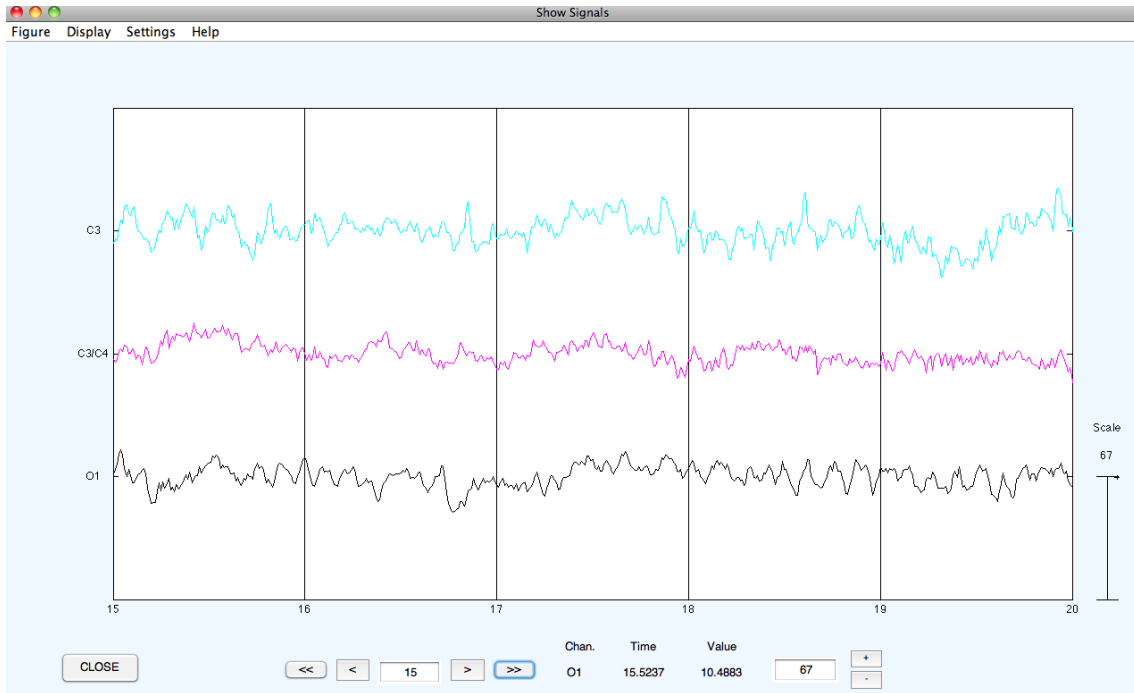


Figura 3-23- Visualização de vários sinais através da linha de comando `eegplot()`.

Esta interface de visualização é muito vantajosa, pois permite ao utilizador ajustar tanto a escala como o intervalo de tempo que se pretende visualizar. Também é possível escolher o instante em que se deseja começar a ver o sinal. Ainda tomando partido do cabeçalho, será possível adicionar ou retirar as grelhas verticais e horizontais entre outras opções. Esta interface tem ainda a grande vantagem de fazer a gestão das amostras do sinal a representar no sentido de preservar a memória computacional do sistema, ou seja permite visualizar confortavelmente sinais de grande dimensão (por exemplo uma noite).



## 4 Conclusões

Com o desenvolvimento desta nova plataforma é assim possível obter novos dados para a análise da classificação automática do sono e usufruir de novas funcionalidades. Seguidamente encontram-se, conforme a organização da plataforma por painéis e botões, as novas funcionalidades:

### 1) *Hypnogram, Channels & Analysis*

- Carregamento do nome do paciente, data e hora do exame;
- Estatística da percentagem de tempo despendido em cada estado do sono.

### 2) *Painel Channels*

- Visualização do intervalo de tempo entre activação do sistema de aquisição (já ligado ao doente) e o início da classificação visual denominado aqui por *lights off*, dado que a classificação do sono só deve ser iniciada depois de as luzes estarem apagadas;
- Distribuição dos canais por *listboxes*;
- Possibilidade de selecção de sinal unipolar, bipolar (derivação recomendada pelo manual da AASM ou desejada pelo utilizador) ou sinal AV.

### 3) *Painel Plotting*

- Visualização dos sinais desejados pelo utilizador e possível comparação visual entre eles.

### 4) *Painel Correction*

- Visualização dos sinais EEG após cada passo de processamento, de forma optimizada;
- Visualização do número de épocas rejeitadas, quando o critério para correcção de artefactos está relacionado com limites máximos de amplitudes do sinal EEG;
- Possibilidade de escolha das frequências de corte do filtro *Wavelet* passa banda, podendo-se realçar a energia de gamas de frequências à escolha do utilizador, muito embora haja que respeitar a banda de 8 a 11 Hz, para detecção do *template Acordado* usando o método do Periodograma Tempo-Frequência. Logo esta banda não deverá ser perturbada.
- Filtragem TWP passa-banda com informação das frequência reais;

- Aumento da velocidade de processamento a nível do tratamento *Wavelet* devido ao menor consumo de recursos computacionais, mediante melhoria do algoritmo de filtragem (aproximadamente passou de 150 s para 50 s, na plataforma de trabalho).

#### 5) Painel *Distances*

- Implementação da possibilidade de obtenção do *template Acordado* de dois métodos à escolha do utilizador:
  1. Método do Periodograma Tempo-Frequência (já implementado no SleepLab v.1.0);
  2. Método do Hipnograma;
  3. Provisão de menu para mais um método a implementar;
- Escolha apenas das distâncias que se deseja visualizar;
- Possibilidade de leitura no gráfico correspondente a cada distância do nome do paciente, data do exame e o sinal com o qual se efectuou a classificação.

#### 6) Painel *Spindle*

- Menor entropia visual devido à diminuição do número de botões para obtenção do fusograma;
- Apresentação mais intuitiva.

#### 7) *Save All*

- Gravação de maior número de dados (ver Fig 3-20) nomeadamente nome do paciente, data e hora do exame, número de épocas rejeitadas e quais as épocas rejeitadas quando o critério está relacionado com limites do EEG, qual o sinal com que se efectuou a classificação automática do sono e o método de obtenção do *template Acordado*.

Ainda tendo em conta a visualização de sinais, deve ser referido que há uma optimização para sinais longos, tipicamente com cerca de 8 horas. Também em relação ao SleepLab v. 1.0, 20% do código revisto, na detecção de “bugs” e código conceptualmente errado.

Assim, toda esta plataforma foi desenvolvida e evoluída para ser uma ferramenta de testes de algoritmos relativos à classificação automática do sono e todo o tratamento de sinal inerente a este processo, sendo mais uma contribuição para o estudo do sono.

## 5 Estudos Futuros

A todo o processo de classificação do sono está inerente a remoção de artefactos aos sinais gravados durante a polissomnografia. Estes dados estão normalmente muito contaminados por artefactos. Assim, a utilização da análise de componentes independentes (*ICA*) poderá ser um campo promissor no processamento de sinal.

Anda de referir que a apresentação das distâncias espectrais teve como último passo a aplicação de um filtro pente com 4 coeficientes que corresponde ao cálculo da média das últimas 4 distâncias. O objectivo foi suavizar o gráfico da curva. Este procedimento é questionável na medida em que na prática equivale a ter épocas de  $4 \times 30 = 120$ s. Parece claro que algum algoritmo de decisão deverá ser aplicado nesta fase ou no final.

Observando as curvas das distâncias não filtradas (e de certa forma nas filtradas) nota-se uma oscilação que poderá corresponder a processos neurofisiológicos de passagem entre os estados do sono e que não foram ainda estudados.

Neste momento a plataforma apresentada está preparada para ser acrescida de classificadores que farão uso dos parâmetros disponíveis. Esses classificadores não foram incluídos por se encontrarem fora do âmbito do desenvolvimento desta tese.

Como tal, afigura-se que a plataforma só se poderá considerar em pleno uso quando tais classificadores forem implementados.

Porém é claro que todo o conjunto de algoritmos de pré-processamento e cálculo de parâmetros apresentados são determinantes nos resultados do classificador a implementar, no que se pensa ser, uma próxima tese de mestrado/doutoramento. A estrutura implementada acomodará facilmente novos algoritmos.

Assim, parece claro que os seguintes sinais devem também ser chamados à classificação do sono:

- EOG,
- EMG,
- Fusos (já implementada a sua detecção);
- Complexos K;
- Ondas V;
- Bandas de energias marcantes para cada ritmo cerebral e o cálculo dos rácios entre estes

Como tal, utilizando os sinais acima referidos, poder-se-à otimizar a classificação do sono. Fruto de alguns estudos, melhores resultados têm sido obtidos com redes neuronais, o que poderá ser

uma eficiente abordagem à classificação do sono (A. Subasi 2005) (T. M. Ebrahimi 2008) sendo usados como inputs os parâmetros obtidos do processamento dos sinais supracitados.

Também se afigura que a proposta aqui apresentada de WEC/WLO deverá levar a um melhoramento nos resultados obtidos, sendo pressuposto que os Cardiopneumologistas teriam que incluir os procedimentos adequados. Não sendo ainda claro se o paciente deverá ficar com os olhos fechados ou abertos e as luzes ligadas ou desligadas, deverá ser pedida uma opinião médica a este respeito de forma a recolher épocas em que o paciente seguramente se encontra acordado para uma posterior construção do *template Acordado*. Porém, reconhece-se claramente que a forma mais atractiva de obtenção do *template Acordado* é o cálculo automático (não supervisionado), tal como é feito pelo SleepLab v. 2.0. No entanto podemos facilmente conjecturar que um procedimento supervisionado poderá produzir uma *template* mais adequada. Assim, este aspecto carece de ser investigado.

## 6 Bibliografia

- Achermann, Peter. "Sleep." In *Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering*, de M. Akai, 3217-3228. New Jersey: John Wiley & Sons, Inc., 2006.
- Akin, M. "Comparison of Wavelet Transform and FFT Methods in the Analysis of EEG Signals." *Journal Of Medical Systems* 26, 2002: 241-247.
- Arruda, E. F. *Análise de Distúrbios Relacionados com a Qualidade da Energia Elétrica Utilizando a Transformada Wavelet*. São Paulo: Universidade de São Paulo - Escola de Engenharia de São Carlos, 2003.
- Augustine H. Gray, JR. and Markel, John D. "Distance Measures for Speech Processing." *IEEE Transactions on Acoustics, Speech and Signal Processing*, 1976: 380-391.
- Blinowska, K. and Durka, P. "Electroencephalography (EEG)." In *Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering*, de M. Akai, 1341-1353. New Jersey: John Wiley & Sons, Inc., 2006.
- Brokes, M. *VOICEBOX: Speech Processing Toolbox for MATLAB*. 1997. <http://www.ee.ic.ac.uk/hp/staff/dmb/voicebox/voicebox.html> (acedido em 23 de 9 de 2011).
- Cardoso, Eduardo Jorge Castanheira. *Classificação Automática do Sono: Contribuição Utilizando a Distância de Itakura-Saito e Wavelets*. Lisboa: Universidade Nova de Lisboa - Faculdade de Ciências e Tecnologia, 2010.
- Castelano, C. *Estudo Comparativo da Transformada Wavelet no Reconhecimento de Padrões da Íris Humana*. São Paulo: Universidade de São Paulo - Escola de Engenharia de São Carlos, 2006.
- Delorme, A. and Makeig, S. "EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis." *Journal of Neuroscience Methods* 134, 2004: 9-21.
- Dolabdjian, Ch., Fadili, J. and Leyva, E. "Classical low-pass filter and real-time wavelet-based denoising technique implemented on a DSP: a comparison study." *The European Physical Journal Applied Physics*, 2002: 135-140.
- Ebersole, J.S. and Pedley, T.A. "Electrical Fields and Recording Techniques." In *Current Practice of Clinical Electroencephalography*, de M., Sharbrough, F. W., Wong, P. Connolly, 100-120. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2003.
- Ebrahimi, F., Mikaili, M., Estrada, E. and Nazeran, H. "Assessment of Itakura Distance as a Valuable Feature for Computer-aided Classification of Sleep Stages." *Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS*. 2007. 3300-3303.
- Ebrahimi, T., Mikaeili, M., Estrada, E. and Nazeran, H. "Automatic sleep stage classification based on EEG signals by using neural networks and wavelet packet coefficients." *Engineering in Medicine and Biology Society, 30th Annual International Conference of the IEEE*. Vancouver, 2008. 1151-1154.
- Embla Systems, Inc. *RemLogic v.1.1*. 2008.
- Estrada, E., Nazeran, H., Nava, P., Behbehani, K. and Burk, J. Lucas E. "EEG Feature Extraction for Classification of Sleep Stages." *Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS*. 2004. 196-199.

- Estrada, E., Nazeran, H., Nava, P., Behbehani, K., Burk, J. and Lucas, E. "Itakura Distance: A Useful Similarity Measure between EEG and EOG Signals in Computer-aided Classification Sleep Stages." *Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*. 2005. 1189-1192.
- Estrada, E., Nazeran, H., Ebrahimi, F. and Mikaeili, M. "EEG Signal Features for Computer-aided Sleep Stage Detection." *Proceedings of the 4th International IEEE EMBS Conference on Neural Engineering*. 2009. 669-672.
- Fernandes, R. M. F. "O Sono Normal." *Simpósio: Distúrbios Respiratórios do Sono*. 2006. 157-168.
- Flexer, A., Gruber, G. and Dorffner, G. "A Reliable Probabilistic Sleep Stager Based on a Single EEG Signal." *Artificial Intelligence in Medicine 33*, 2005: 199-207.
- Fraiwan, L., Khaswaneh, N. and Lweesy, K. "Automatic Sleep Stage Scoring with Wavelet Packets Based on Single EEG Recording." *World Academy of Science, Engineering and Technology 54*, 2009: 485-488.
- Garipey, J. *Wikipedia*. 27 de 08 de 2011. <http://en.wikipedia.org/wiki/Electroencephalography> (acedido em 4 de 09 de 2011).
- Gomes, Rui Pedro de Almeida. *Desenvolvimento de Software para a Detecção e Caracterização de Desgaste Ondulatório em Ferrovias*. Lisboa: Universidade Nova de Lisboa- Faculdade de Ciências e Tecnologia, 2010.
- Gorur, D. *Automated Detection of Sleep Spindles*. Ankara: The Graduate School of Natural and Applied Sciences of the Middle East Technical University, 2003.
- Guyton, A.C. and Hall, J.E. "States of Brain Activity - Sleep; Brain Waves; Epilepsy; Psychoses." In *Textbook of Medical Physiology*, de A.C., Hall, J.E., Guyton, 659-666. Toronto: Saunders, 1996.
- Huupponen, E., Gómez-Herrero, G., Saastamoinen, A., Varri, A., Hasan, J. and Himanen, S. "Development and Comparison of Four Sleep Spindle Detection Methods." *Artificial Intelligence in Medicine 40*, 2007: 157-170.
- Iber, C., Ancoli-Israel, S., Jr., A. L. C. and Quan, S. F., MD for the American Academy of Sleep Medicine. *The AASM Manual for the Scoring of Sleep And Associated Events: Rules, Terminology and Technical Specifications*. Illinois: American Academy of Sleep Medicine, 2007.
- Iser, B., Minker, W. and Schmidt, G. *Bandwidth Extension of Speech Signals*. Vol. 13. New York: Springer, 2008.
- Kemp, B. and Olivan, J. "European Data Format Plus (EDF+), an EDF Alike Standard Format for the Exchange of Physiological Data." *Clinical Neurophysiology 114*, 2003: 1755-1761.
- Kemp, B. *European Data Format*. 1992. <http://www.edfplus.info/> (acedido em 6 de Setembro de 2011).
- Khorshidi, S. and Karimi, M. "Finite Sample FPE and AIC Criteria for Autoregressive Model Order Selection Using Same-Realization Predictions." *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing* (Hindawi Publishing Corporation), 2009: 1-6.
- Laktka, M., Jernajczyk, J., West, B. and Jernajczyk, W. "Wavelet mapping of sleep spindles in young patients with epilepsy." *Journal of Physiology and Pharmacology*, 2005: 15-20.

- Latka, M., Kozik, A., Jernajczyk, J., West, B.J. and Jernajczyk, W. "Wavelet Mapping of Sleep Spindles." *Journal of Physiology and Pharmacology* 56, 2005: 15-20.
- Lomis, A. L., Harvey, E. N. and Hobart, G. A. "Cerebral States During Sleep as Studied by Human Brain Potentials." *Journal of Experimental Psychology* 21, 1937: 127-142.
- Louis, R., Lee, J. and Stephenson, R. "Design and Validation of a Computer-based Sleep-scoring Algorithm." *Journal of Neuroscience Methods* 133, 2004: 71-80.
- Marcus, M. "What is Sleep?" In *Sleep Disorders*, de M. Marcus, 1-13. New York: Infobase Publishing, 2009.
- MedCare. *Somnologia Studo for Embla S700*. Reykjavik, 2004.
- Misiti, M., Misiti, Y., Oppenheim, G. and Poggi, Jean-Michel. "Wavelet Toolbox 4 User's Guide MATLAB." *MATLAB*, 2009.
- N. McGrogan, E. Braithwaite and L. Tarassenko. "BIOSLEEP: A Comprehensive Sleep Analysis System." *Proceedings of the 23rd Annual EMBS International Conference*. 2001. 1608-1611.
- Niedermeyer, E. and Silva, F. L. "Sleep and EEG." In *Electroencephalography Basic Principles, Clinical Applications and Related Fields*, de E., Silva, F. L. Niedermeyer, 193-207. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2005.
- Pacheco, O. R. and Vaz, F. "Integrated System for Analysis and Automatic Classification of Sleep EEG." *Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 1998. 2062-2065.
- Penzel, T. "Sleep Laboratory." In *Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering*, de M. Akai, 3249-3261. New Jersey: John Wiley & Sons, Inc., 2006.
- Petit, D., Gagnon, J., Fantini, M. L., Ferini-Strambi, L. and Montplaisir, J. "Sleep and Quantitative EEG in Neurodegenerative Disorders." *Journal of Psychosomatic Research* 56, 2004: 487-496.
- Piñero, P., Garcia, P., Arco, L., Álvarez, A., Garcia, M. and Bonal, R. "Sleep Stage Classification Using Fuzzy Sets and Machine Learning Techniques." *Neurocomputing* 58-60, 2004: 1137-1143.
- Rechtschaffen, A. and Kales, A. *A Manual of Standardized Terminology, Techniques and Scoring System for Sleep Stages of Human Subjects*. 1968.
- Rose, W. *MATLAB Central*. 25 de 06 de 2007. <http://www.mathworks.ch/matlabcentral/fileexchange/15210-minimum-description-length> (acedido em 19 de 09 de 2011).
- Schlogl, A. *The Electroencephalogram and the Adaptive Autoregressive Model: Theory and Applications*. Graz: Technischen Universität Graz, 2000.
- Shaul, Neil. "The Fundamental Neural Mechanisms of Electroencephalography." *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 106, 1998: 101-107.
- Silva, C. *Processamento de Dados Electroencefalográficos - Aplicações à Epilepsia*. Lisboa: Faculdade de Ciências da Universidade de Lisboa, 1998.
- Soong, F. and Shondhi, M. "A Frequency-Weighted Itakura Spectral Distortion Measure and Its Application to Speech Recognition in Noise." *IEEE Transactions on Acoustics Speech and Signal Processing* 36, 1988: 41-48.

Souza, M. J. *Implementação de TOOLBOX em Ambiente MATLAB, para Análise da Dessaturação da Oxihemoglobina Durante o Sono*. São Paulo: Universidade do Vale do Paraíba - Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento, 2005.

Souza, R. *NeuroLab- Um Conjunto de Ferramentas Úteis na Análise de EEG Aplicado ao Estudo da Atividade Cerebral Durante o Sono e Vigília*. Natal: Universidade Federal do Rio Grande do Norte, 2009.

Subasi, A. "Automatic Recognition of Alertness Level from EEG by Using Neural Network and Wavelet Coefficients." *Expert Systems with Applications* 28, 2005: 701-711.

Subasi, A., Kiymik, M. Kemal, Akin, M. and Eroglu, O. "Automatic Recognition of Vigilance State by Using a Wavelet-based Artificial Neural Network." *Neural Computing & Applications* 14, 2004: 45-55.

Susmakova, K. and Krakovska, A. "Discrimination Ability of Individual Measures Used in Sleep Stages Classification." *Artificial Intelligence in Medicine* 44, 2008: 261-277.

Tagluk, M., Sezgin, N. and Akin, M. "Estimation of Sleep Stages by an Artificial Neural Network Employing EEG, EMG and EOG." *Journal of Medical Systems* 34, 2009: 717-725.

Watanabe, T. and Watanabe, K. "Noncontact Method for Sleep Stage Estimation." *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 51 (10), 2004: 1735-1748.



