



# Apneia do Sono

*APOIO AO DIAGNÓSTICO DA SÍNDROME DA APNEIA OBSTRUTIVA DO SONO EM PEDIATRIA*

Henrique Manuel Venâncio Mendes

Neste trabalho foi construído um método de importação, visualização e classificação de sinais de registos polissonográficos e posteriormente avaliado o desempenho de uma classificação baseada em Limiares, Árvores de classificação e Redes Neurais e na classificação de SAOS em Pediatria.

**Faculdade de Ciências e Tecnologia da  
Universidade de Coimbra**

**Coimbra, Setembro 2010**



Dissertação elaborada no âmbito da disciplina de Projecto necessária à  
obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica

Universidade de Coimbra  
Ano lectivo 2009/2010

***Apoio ao diagnóstico da Síndrome da Apneia Obstrutiva do Sono em Pediatria***

Henrique Manuel Venâncio Mendes

Orientadores:

Prof. Dr. Jorge Henriques  
Dra. Maria Helena Estevão



*Aos pais...*



## **AGRADECIMENTOS**

Ao professor Jorge Henriques por todo o acompanhamento e orientação deste projecto, pelo estímulo dado à sua realização e pela disponibilidade sempre demonstrada.

À Dr.<sup>a</sup> Helena Estêvão e à Andreia (técnica de neurofisiologia) do Laboratório do Sono do Hospital Pediátrico do Centro Hospitalar de Coimbra pela indispensável colaboração e prestabilidade.

À namorada pelo alento e paciência...

## ÍNDICE

<b>Agradecimentos.....</b>	<b>I</b>
<b>Índice.....</b>	<b>II</b>
<b>Lista de Figuras.....</b>	<b>IV</b>
<b>Lista de Tabelas.....</b>	<b>VII</b>
<b>Lista de Gráficos.....</b>	<b>IX</b>
<b>Lista de Esquemas.....</b>	<b>X</b>
<b>Abeviaturas e siglas.....</b>	<b>XI</b>
<b>Resumo.....</b>	<b>XII</b>
<b>1 Introdução.....</b>	<b>1</b>
1.1 <i>O que é o sono.....</i>	<i>1</i>
1.2 <i>O que é a Apneia do Sono.....</i>	<i>3</i>
1.3 <i>Motivação.....</i>	<i>6</i>
1.4 <i>Objectivos.....</i>	<i>7</i>
1.5 <i>Enquadramento.....</i>	<i>8</i>
<b>2 Sintomas e Diagnóstico de Apneia.....</b>	<b>9</b>
2.1 <i>Sintomas.....</i>	<i>9</i>
2.2 <i>Polissonografia.....</i>	<i>12</i>
2.2.1 <i>O que é e para que serve.....</i>	<i>12</i>
2.2.2 <i>Sinais extraídos e Detecção de eventos de apneia.....</i>	<i>14</i>
<b>3 Sinais.....</b>	<b>18</b>
3.1 <i>PTT (ECG e Pletismografo).....</i>	<i>19</i>
3.2 <i>Bandas (Abdominal e Torácica).....</i>	<i>23</i>
3.3 <i>Saturação de oxigénio.....</i>	<i>24</i>
3.4 <i>Fluxo (Cânula e Termistor).....</i>	<i>26</i>
3.5 <i>Conclusões.....</i>	<i>27</i>
<b>4 Trabalho.....</b>	<b>28</b>



4.1	<i>Abordagem</i> .....	28
4.2	<i>Caracterização da Amostra de dados</i> .....	31
4.3	<i>Interface gráfica e importação de sinais</i> .....	34
4.3.1	Importação .....	35
4.3.2	Visualização .....	36
4.3.3	Processamento .....	37
4.3.4	Classificação.....	37
4.4	<i>Métodos</i> .....	38
4.4.1	Técnicas de Avaliação de Sinais .....	38
4.4.2	“Features” .....	41
4.5	<i>Resultados</i> .....	63
4.5.1	Classificados com base em limiares (“ <i>Threshold</i> ”) .....	63
4.5.2	Árvores de decisão e classificador de regras .....	67
4.5.3	Redes neuronais.....	69
<b>5</b>	<b>Discussão de Resultados</b> .....	<b>72</b>
5.1	<i>Classificador com base em limiares (“Threshold”)</i> .....	72
5.2	<i>Árvores de decisão e classificador de regras</i> .....	73
5.3	<i>Redes neuronais</i> .....	74
<b>6</b>	<b>Conclusão</b> .....	<b>75</b>
6.1	<i>Conclusão</i> .....	75
6.2	<i>Trabalhos futuros</i> .....	76
	<b>Bibliografia</b> .....	<b>77</b>

## LISTA DE FIGURAS

Imagem 1.1 - Especto de agravamento da SAOS a) respiração normal b) obstrução parcial da via aérea c) obstrução total da via aérea (Madani, et al., 2007).....	4
Imagem 2.1 - Processo que leva aos micro-despertares e conseqüentes alterações no SNS. RC- ritmo cardíaco; PS - pressão sanguínea; PTT - Pulse Transit time (Imagem adaptada de (V., et al., 2002)).	9
Imagem 2.2 - Exemplo de um registo polissonográfico.....	12
Imagem 2.3 - Criança durante um estudo de sono Fonte: Hospital Pediátrico Coimbra.....	13
Imagem 2.4 - Áreas de referência para EEG. (Conrad, et al., 2007).....	14
Imagem 2.5 - Área de colocação dos eléctrodos ECG. (Conrad, et al., 2007).....	14
Imagem 2.6 - Áreas de colocação recomendada dos eléctrodos na EOG. (Conrad, et al., 2007).....	15
Imagem 2.7 - Exemplo de um evento verificado na Cânula e no Termistor. (Conrad, et al., 2007)....	15
Imagem 2.8 - Sinal das bandas. A) Respiração Normal. B) Fase durante o desfasamento dos sinais das bandas. C e D) Respiração paradoxal, bandas em contra fase e soma dos sinais nula. (Respironics, 2008).....	16
Imagem 3.1 - Exemplo da medida do PTT curva do Som cardíaco em cima, Curva central corresponde a ECG e traçado do Pletismógrafo na parte inferior (Respironics, 2008) (Cattivelli, 2009).....	20
Imagem 3.2 - Relação entre o PTT e a pressão sanguínea durante um Episódio de Apneia Obstrutiva (tracejado) (Respironics, 2008).....	21
Imagem 4.1 - Tendência da classificação com o Número de Apneias.....	33
Imagem 4.2 - Esquema Funcional da GUI.....	34
Imagem 4.3 - Janela de Importação dos Dados.....	35
Imagem 4.4 - Janela de Visualização dos Dados.....	36
Imagem 4.5 - Janela de Tratamento dos dados.....	36
Imagem 4.6 - Janelas de Tratamento onde se adicionam ocorrências.....	37
Imagem 4.7 - Janela de classificação.....	37

Imagem 4.8 - Ilustração do mecanismo de correcção que exclui (barra vermelha) eventos de curta duração onde o sinal (linha preta) está abaixo do limiar (linha vermelha) e valida eventos grandes (barra verde).....	39
Imagem 4.9 - Resultado do calculo do PTT em cima o ECG e respectivos picos R, no centro o sinal do pletismografo e respectiva subida a 50% e finalmente o PTT (a preto o PTT e a vermelho a classificação da tecnica de uma Apneia).....	42
Imagem 4.10 - Valor PTT calculado pelo <i>software</i> de monitorização para o período correspondente ao anterior.....	43
Imagem 4.11 - Gráfico do PTT para diferentes graus de <i>zoom</i> (a preto o PTT, a vermelho o <i>target</i> )	43
Imagem 4.12 - Gráfico do traçado do ECG em períodos de Apneia (vermelho) e Respiração normal .....	45
Imagem 4.13 - Sinal obtido durante Respiração Normal .....	45
Imagem 4.14 - Traçado ECG e cálculo dos intervalos RR para episódios de Apneia (vermelho) e Respiração normal .....	46
Imagem 4.15 - - Análise do espectro de frequências para o ECG marcadas entre as linhas pretas estão episódios de Apneia.....	46
Imagem 4.16 - Vários recortes de sinal de Pletismografia (a vermelho estão marcadas apneias) .....	47
Imagem 4.17- Algoritmo de cálculo da amplitude do sinal.....	47
Imagem 4.18- Análise do espectro de frequências para o pletismógrafo marcadas entre as linhas pretas estão episódios de Apneia .....	48
Imagem 4.19 - Espectro de frequência do sinal da banda torácica (as linhas pretas delimitam episódios de SAOS).....	49
Imagem 4.20 - Espectro de frequência do sinal da banda abdominal (as linhas pretas delimitam episódios de SAOS).....	49
Imagem 4.21 - Sinal das bandas torácica e abdominal. Em cima caso das bandas em contra fase, em baixo caso onde a amplitude das bandas se vê diminuída por uma Apneia. Marcado a vermelho estão os episódios de Apneia (0- sem Apneia 1- com Apneia) .....	50
Imagem 4.22 - Círculo unitário e representação de um polo .....	51
Imagem 4.23 - Representação da diferença de fase dos sinais. A azul a diferença de fase entre os sinais e a vermelho o controlo (0 - Sem apneia; 1-com apneia) .....	52

Imagem 4.24 - Espectro de frequência para o sinal da Saturação de Oxigênio. A preto estão delimitados eventos de SAOS .....	55
Imagem 4.25 - Análise do sinal do Oxímetro no domínio Temporal .....	55
Imagem 4.26 - Espectro de frequência da cânula (à esquerda em três dimensões, tempo, frequência, energia; a direita a duas dimensões tempo e frequência) .....	58
Imagem 4.27 - Análise do sinal do termistor no domínio de frequência .....	59
Imagem 4.28 - Sinal da Cânula (azul) a vermelho estão marcadas os eventos de SAOS.....	59
Imagem 4.29 - Sinal do Termistor (azul) a vermelho marcados eventos de SAOS .....	60
Imagem 4.30 - Exemplo da correcção ponto a ponto. A) Antes da correcção; B) Depois da correcção. A vermelho o <i>Target</i> a azul a classificação do algoritmo .....	63
Imagem 4.31 - Esquema de Rede neuronal utilizada.....	69
Imagem 4.32 - Resultados das redes para valores de entrada inalterados .....	70

## LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1- Parâmetros respiratórios do sono Fonte: Hospital Pediatrico Coimbra (Marcus, et al., 1992) (Ulie, et al., 2004) .....	10
Tabela 2.2 - Tabela de diagnóstico de SAOS em crianças. Fonte: hospital Pediátrico Coimbra (Katz, et al., 2005) .....	11
Tabela 2.3 - Classificação de McGill para oximetria. Fonte: Hospital Pediátrico Coimbra (Nixon 2004) .....	11
Tabela 2.4 - Valores de impedância e resolução digital recomendados (Conrad, et al., 2007) .....	17
Tabela 2.5 - Valor de Frequência de amostragem e mínimo desejável para cada canal (Conrad, et al., 2007) .....	17
Tabela 2.6 - Valores recomendados para filtragem (Conrad, et al., 2007) .....	17
Tabela 4.1 - Detalhes da amostra em estudo .....	31
Tabela 4.2 - Sig. com nivel de conf. a 95% para a relação entre SAOS e Sexo .....	32
Tabela 4.3 - Sig. com nível de confiança a 95% para a relação entre Numero de Apneias e Classificação SAOS .....	33
Tabela 4.4 - Resultados para a Cànula. Sc) sem correcção; PP) Correcção ponto a ponto; EV) Correcção de eventos; PP/EV) Correcção ponto a ponto e de eventos.....	64
Tabela 4.5 - Resultados para o termistor. Sc) sem correcção; PP) Correcção ponto a ponto; EV) Correcção de eventos; PP/EV) Correcção ponto a ponto e de eventos.....	64
Tabela 4.6 - Resultados para a Soma das Bandas. Sc) sem correcção; PP) Correcção ponto a ponto; EV) Correcção de eventos; PP/EV) Correcção ponto a ponto e de eventos.....	65
Tabela 4.7 - Resultados para a Saturação de Oxigénio. Sc) sem correcção; PP) Correcção ponto a ponto; EV) Correcção de eventos; PP/EV) Correcção ponto a ponto e de eventos .....	66
Tabela 4.8 - Exemplo de quatro árvores obtidas durante a classificação .....	68
Tabela 4.9 - Relação sinal/parâmetro de diminuição de amostragem devolvido pelas árvores de decisão a negrito os sinais que têm um papel mais activo na classificação.....	68
Tabela 4.10- Resultados das redes para valores de entrada com tratamento alternativo .....	71
Tabela 4.11 - Resultados das redes para valores de entrada com tratamento de reamostragem alternativo.....	71



## LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 4.1 - Optimização do Thr para as bandas.....	54
Gráfico 4.2 - Optimização do valor do limite para as bandas.....	54
Gráfico 4.3 - Optimização do Thr para o Oxímetro .....	56
Gráfico 4.4 - Optimização do limiar para o Oxímetro .....	57
Gráfico 4.5 - Optimização do Thr para a cânula .....	61
Gráfico 4.6 - Optimização do limiar para a Cânula.....	61
Gráfico 4.7 - Optimização do Thr para o Termitor.....	62
Gráfico 4.8 - Optimização do Limiar para o termistor.....	62

## LISTA DE ESQUEMAS

Esquema 1.1 - Espectro de patologias respiratórias relacionadas com SAOS (severidade aumenta do topo da pirâmide para a base) .....	3
Esquema 3.1 - Esquema da Influencia da pressão sanguínea no PTT .....	21
Esquema 4.1 - Processo de Classificação com base em Limiares .....	29
Esquema 4.2 - Processo de Classificação com base em árvores de decisão .....	29
Esquema 4.3 - Esquema da abordagem utilizada na classificação com redes neuronais .....	30
Esquema 4.4- Algoritmo de selecção dos Sinais .....	38



## ABEVIATURAS E SIGLAS

AHI/IAH	Índice Apneia-Hipoapneia
BPM	Batimentos por minuto
CPAP	<i>Continuous positive air pressure</i>
CPM	Ciclos por Minuto
ECG	Electrocardiograma
ECG	Electrocardiograma
ECoG	Electrocorticograma
EDF	<i>European Data Format</i>
EDF	European Data Format
EEG	Electroencefalograma
FFT	<i>Fast Fourier Transform</i>
HRV	<i>Heart Rate Variability</i>
ICSD-2	<i>2nd edition of the International Classification of Sleep Disorders</i>
ms	Milissegundos
n-CPAP	<i>Nasal continuous positive air pressure</i>
PAT	Pulse Arrival Time
PEP	Pre-Ejection Period
PSG	Polissonografia
PTT	<i>Pulse Transit Time</i>
REM	<i>Rapid eye Movements</i>
RERA	<i>Respiratory related arousal</i>
SAOS	Síndrome de Apneia Obstrutiva do Sono
SN	Sistema Nervoso
SNA	Sistema Nervoso Autónomo
SNP	Sistema Nervoso Parassimpático
SNS	Sistema Nervoso Simpático
SPo2	Saturação de Oxigénio
SRVAS	Síndrome de Resistência das Vias aéreas Superiores
TST	<i>Total sleep time</i>

## RESUMO

Neste trabalho foi construído um método de importação, visualização e classificação de sinais de registos polissonográficos e posteriormente avaliado o desempenho de três abordagens diferentes na classificação de SAOS em pediatria.

A primeira delas utiliza um método baseado em limiares para classificação de eventos de SAOS com base em sinal de Bandas, Saturação de Oxigénio e Fluxo com resultados de 70,49 e 82,90, sensibilidade e especificidade respectivamente para o fluxo da Cânula, 72,45 e 70,39, sensibilidade e especificidade para o fluxo da termistor, 61,28 e 82,17, sensibilidade e especificidade para a soma das bandas e 82,45 e 80,70, sensibilidade e especificidade para a saturação de oxigénio.

Dados estes resultados e na tentativa de integrar todo o conjunto num classificador abordaram-se as árvores de decisão na tentativa de extrair um número reduzido de regras que possibilitassem uma eficiente classificação. Concluiu-se que os sinais mais relevantes para a classificação são a cânula, bandas e oximetria quando calculados deles em intervalos de tempo de um segundo a soma, desvio padrão, entropia e área.

A última das abordagens assenta na utilização de redes neuronais como método de classificação e tem resultados de 27,41 e 99,11 sensibilidade e especificidade respectivamente para todo o conjunto de dados.

Os resultados do estudo provam que os sinais utilizados são portadores de informação que pode ser utilizada na classificação de SAOS. No entanto e dado os dados serem extraídos com a finalidade de uma classificação qualitativa torna-se extremamente difícil extrair dos mesmo informação que possibilite um outro tipo de classificação mais quantitativa. Métodos de classificação baseados em limiares ou redes têm um desempenho muito parecido, possibilitando os limiares uma classificação explicável. E para casos de diagnóstico exclusivo aconselham-se uma abordagem baseada em redes, apenas para avaliação de registos completos.

## 1 INTRODUÇÃO

### 1.1 O QUE É O SONO

Segundo (Katz, et al., 2005), sono é um estado normal, reversível e periódico de sossego, caracterizado pela supressão da actividade cognitiva e intelectual, por um reduzido processamento da informação sensorial e uma abolição do comportamento coordenado. Com diversos graus de profundidade, é assim visto, na mais geral das abordagens, como um estado de inconsciência do qual se pode despertar. No entanto trata-se de um processo activo durante o qual se regista actividade cerebral e de extrema importância para o bom funcionamento e manutenção da homeostasia do organismo.

Este estado, o sono, é actualmente visto como um processo biológico, químico e fisiológico responsável por funções de restauração do ambiente hemostático, reposição celular, secreção hormonal, conservação de energia, aprendizagem e memória. O sono consiste em dois estados que alternam entre si de maneira periódica ao longo da noite, o sono REM (*Rapid eye Movement*) que tem um efeito estabilizador a nível mental e o sono não-REM, ou sono lento, com um efeito reparador. Em cada um destes estados as respostas do organismo são diferentes, durante o sono REM por exemplo, o ritmo cardíaco e a respiração tornam-se irregulares e a pressão sanguínea aumenta, ao contrário do que acontece no sono não-REM. Além destas alterações é verificada também uma diminuição do tónus muscular das vias aéreas respiratórias e uma diminuição da pressão intratorácica. Ao longo da vida tende a haver uma diminuição dos períodos REM. (S. Gaspar, 1988)

A privação do mesmo, ou a sua má qualidade debilitam o organismo com graves consequências e riscos. Hipersonolência diurna persistente, falta de concentração, diminuição dos reflexos, diminuição da capacidade de raciocínio, complicações cardiovasculares, hipertensão arterial pulmonar ou mesmo acidentes cerebrovasculares são alguns dos efeitos negativos que podem advir da insuficiência de sono, ou da má qualidade do mesmo.

*“Um em cada três indivíduos estão insatisfeitos com o seu sono.”  
(Prof. Doutor M. Fontes Baganha)*

Segundo as estatísticas, 58% dos adultos ressonam, 36% queixam-se de insónia, 15% notam hipersonolência diurna persistente, 3% tem comportamentos nocturnos inadequados e 28% fazem trabalho nocturno ou por turnos. Na maioria destes casos, a insatisfação no que respeita à qualidade do sono esta directamente relacionada com uma patologia. (Apontamentos de Pneumologia do Prof. Doutor M. Fontes Baganha) Estão actualmente descritas 107 doenças do sono distintas, oitenta e cinco reconhecidas pela ICSD-2 (*2nd edition of the International Classification of Sleep Disorders*) e 25 propostas.

# Apneia do Sono

Apoio ao diagnóstico da Síndrome da Apneia Obstrutiva do Sono em Pediatria

---

Todas as patologias associadas ao sono são classificadas em seis categorias diferentes:

1. Distúrbios do sono intrínsecos
2. Distúrbios do sono extrínsecos
3. Distúrbios do sono associados a patologia médica ou psiquiátrica
4. Distúrbios do ritmo circadiano
5. Parassónias (Movimentos e comportamentos nocturnos)

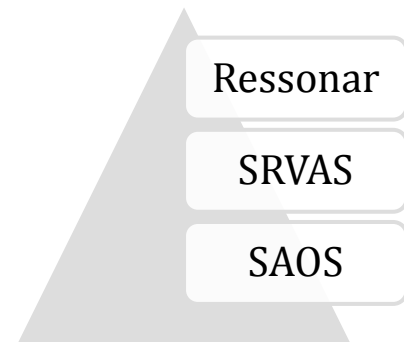
Dentro do primeiro grupo (distúrbios do sono intrínsecos) encontram-se englobadas patologias como sejam a Insónia fisiológica, Insónia Idiopática, Narcolepsia e a SAOS (Síndrome de Apneia Obstrutiva do Sono).

As crianças são particularmente vulneráveis ao efeito negativo de um sono perturbado. A privação de sono afecta tanto a saúde física como mental, sendo, um adequado descanso indispensável a qualquer individuo. Mais importante é ainda no caso das crianças, pois estas encontram-se numa estado de crescimento/maturação onde o seu organismo suporta um nível de actividade elevado relativamente ao estado adulto. É também nesta idade que se desenvolvem as capacidades cognitivas, onde o sono tem uma grande importância.

## 1.2 O QUE É A APNEIA DO SONO

Apneia do Sono é uma alteração da respiração durante o sono que se caracteriza por obstrução parcial prolongada das vias aéreas superiores e/ou completa obstrução intermitente (apneia obstrutiva), que compromete a oxigenação e ventilação normais durante o sono. (American Thoracic Society, 1996)

A definição de apneia subdivide-se em três tipos, dependendo da causa ou origem da apneia, e estes três tipos são transversais e independentes da idade do doente. Assim temos:



Esquema 1.1 - Espectro de patologias respiratórias relacionadas com SAOS (severidade aumenta do topo da pirâmide para a base)

1. **Apneias Centrais** – Este tipo de apneias ocorre quando não há envio de estímulo do centro respiratório para os músculos respiratórios, ou quando esse sinal é interrompido por qualquer razão, não alcançando os músculos responsáveis pela contracção torácica. Deixando de haver, por uma das duas razões possíveis, movimentos respiratórios o fluxo de ar para os pulmões é comprometido, levando inevitavelmente a uma dessaturação sanguínea<sup>1</sup>. As apneias centrais são mais frequentes que os outros dois tipos, em recém-nascidos e prematuros<sup>2</sup> devido a imaturidade do SN (sistema nervoso) e problemas na regulação da respiração (Julia A. McMillan, 2006), e apesar de clinicamente ainda não se conhecer muito bem as implicações deste tipo de apneia, segundo (David N. F. Fairbanks, 2003) reconhece-se que no caso de apneias centrais acima de vinte segundos ou associadas a dessaturações abaixo de noventa por cento, bradicardias ou pesadelos são anormais.
2. **Apneias Obstrutivas** – Apneia caracterizada por uma interrupção total ou parcial (Hipoapneia) do fluxo respiratório causada por uma obstrução das vias aéreas. Este tipo de apneias é o mais comum em crianças<sup>3</sup> (dezoito meses até oito anos de idade) com maior incidência na fase pré-escolar (Balbani, et al., 2005) e está inserido, como (Kushida, 2007) é exemplo, num espectro contínuo de patologias respiratórias onde o doente pode prosseguir ou regredir, sendo a SAOS a mais severa (Esquema 1.1). Segundo esta ideia um indivíduo que apresente ressonar primário<sup>4</sup> pode estar e exibir os primeiros sintomas de SAOS.

<sup>1</sup> Foram reportados casos de apneias centrais na literatura onde apesar de se verificar pausa no fluxo de ar superiores a vinte e cinco segundos, não se verificou uma dessaturação significativa. (David N. F. Fairbanks, 2003)

<sup>2</sup> Em comparação com crianças.

<sup>3</sup> Em comparação com recém-nascidos ou bebés prematuros com uma incidência de 0,7-3% (Balbani, et al., 2005).

<sup>4</sup> O ressonar primário é a denominação para um ressonar na ausência de apneias, anomalias nas trocas gasosas ou outras evidências de perturbações no sono.

# Apneia do Sono

## Apoio ao diagnóstico da Síndrome da Apneia Obstrutiva do Sono em Pediatria

A SAOS em crianças está normalmente relacionada com problemas como sejam a obstrução nasal, desvios do septo nasal, alergias, obesidade, hiperplasia das amígdalas (adenóides) ou do palato mole, mandíbula descida, ou qualquer outra deformação da boca, mandíbula ou garganta que bloqueie ou estreite o canal respiratório (Imagem 1.1).

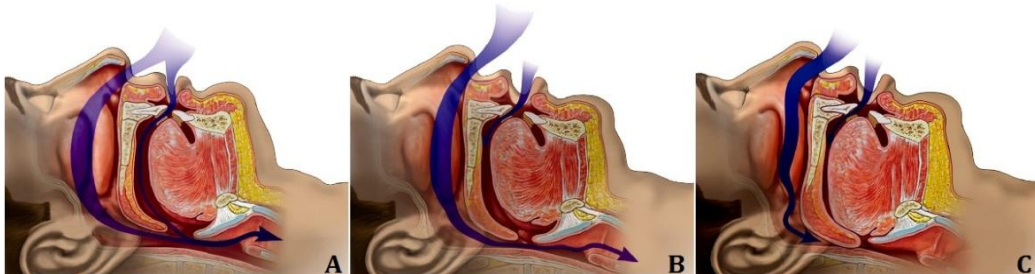


Imagem 1.1 - Especto de agravamento da SAOS a) respiração normal b) obstrução parcial da via aérea c) obstrução total da via aérea (Madani, et al., 2007)

Os sintomas são nas crianças bastante diferentes daqueles que os adultos apresentam. Na maioria dos casos indivíduos adultos apresentam sintomas como sejam hipersonolência diurna e fadiga, no caso das crianças este tipo de sintomas não são muito visíveis, por sua vez as crianças que sofrem de SAOS apresentam por norma um défice de concentração, hiperactividade, dor de cabeça matinal, enurese nocturna e problemas comportamentais. Há no entanto sintomas que são transversais à idade como seja o ressonar<sup>5</sup> a respiração tipicamente bucal ou o 'dormir com a cabeça torta' numa tentativa de posicionar o canal respiratório de forma a não colapsar e provocar a apneia. Também à semelhança dos adultos, a obesidade é um factor de risco na SAOS e complicações cardiovasculares ou elevada pressão arterial podem advir de uma SAOS não tratada, para além de um irreversível atraso escolar que a criança irá sofrer. (David N. F. Fairbanks, 2003)

3. **Apneias Mistas** – Tipo de apneia, que como o nome indica, é uma combinação dos dois tipos anteriores, sendo visível tanto uma diminuição do controlo respiratório como também uma obstrução das vias aéreas superiores. Dado este tipo de apneia ser o cruzamento dos dois tipos anteriores, os doentes da apneia mista são também espelho dessa realidade, sendo na sua maioria recém-nascidos e prematuros (doentes padrão de apneia mista) e com malformações ou imaturidade das estruturas componentes do canal respiratório (doentes padrão de apneia obstrutiva).

Em crianças sem historial de doenças respiratórias é comum um reduzido número de apneias de natureza central ou obstrutiva, comparativamente aquelas com historial de patologias respiratórias<sup>6</sup>, sendo as obstrutivas mais raras que as centrais. (Carskadon, et al., 1978) Por sua vez, na maioria dos casos, as apneias em doentes com historial de doenças respiratórias estão

<sup>5</sup> O ressonar é a manifestação mais comum de distúrbios respiratórios e estima-se que afecte 3-12% das crianças (Balbani, et al., 2005). Estudos mostram também uma relação de 87% entre pacientes que ressonam e portadores de SAOS (Ng, et al., 2008).

<sup>6</sup> Dezoito contra setenta e oito por noite

relacionadas com grupos de risco como sejam Síndrome de Down, Acondroplasia e Obesidade entre outras. (Richardson, et al., 2007)

### 1.3 MOTIVAÇÃO

Um aumento na procura de estudos polissonográficos aliado as limitações da polissonografia tem motivado o estudo e desenvolvimento de novas abordagens que permitam ultrapassar as desvantagens da polissonografia e aumentar a fiabilidade do estudo aumentando também o número de estudos realizado. Entre as desvantagens destacam-se o facto de o estudo necessitar de acompanhamento especializado, o que encarece o estudo e limita a possibilidade de realização do mesmo em ambiente não controlado, limitação esta que obriga na maioria das vezes com que seja necessária uma deslocação, por parte do doente à Unidade Hospitalar para uma avaliação. Este facto, e dado tratar-se de crianças condiciona os resultados pois as crianças são “obrigadas” a descansar num ambiente estranho o que dificulta o ser repouso. A posterior revisão do estudo para avaliação e diagnóstico torna o estudo mais moroso e cansativo, pois após as oito horas de estudo, são necessárias, no mínimo, duas horas adicionais para avaliar e diagnosticar o caso, para além do facto de se tratar de um processo repetitivo e cansativo, o que diminui a eficácia no diagnóstico.

Estudos de novas abordagens têm vindo a ser realizadas numa tentativa de ultrapassar as limitações da PSG havendo inúmeros registos na literatura que referenciam desenvolvimentos de aparelhos portáteis, principalmente dirigidos à monitorização do sono, registo da respiração nocturna e controlo da oxigenação<sup>7</sup>. No entanto encontram-se também estudos que visam o desenvolvimento de sistemas de diagnóstico comparáveis à PSG mas ultrapassando algumas das suas desvantagens.

Os aparelhos portáteis, gravação vídeo ou áudio, polissonografia diurna e outros tipos de abordagem ainda que não sejam completos e capazes de devolver um diagnóstico completo, possibilitam na maioria dos casos um diagnóstico preliminar filtrando os doentes para o estudo PSG.

A automação do processo de classificação iria possibilitar assim, caso aplicada em ambiente familiar um meio de filtragem de doentes, e quando aplicada em ambiente controlado um efectivo meio de diagnóstico, eliminando a necessidade de revisão dos estudos, possibilitando um resultado imediato, facilitando o trabalho aos técnicos que tem de prestar atenção as oito horas de estudo e trazendo também vantagens ao doente com um diagnóstico mais rápido, uniforme e acurado.

---

<sup>7</sup> Casa um em separado.



## 1.4 OBJECTIVOS

Pretende-se com o presente trabalho construir uma Interface Gráfica de integração entre o Alice Respironics® e o MatLab® que possibilite uma eficiente importação dos sinais recolhidos durante um estudo polissonográfico e posteriormente avaliar a sensibilidade e especificidade de um sistema automático de classificação de episódios de Apneia Obstrutiva do Sono baseado num conjunto reduzido (6 a 8) desses mesmos sinais.

O primeiro objectivo deste trabalho é construir uma Interface gráfica que possibilite uma fácil importação e manuseamento dos dados recolhidos durante um exame do Sono. É objectivo deste trabalho criar assim uma ferramenta em MatLab® que permita uma importação directa de ficheiros de dados em formato (EDF – *European Data Format*), a visualização, e na medida do possível, o tratamento dos mesmos.

O segundo Objectivo é avaliar de entre os sinais adquiridos em vários exames polissonográficos qual o conjunto de sinais (6 a 8 sinais) que devolve a melhor classificação de episódios de apneia obstrutiva do sono, tendo sempre como referência a classificação efectuada por técnicas especializadas.

Após importação e escolha dos sinais, pretende-se criar um conjunto de ‘*features*’ ou sinais secundários derivados dos primeiros que evidenciem de forma mais clara os períodos de possíveis episódios de Apneia Obstrutiva e permitam a melhor classificação possível.

Finalmente pretendem-se testar vários métodos de classificação e avaliar o seu desempenho com um estudo tanto da sensibilidade como da especificidade para cada um dos casos.

# Apneia do Sono

Apoio ao diagnóstico da Síndrome da Apneia Obstrutiva do Sono em Pediatria

---

## 1.5 ENQUADRAMENTO

Este trabalho insere-se numa parceria entre o Hospital Pediátrico do Centro Hospitalar de Coimbra e o Departamento de Engenharia Informática da Faculdade de Ciências e Tecnologias nas pessoas da Dra. Maria Helena Estevão e do Prof. Dr. Jorge Henriques respectivamente.

O projecto nasceu da necessidade sentida por parte da Dra. Maria Helena Estevão e sua equipa em agilizar e melhorar o processo de diagnóstico de SAOS em pediatria, e tem o seu desenvolvimento no Departamento de Engenharia Informática.

O Hospital Pediátrico do Centro Hospitalar de Coimbra cedeu, muito gentilmente, o conjunto de dados de pacientes utilizados neste trabalho e suportou, sempre que solicitado, todas as dúvidas no que respeita a diagnóstico e procedimentos. O departamento de Engenharia Informática além de abrigo físico de todos os trabalhos facultou orientação, e foi neste que se desenvolveu todo o estudo.

## 2 SINTOMAS E DIAGNÓSTICO DE APNEIA

### 2.1 SINTOMAS

Sendo um episódio de Apneia algo prejudicial para organismo de quem manifesta esta condição, será de esperar, que o mesmo organismo reaja de forma a contrariar o desajuste provocado pelo episódio<sup>8</sup>. Sendo assim pode-se assim criar um conjunto de variáveis (sintomas) que quando controlados nos dão informação/confirmação da ocorrência de uma apneia.

Um desses mecanismos de defesa comum a crianças e adultos são os micro-despertares, no entanto com algumas diferenças entre os dois grupos, como seja o limiar para o qual um adulto desperta o qual é maior que aquele que é verificado em crianças. (Katz, et al., 2005) Micro-despertares são assim uma reacção típica do SN a uma apneia ou hipoapneia, e estando relacionados com a respiração podem ser utilizados para efeitos de diagnóstico. Estes micro-despertares podem ser classificados em dois tipos: corticais, ou seja aqueles em cujo episódio de apneia é suficientemente profundo para provocar um estímulo do córtex cerebral visível no EEG, ou subcorticais, nos quais não há um estímulo suficiente para o córtex cerebral se ver afectado e consequentemente não são visíveis no EEG. Ambos os casos são acompanhados de um aumento de actividade do SNS (Sistema Nervoso Simpático) com um consequente aumento do ritmo cardíaco e da pressão arterial e estão directamente ligados à fragmentação do sono (Imagem 2.1). Em crianças verifica-se que 50% dos episódios de apneia obstrutiva terminam com um micro-despertar visível no EEG. (Eliot S. Katz, 2003)

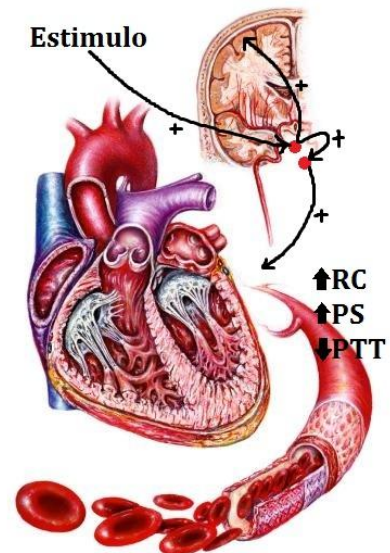


Imagem 2.1 - Processo que leva aos micro-despertares e consequentes alterações no SNS. RC- ritmo cardíaco; PS - pressão sanguínea; PTT - Pulse Transit time (Imagem adaptada de (V., et al., 2002))

Um outro mecanismo de diagnóstico, e este pode ser visto como uma consequência típica de um episódio de apneia é uma dessaturação, assim sendo a oximetria é um parâmetro importante no diagnóstico de um episódio de apneia. Oximetria é a medição do nível de oxigénio no sangue com recurso a um oxímetro<sup>9</sup>. No caso de um episódio de apneia, o fluxo de ar nos pulmões é comprometido, não havendo assim renovação do ar dos pulmões. Este facto faz com que não haja oxigénio suficiente nos alvéolos pulmonares para as trocas gasosas se darem de forma conveniente o que implica uma descida da pressão parcial de oxigénio no sangue e um consequente aumento da pressão de dióxido de carbono. Estas pressões podem posteriormente ser medidas com recurso a

<sup>8</sup> Para efeitos de diagnóstico considera-se sintomas nos quais a reacção do organismo a uma apneia é instantânea/quase instantânea.

<sup>9</sup> No caso do presente estudo, e mais comumente um Oxímetro de pulso

## Apneia do Sono

### Apio ao diagnóstico da Síndrome da Apneia Obstrutiva do Sono em Pediatria

um Oxímetro e assim estabelece-se uma relação directa entre um episódio de apneia e o sinal de saturação do oxímetro. Estudos em crianças com SAOS em fase pré-operatória e pós-operatória foram executados, e em SAOS pré-operada verificou-se um padrão de dessaturações presente em mais 25% dos casos que em SAOS pós-operada. (Vavrina, 1995)

O diagnóstico de Apneias não tem como único objectivo detectar a presença de Apneias, mas visa também evitar a intervenção naqueles pacientes que não apresentam risco, ou avaliar a condição de doentes que tenham sido submetidos a um procedimento cirúrgico de modo a controlar o caso e tomar as devidas precauções, caso necessárias. O problema inerente aos métodos de diagnóstico prende-se em muito com a dificuldade em identificar e quantificar o espectro de eventos respiratórios responsáveis pela fragmentação do sono.

Existem vários métodos utilizados no diagnóstico e classificação de eventos de apneia, que por opção pessoal vão ser classificados em dois grandes grupos: os baseados em estudos polissonográficos nocturnos e os restantes métodos, ou métodos alternativos.

Como exemplo de métodos alternativos de diagnóstico temos o diagnóstico clínico, a oximetria de pulso, polissonografia diurna (*nap studies*), gravação áudio ou vídeo, cânula nasal/transdutor de pressão ou combinações de dois ou mais métodos. A combinação de vários métodos de diagnóstico alternativo é feita numa tentativa de reduzir as limitações de um dos métodos, combinando-o com outro que não sofra da mesma limitação, daí ter-se optado por de todos os métodos de diagnóstico enfatizar a polissonografia nocturna uma vez que integra de uma forma bastante proveitosa a maioria destes métodos. Não obstante a Polissonografia tem ela própria um conjunto de limitações e à parte desse facto, continua a ser complicado identificar com clareza um episódio de apneia e delimita-lo claramente. Assim a maneira mais fiável de contornar esta dificuldade é arranjar um conjunto de normas ou regras, que as técnicas utilizam, e que com base no estudo polissonográfico ajudem a delimitar os eventos respiratórios anómalos no espectro de apneias. No caso do presente trabalho, este conjunto de regras encontra-se descrito nas seguintes tabelas:

	Patológico	Normal
Índice de apneia (nº/hora)	>1	0,0 ± 0,1
SpO <sub>2</sub> (%)	≤ 92	95 ± 1
Índice de micro-despertares (nº/hora)	>11	7 ± 2
P <sub>ET</sub> CO <sub>2</sub> (mmHg)	>50 - 10% TST	≥45 - 1,6 ± 0,8 %TST
Pico P <sub>ET</sub> CO <sub>2</sub> (mmHg)	>53	46 ± 3

Tabela 2.1- Parâmetros respiratórios do sono Fonte: Hospital Pediatrico Coimbra (Marcus, et al., 1992) (Ulie, et al., 2004)

## Sintomas e Diagnóstico de Apneia

Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra

Diagnóstico <sup>10</sup>	Índice de apneia (nº/hora)	Sat. O <sub>2</sub> min (%)	ETCO <sub>2</sub> max (mmHg)	ETCO <sub>2</sub> >50mmHg (%TST <sup>11</sup> )	Micro-despertares (nº/hora)
Ressonar Primário	≤1	>92	≤53	<10	EEG<11
SRVAS	≤1	>92	≤53	<10	RERA <sup>12</sup> >1 EEG >11
SAOS Ligeiro	1-4	86-91	>53	10-24	EEG >11
SAOS Médio	5-10	76-85	>60	25-49	EEG >11
SAOS Grave	>10	≤75	>65	≥50	EEG >11

Tabela 2.2 - Tabela de diagnóstico de SAOS em crianças. Fonte: hospital Pediátrico Coimbra (Katz, et al., 2005)

Score de Oximetria	Comentário	Nº de quedas SatO <sub>2</sub> <90%	Nº de quedas SatO <sub>2</sub> <85%	Nº de quedas SatO <sub>2</sub> <80%	Outros	Recomendação
1	Estudo Normal/ Inconclusivo para SAOS	<3	0	0	Linha basal estável (<3 Surtos <sup>13</sup> de dessaturação) e >95%	Avaliação adicional para exclusão de SAOS
2	SAOS Ligeiro	≥3	≤3	0	≥3 Surtos de dessaturação	ATT na lista de espera Cirurgia dentro de duas semanas
3	SAOS Médio	≥3	>3	≤3	≥3 Surtos de dessaturação	Cirurgia urgente (dias)
4	SAOS Grave	≥3	>3	>3	≥3 Surtos de dessaturação	

Tabela 2.3 - Classificação de McGill para oximetria. Fonte: Hospital Pediátrico Coimbra (Nixon 2004)

Num estudo de Oximetria nocturno e contínuo, considera-se diagnóstico positivo para SAOS caso haja três ou mais dessaturações abaixo de 90% ou três ou mais surtos de dessaturação e diagnóstico negativo caso não haja dessaturações ou surtos. (Fonte: Hospital Pediátrico Coimbra)

<sup>10</sup> Cada diagnóstico exige a presença de um ou mais dos parâmetros a direita.

<sup>11</sup> *Total sleep time*

<sup>12</sup> *Respiratory related arousal*

<sup>13</sup> Mais de 5 dessaturações cada 10-30 minutos, considerando-se uma dessaturação uma descida da SatO<sub>2</sub> acima ou igual a 4% (Fonte: Hospital Pediátrico Coimbra)

# Apneia do Sono

Apoio ao diagnóstico da Síndrome da Apneia Obstrutiva do Sono em Pediatria

## 2.2 POLISSONOGRAFIA

### 2.2.1 O QUE É E PARA QUE SERVE

Polissonografia (PSG), exame polissonográfico ou estudo nocturno é um método de diagnóstico de distúrbios respiratórios do sono, caracterizado pela gravação da actividade cerebral, movimentos oculares, esforço respiratório, ritmo cardíaco, níveis de oxigénio e dióxido de carbono, fluxo de ar, áudio e vídeo. Dada a diversidade de parâmetros fisiológicos que são medidos é o método *Gold Standard* no que respeita o diagnóstico de distúrbios respiratórios, e apesar de no caso das crianças, os parâmetros de diagnostico serem diferentes daqueles que se acredita serem os correctos para a população adulta, e mesmo não havendo uma uniformização destes parâmetros para as crianças a Polissonografia é considerado o melhor método de diagnostico. (Marcus, et al., 1992)

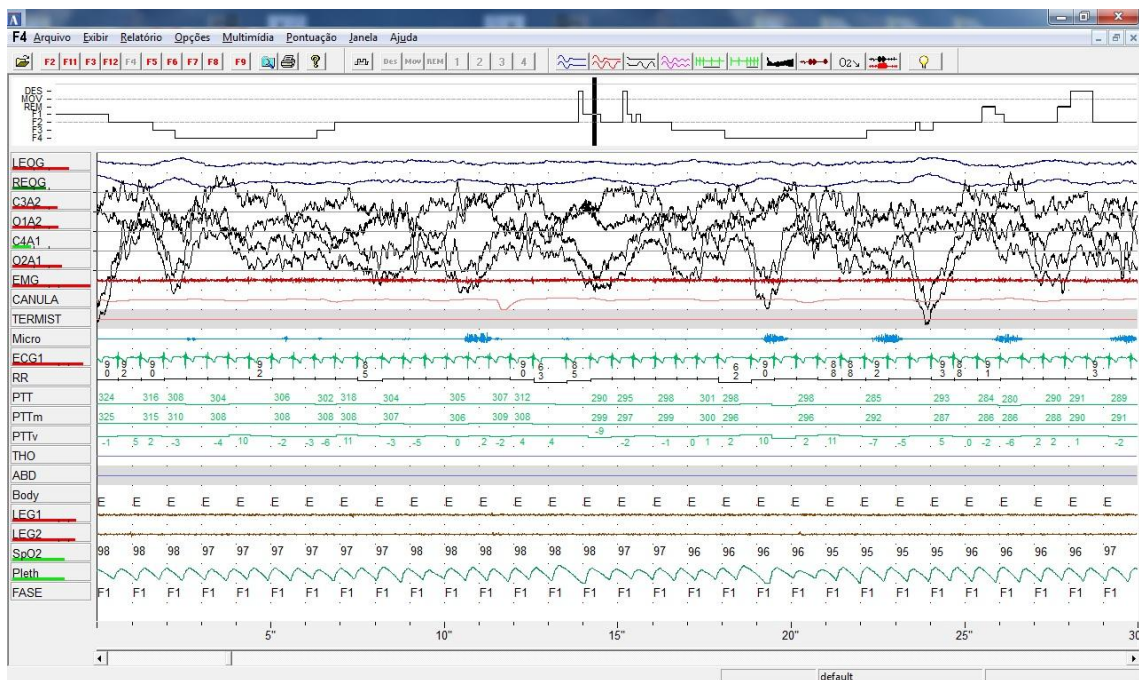


Imagem 2.2 - Exemplo de um registo polissonográfico

A diversidade dos vários sinais fisiológicos monitorizados durante um estudo polissonográfico possibilita numa grande parte dos casos uma correcta identificação dos estádios do sono, das alterações respiratórias e dos eventos apneicos, condições importantes na individualização, caracterização e classificação das diversas patologias e diversos estádios das doenças respiratórias do sono. (Patrick, 2001)

Os sinais, numa polissonografia, são no entanto extraídos tendo em vista uma futura classificação qualitativa. Como consequência de uma impossibilidade física (a medição coorrecta dos sinais ou a natureza dos sinais) e das grandes variações entre diferentes doentes, exacerbadas neste caso dado tratar-se de uma população infantil, não há valores, na grande parte dos sinais, que

permitam estabelecer um limite para os quais seja possível classificar qualquer tipo de eventos respiratórios.

Não obstante, a polissonografia não é um método perfeito, ela própria padece de limitações, as quais podem comprometer o próprio estudo. Podemos listar assim um conjunto de limitações, como seja a necessidade do estudo ser acompanhado por um técnico especializado em toda a sua extensão pois não existe um sistema de classificação automático de eventos de apneia, e assim sendo é requerida a presença de um técnico que avalie os registos e documente as ocorrências de eventos e comportamentos tanto a nível fisiológico como quaisquer outros que se revelem importantes para o diagnóstico. O facto de não haver um tratamento automático dos dados implica ainda uma análise posterior detalhada de todo o estudo, o que se é muito laborioso e demorado. O elevado número de



Imagem 2.3 - Criança durante um estudo de sono Fonte: Hospital Pediátrico Coimbra

sinais que é monitorizado implica uma grande quantidade de fios, ligações e aparato, (Imagem 2.3) o que em muitos dos casos, e dado tratar-se de crianças as assusta e compromete o resultado do estudo. O facto de se tratar de um exame complexo implica também uma deslocação da criança a um laboratório de sono, onde se espera que esta repouse normalmente, o que na maioria dos casos não é possível, pois as crianças mostram uma certa dificuldade de adaptação a um ambiente novo. A monitorização de alguns sinais, como seja o esforço respiratório com recurso à medição da pressão esofágica para diagnóstico de SRVAS é um método bastante invasivo, pelo que não é comumente realizado, a não ser que seja indicado. E, para terminar, os custos deste tipo de infra-estruturas (laboratórios de sono) e dos estudos é bastante elevado, o que também tem a sua influência a nível de diagnóstico.

Tendo em conta as limitações e o potencial da polissonografia, a *American Thoracic Society*, elaborou uma lista de indicações na qual se descrevem os casos em que se deve utilizar a polissonografia como método de diagnóstico por excelência. (American Thoracic Society, 1999) Assim sendo e a título de exemplo, a polissonografia deve ser utilizada na diferenciação de ressonar primário e do ressonar associado à obstrução das vias aéreas superiores. Todavia e como descrito em (Schechter, 2002), não é garantido que mesmo que não seja diagnosticada SAOS o ressonar primário seja benigno.

# Apneia do Sono

Apoio ao diagnóstico da Síndrome da Apneia Obstrutiva do Sono em Pediatria

## 2.2.2 SINAIS EXTRAÍDOS E DETECÇÃO DE EVENTOS DE APNEIA

### 2.2.2.1 ELECTROENCEFALOGRAMA

Electroencefalograma (EEG) é um registo de medição e gravação dos sinais dos impulsos nervosos cooperativos das células do cérebro, ou mais precisamente a medição no domínio temporal dos potenciais extracelulares gerados pela acção síncrona dos neurónios. (Pharmaceutical Press, 2006) Uma EEG pode ser obtida por medição através de eléctrodos colocados no couro cabeludo ou directamente no córtex cerebral, sendo neste caso, em algumas das vezes denominado de Electrocorticograma (ECoG). No caso da polissonografia, trata-se de uma EEG espontânea<sup>14</sup>, com eléctrodos colocados no couro cabeludo. As derivações recomendadas 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> sendo os eléctrodos de *backup* colocados nas regiões F<sub>3</sub>, C<sub>3</sub> e O<sub>1</sub> permitindo assim uma visualização das áreas F<sub>3</sub>-M<sub>2</sub>; C<sub>4</sub>-M<sub>2</sub> e O<sub>1</sub>-M<sub>2</sub> em caso de mau funcionamento da anterior configuração durante a noite. Assim sendo são utilizados seis eléctrodos exploratórios (F<sub>4</sub>, C<sub>4</sub>, O<sub>2</sub>, F<sub>3</sub>, C<sub>3</sub> e O<sub>1</sub>) e dois de referência (M<sub>1</sub> e M<sub>2</sub>) sendo, em casos em que se espera a ocorrência de um episódio de apneia, utilizados eléctrodos adicionais. (Conrad, et al., 2007)

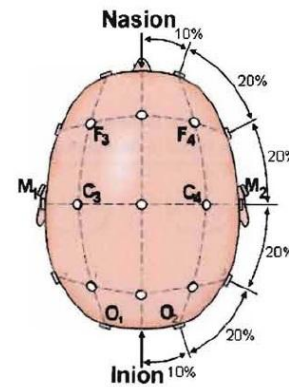


Imagem 2.4 - Áreas de referência para EEG. (Conrad, et al., 2007)

### 2.2.2.2 ELECTROCARDIOGRAMA

Electrocardiograma (ECG) é um registo da medição dos potenciais eléctricos criados pela actividade cardíaca à superfície da pele. Registada pela primeira vez por Augustus Waller em 1889 com um electrómetro capilar, este sinal é amplamente utilizado em medicina uma vez que permite uma fácil visualização de anomalias cardíacas. Com varias derivações possíveis, a recomendada pela *American Academy of Sleep Medicine* para Polissonografia é uma configuração simples *Lead II* com dois eléctrodos no torso e um eléctrodo de referência. Esta configuração tem como objectivo a detecção do complexo PQRT do sinal, podendo caso seja necessário mudar a configuração, bem como adicionar eléctrodos para melhorar a qualidade do sinal ou registar outro tipo de características que se revelem importantes para o diagnóstico. (Conrad, et al., 2007)

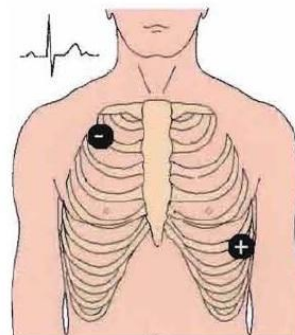


Imagem 2.5 - Área de colocação dos eléctrodos ECG. (Conrad, et al., 2007)

<sup>14</sup> EEG medido na ausência de um estímulo externo.



## 2.2.2.3 ELECTROMIOGRAMA

Electromiografia (EMG) é o registo da actividade eléctrica muscular esquelética, medida à superfície da pele<sup>15</sup>. A actividade mecânica dos músculos esqueléticos está relacionada com a criação e transmissão de potenciais eléctricos, potenciais estes que podem ser medidos, reflectindo assim a actividade do músculo. Num exame polissonográfico são feitas três medições de electromiografias, uma no mento que possibilita distinguir o estado de consciência do doente, uma nas pernas que possibilita documentar fases de inquietação ou movimentos durante o sono e uma na região ocular, uma Electrooculografia (EOG), sendo esta última utilizada com o intuito de classificar fases de sono (*v.g.* na fase REM há movimentos oculares que podem ser visto na EOG). Para registo de EMG são assim utilizados cinco canais de recolha de informação e um de referência colocados directamente no local que se pretende monitorizar, que no presente caso é o mento, as duas coxas e na zona ocular, sendo o eléctrodo de referência colocado no lóbulo auricular. (Conrad, et al., 2007)

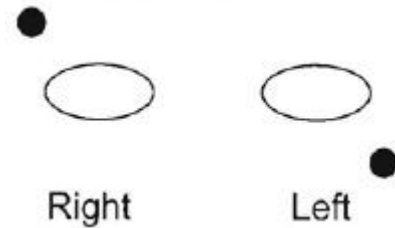


Imagem 2.6 - Áreas de colocação recomendada dos electrodos na EOG. (Conrad, et al., 2007)

## 2.2.2.4 FLUXO ORAL E NASAL

Durante uma polissonografia são medidos, com recurso a um termopar (Termistor) e um transdutor de pressão (Cânula Nasal) fluxos respiratórios. Estas medições não têm por finalidade devolver uma medida quantitativa do fluxo, ao contrário do que se possa pensar, mas sim uma medida qualitativa das interrupções na respiração e do esforço respiratório. Tanto a cânula como o Termistor são colocados na superfície corporal não sendo nenhum deles um método de medição invasivo. No caso do Termistor, este não é mais que um canal, com um termopar que é colocado em frente à abertura oral do doente e possibilita assim, e quando o doente faz uma respiração oral, uma identificação deste tipo de respiração devido a variações de temperatura que facilmente podem ser vistas no registo. No que respeita a cânula, esta consiste num transdutor de pressão que é colocada a entrada da cavidade

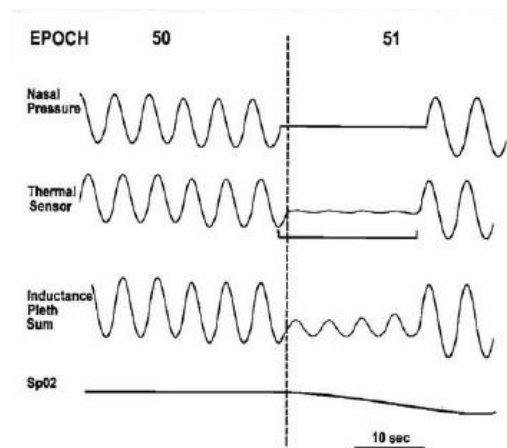


Imagem 2.7 - Exemplo de um evento verificado na Cânula e no Termistor. (Conrad, et al., 2007)

<sup>15</sup> Também pode ser medida no interior do músculo.

## Apneia do Sono

Apoio ao diagnóstico da Síndrome da Apneia Obstrutiva do Sono em Pediatria

nasal<sup>16</sup> e que mede variações de pressão á entrada da mesma, permitindo assim uma fácil identificação de interrupções na respiração nasal.

### 2.2.2.5 BANDAS RESPIRATÓRIAS

São de interesse, durante um estudo de sono e para identificação de episódios de SAOS, os movimentos oscilatórios do tórax e abdómen, pois eles fornecem na maioria dos casos dados que possibilitam uma fiável identificação deste tipo de episódios. Para tal, durante uma polissonografia são colocados no doente um par de bandas, uma no tórax e outra no abdómen que medem a distensão dos mesmos. Estes medidores não são mais que um par de ‘cintos’ que contem um dinamómetro que mede a força aplicada nas bandas aquando da respiração e conseqüente distensão caixa torácica e abdominal. Para além de uma diminuição da amplitude de oscilação do sinal das bandas, durante um episódio de SAOS, as bandas adquirem um movimento em contra fase, uma relativamente à outra, facto este, que possibilita uma acurada classificação de episódios de SAOS e uma fácil distinção dos outros tipos de apneias.

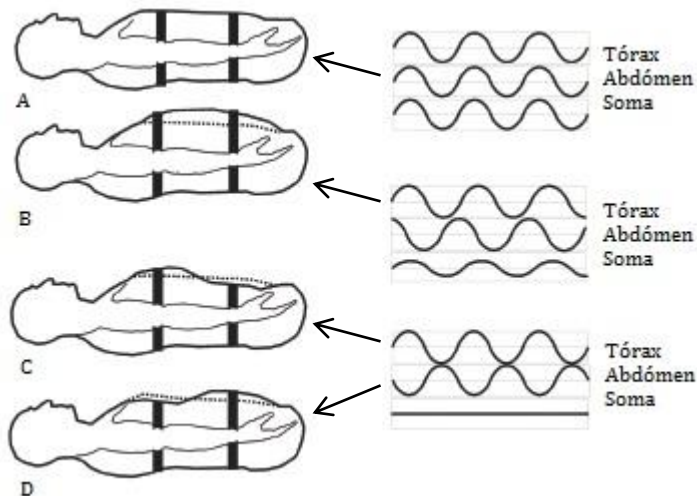


Imagem 2.8 - Sinal das bandas. A) Respiração Normal. B) Fase durante o desfasamento dos sinais das bandas. C e D) Respiração paradoxal, bandas em contra fase e soma dos sinais nula. (Respironics, 2008)

### 2.2.2.6 RESSONAR

Como esquematizado no Esquema 1.1 (O que é a Apneia do Sono) ressonar é um sintoma normalmente associado a perturbações da respiração durante o sono. Num exame polissonográfico, o registo de ressonar é obtido a partir de um microfone colocado no pescoço do doente à superfície da pele. Este grava os sons produzidos pelo doente durante toda a extensão do exame, sendo posteriormente analisado. A análise dos sons resulta numa classificação entre 1 e 10, segundo o grau de severidade e tempo que o doente ressonou.

<sup>16</sup> Neste caso a cânula não é inserida na cavidade nasal, ficando sim à entrada e tratando-se assim de um método não invasivo.

## 2.2.2.7 OXIMETRIA E PLETISMOGRAFIA

O oxigénio é um composto vital para as células e organismos vivos. Durante um episódio de apneia o fluxo de ar é comprometido, comprometendo assim a oxigenação do sangue, fenómeno que pode ser medido recorrendo a um oxímetro. Oxímetro é um aparelho que mede a concentração de oxigénio no sangue, recorrendo a princípios físicos de difracção e reflexão da hemoglobina. Numa polissonografia é medido a todo o momento<sup>17</sup> o nível de oxigenação do sangue, numa escala entre 1 e 100%. Por norma os oxímetros dão a possibilidade de medir mais que a oxigenação do sangue, estes possibilitam também a medição do sinal pletismográfico, devolvendo assim um registo completo da pletismografia durante todo o estudo. Este sinal será posteriormente utilizado para o cálculo de sinais derivados, como o PTT (*pulse transit time*) que se acredita estarem directamente relacionados com eventos de apneia. (Akay, 2006) Em seguida são descritas as frequências de amostragem dos canais da polissonografia (Tabela 2.5), bem como as frequências de filtragem aconselhadas<sup>18</sup>. (Conrad, et al., 2007)

<b>Impedância máxima dos eléctrodos</b>	5 K $\Omega$
<b>Resolução digital mínima</b>	12 bits por amostra

Tabela 2.4 - Valores de impedância e resolução digital recomendados (Conrad, et al., 2007)

Canal	Frequência de Amostragem	Mínimo Desejável
EEG	500 Hz	200 Hz <sup>1</sup>
EOG	500 Hz	200 Hz
EMG	500 Hz	200 Hz
ECG	500 Hz	200 Hz
Fluxo de ar	100 Hz	25 Hz
Oximetria	25 Hz	10 Hz
Pressão nasal	100 Hz	25 Hz
Posição do corpo	1Hz	1Hz
Ressonar	500Hz	200Hz
Bandas	100Hz	25 Hz

Tabela 2.5 - Valor de Frequência de amostragem e mínimo desejável para cada canal (Conrad, et al., 2007)

Canal	Frequência de corte (baixa)	Frequência de corte (alta)
EEG	0.3 Hz	35 Hz
EOG	0.3 Hz	35 Hz
EMG	10 Hz	100 Hz
ECG	0.3 Hz	70 Hz
Respiração	0.1 Hz	15 Hz
Ressonar	10 Hz	100 Hz

Tabela 2.6 - Valores recomendados para filtragem (Conrad, et al., 2007)

<sup>17</sup> Frequência de 1 Hz. (Conrad, et al., 2007)

<sup>18</sup> Estes valores são utilizados na recolha de dados no Hospital Pediátrico do Centro Hospitalar de Coimbra

# Apneia do Sono

## 3 SINAIS

A *American Academy of Sleep Medicine*, *American Thoracic Society*, e *American College of Chest Physicians* classificam os aparelhos de diagnóstico portátil em quatro tipos, dependendo dos sinais que têm em conta. Esta classificação dá-nos uma ideia, assim, de quais os sinais a ter em conta para um posterior estudo:

- Tipo I – Análise em Laboratório recorrendo a polissonografia (*Gold Standard*)
- Tipo II – Sete canais no mínimo contendo obrigatoriamente EEG, EOG, EMG, ECG, ritmo cardíaco, fluxo de ar, esforço respiratório e Saturação de oxigénio
- Tipo III - Quatro canais no mínimo contendo obrigatoriamente fluxo de ar, ritmo cardíaco ou ECG e Saturação de Oxigénio
- Tipo IV – Apenas um parâmetro ou dois no máximo

Com base nesta classificação é de salientar a importância dada ao ECG, fluxo de ar e Saturação de oxigénio, dado serem obrigatórios para os melhores tipos de classificadores.

Revela-se uma árdua tarefa encontrar na literatura referência a metodologias de classificação automática de SAOS em pediatria, baseadas em registos de polissonografia e que tenham como objectivo assentar esta classificação num número reduzido de sinais (Tipos II e III). Não obstante encontram-se bastantes estudos que visam classificar eventos ou registos de SAOS com base num só sinal, ou num par deles (Tipo IV).

Exemplo disso são estudos com resultados de 100% de sensibilidade e 92,5% de especificidade ao estudar, numa população adulta, a viabilidade de um aparelho portátil de diagnóstico de episódio de Apneia do Sono. (Yin, et al., 2005) Estes resultados têm como valor de corte<sup>19</sup> um AHI de 50 para o classificador automático. Este aparelho foi comparado com o *Gold Standard* (PSG) verificando-se uma grande diferença entre a classificação automática e manual. Os canais medidos, no aparelho portátil, foram o fluxo oro-nasal (sensor de pressão), os movimentos abdominais (banda), o nível de oxigénio e pulso (oxímetro de pulso) e a posição do corpo (detectada pelo aparelho). Concluiu-se que para casos onde é necessária um diagnóstico sem acompanhamento, este aparelho é útil, no entanto e devidos às grandes diferenças entre os registos automáticos e manuais, aconselha-se o manual.

---

<sup>19</sup> Valor de limiar. Para valores inferiores o estudo tem valores de sensibilidade e especialmente especificidade mais baixos.

### 3.1 PTT (ECG E PLETISMOGRAFO)

Encontram-se na literatura referências que apontam o ECG e o registo Pletismográfico como sendo importantes no diagnóstico de apnéia de SAOS. Padrões específicos com variações cíclicas do ritmo cardíaco são apontados em (Guilleminault, 1984) como directamente ligados a SAOS. Estes padrões são descritos como bradicardias durante o período de apnéia seguidas de taquicardias após o evento, e podem ser explicados tendo em conta que a falta de oxigénio no momento em que ocorre o evento de apnéia estimula o SNP (Sistema Nervoso Parassimpático) e este diminui a frequência de batimentos cardíacos. Pelo contrário, quando o episódio de apnéia termina o SNS (Sistema Nervoso Simpático) assume a função principal, acelerando o ritmo cardíaco numa tentativa de reposição dos níveis normais de oxigénio.

O SNA (Sistema Nervoso Autónomo) é assim o principal sistema envolvido no controlo cardiovascular numa escala de tempo de curta duração<sup>20</sup>, e dado o facto de este ser directamente influenciado pelo nível de oxigénio presente no sangue e por sua vez este depender de uma respiração sem eventos perturbadores, podem ter-se em consideração as alterações causadas pelo SNA como meio de diagnóstico de SAOS. A variabilidade do ritmo cardíaco, como resultado das acções conjuntas do SNA, nomeadamente do SNS e SNP exhibe um grande potencial no controlo do ritmo cardíaco. A actividade conjunta do SNS e SNP cria flutuações nos intervalos entre batimentos cardíacos que estão na base da determinação da variabilidade do ritmo cardíaco. (Madeiro, 2006) (Schrader, 2000). Segundo (Roche, 1999) a variabilidade do ritmo cardíaco é uma ferramenta útil na investigação de SAOS, no entanto a comparação de estudos entre períodos dia/noite é mais frutífera que entre estudos realizados apenas a noite.

No que respeita ao cálculo da variabilidade do ritmo cardíaco, duas abordagens são propostas, uma no domínio temporal com o cálculo do valor dos intervalos RR ou a comparação entre dois segmentos RR consecutivos, e outra no domínio de frequência. Segundo (Madeiro, 2006) e (Schrader, 2000) os valores entre intervalos RR espelham o comportamento do SNS e SNP em conjunto, enquanto a comparação de dois segmentos RR adjacentes é fruto apenas do contributo do SNP. Quanto a estudos no domínio de frequência, em (Maier, 2000) a banda de frequência entre 0,15 e 1,4 Hz é descrita como reflexo da actividade do SNP, e a banda entre 0,04 e 0,15Hz como espelho da actividade do SNS e SNP em conjunto. A banda de frequências entre 0,01 e 0,04 Hz é largamente considerada como importante no diagnóstico de SAOS. (Schrader, 2000) (McNamee, et al., 2000) (De Chazal, 2000) (Jarvis, et al., 2000) (Shinar, 2000) (Drinnan, 2000)

Em (Penzel, 2002) foram comparados as duas abordagens anteriores, nomeadamente a análise nos domínios de tempo e frequência, sendo que os melhores resultados foram obtidos quando se analisaram os sinais no domínio de frequência.

---

<sup>20</sup> Segundos ou minutos.

# Apneia do Sono

## Apoio ao diagnóstico da Síndrome da Apneia Obstrutiva do Sono em Pediatria

De salientar que todos estes estudos foram feitos em populações adultas, e nem todos foram divididos por épocas, numa grande parte dos mesmos foi considerado o estado total<sup>21</sup>. Os resultados da utilização de um estudo de SAOS baseado na análise do ECG ainda não foi muito estudada, no entanto há estudos que mostram que esta pode vir a ser útil. (Shouldice, 2004)

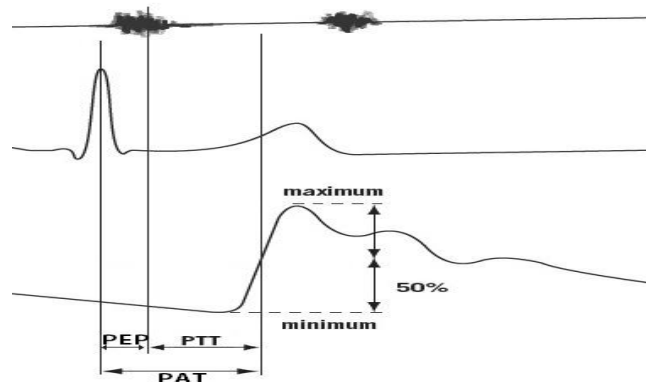


Imagem 3.1 - Exemplo da medida do PTT curva do Som cardíaco em cima, Curva central corresponde a ECG e traçado do Pletismógrafo na parte inferior (Respironics, 2008) (Cattivelli, 2009)

O SNA mostra também reflexo da sua actividade na contractilidade e relaxamento das paredes das artérias. Assim um episódio de Apneia causaria uma dessaturação que por sua vez activaria o SNA e este, finalmente, com recurso ao SNS iria contrair as paredes das artérias (vasoconstrição). A vasoconstrição pode ser medida no sinal da Pletismografia como uma diminuição da amplitude de oscilação do sinal. (Gil, et al., 2008)

Em estudos como (Gil, 2005) e (Gil, 2004) foi utilizado um algoritmo que comparava o sinal da pletismografia, modificado com um valor limite, detectando eventos com mais de 3 segundos de duração e com a amplitude reduzida a 1/3 e concluiu-se que o sinal da pletismografia contém informação que pode ser utilizada na detecção de SAOS. Não obstante o sinal da pletismografia isolado não é conclusivo, uma vez que a diminuição da amplitude pode dever-se a factores que nada tenham a ver com SAOS. (Gil, et al., 2008)

Há estudos que por sua vez demonstram a vantagem do estudo pletismográfico no diagnóstico de SAOS quando combinado com outro sinal, como seja o ECG. (Gil, 2006)

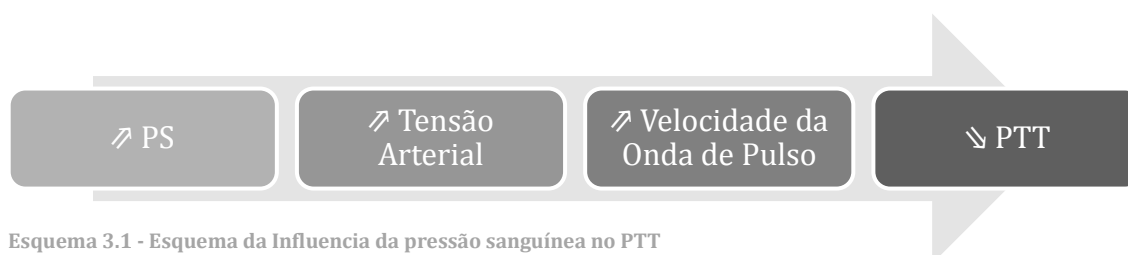
PTT (*pulse time transit*) é uma medição não invasiva secundária, isto é, que pode ser calculada a partir do ECG, do som cardíaco e da Pletismografia, e na qual é reflectida a função automática do sistema cardiovascular e respiratório bem como o esforço respiratório. Esta medição toma o seu nome do facto de medir o tempo que demora a onda de pulso, consequente da sístole ventricular, a percorrer o trajecto desde a artéria aorta até a periferia onde se encontra o oxímetro de pulso. O PTT mede então em termos práticos o tempo decorrido desde o primeiro som cardíaco até 50%<sup>22</sup> da subida do sinal do Pletismógrafo. (Imagem 3.1) Com dados de som cardíaco, o PTT pode ser calculado com a subtracção do PEP (*pre-ejection period*) ao PAT (*pulse arrival time*), no entanto num exame do sono, o som cardíaco não é monitorizado, e á semelhança daquilo que

<sup>21</sup> Chama-se estado total à classificação de todo o estudo como Positivo ou Negativo para SAOS.

<sup>22</sup> Este valor é variável dependendo do autor. Os valores mais utilizados são 25%, 50% e 90% da subida.

acontece no *software* de monitorização do sono Alice Respironics<sup>23</sup> passa a considerar-se o PEP como desprezável. Desta forma e para o resto do estudo<sup>24</sup> o PTT e o PAT assumem o mesmo significado, sendo calculados como o tempo desde o pico R do ECG até 50% da subida do sinal do Pletismógrafo. (Akay, 2006)

Estudos como (Cattivelli, 2009) e referências como (Respironics, 2008) mostram existir uma relação entre a pressão sanguínea e o valor do PTT. Esta relação pode ser explicada pelo facto de um aumento na pressão sanguínea provocar um aumento na tensão vascular, que consequentemente vai aumentar a velocidade da onda de pulso<sup>25</sup> e diminuir o PTT.



Variações na pressão sanguínea podem por sua vez ser induzidas pelo SNA, uma vez que este controla a vasoconstrição e assim mais uma vez um episódio de SAOS com uma dessaturação associada podem estimular o SNA a este provocar uma vasoconstrição, aumentando a pressão sanguínea e diminuindo o PTT.

Por outro lado, o esforço respiratório diminui a pressão intratorácica, fazendo com que a pressão sanguínea diminua, aumentando assim o valor do PTT. (Pitson, 1995)

Este paradoxo torna-se útil, uma vez que os efeitos de cada uma das situações se sobrepõe à outra, dependendo do tipo de apneia em causa (Central ou Obstrutiva), assim, num estudo sem artefactos, o PTT pode ser útil para a distinção entre Apneia Central pois durante um episódio da mesma o PTT diminui e numa Apneia Obstrutiva aumenta.

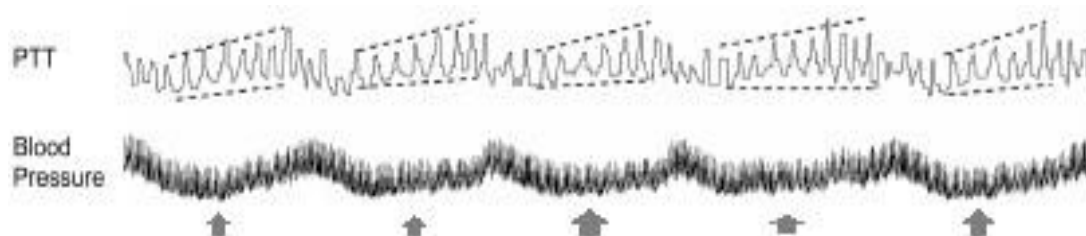


Imagem 3.2 - Relação entre o PTT e a pressão sanguínea durante um Episódio de Apneia Obstrutiva (tracejado) (Respironics, 2008)

<sup>23</sup> Referência para a classificação dos registos por parte das técnicas, bem como para o nosso estudo.

<sup>24</sup> Entenda-se PTT como PAT e PAT como PTT para o resto do estudo.

<sup>25</sup> Onda de elevada pressão gerada durante a sístole ventricular esquerda, que se propaga pelo sistema arterial onde desaparece gradualmente.

## Apneia do Sono

### Apoio ao diagnóstico da Síndrome da Apneia Obstrutiva do Sono em Pediatria

---

Nos adultos o tempo médio do PTT é bem conhecido rondando os 200-300ms, não obstante, nas crianças este conhecimento ainda é limitado. (Foo, 2007) Sabe-se no entanto que pode ajudar na distinção entre Ressonar primário e SRVAS, mas não é muito bom na distinção entre apneia e hipoapneia, para este ultimo caso, aconselha-se a utilização conjunta de um medidor de fluxo nasal para uma melhor identificação. Para além destas limitações, são de ter em conta os artefactos de Sinal, que em muitos dos casos inviabilizam o estudo, o facto de em crianças com problemas cardíacos, o PTT não reflectir o esforço respiratório, apesar de não se saber porque, e o facto de doentes em fase de Sono REM manifestarem alterações na pressão sanguínea sem que estas tenham qualquer relação com eventos respiratórios. (Foo, 2007)



### 3.2 BANDAS (ABDOMINAL E TORÁCICA)

O esforço respiratório pode ser visto como uma forma de avaliação de SAOS em pediatria. No entanto a melhor forma de calcular este esforço é com uma medição invasiva, a pressão esofágica. Apesar de haver estudos que asseguram que os resultados do diagnóstico com pressão esofágica podem ser reproduzidos com a utilização de uma cânula nasal (Ayappa, et al., 2000) uma forma largamente referida na literatura é a utilização de bandas volumétricas no tórax e abdómen.

No manual (Respironics, 2008), aconselhado pelo fabricante do *software* utilizado na recolha dos dados no Hospital Pediátrico do Centro Hospitalar de Coimbra, a respiração paradoxal é claramente apontada como uma característica presente em episódios de Apneia Obstrutiva.

O estudo de (Kohyama, et al., 2001) visou obter a correlação entre respiração paradoxal e eventos respiratórios durante o sono em crianças. Com uma dessaturação mínima de 90% e apneias obstrutivas com durações até 10 segundos conclui-se que para crianças com idade superior a 3,3 anos de idade, a respiração paradoxal era um importante meio de classificação de eventos respiratórios. Verificou-se também que para crianças com menos de 3,3 anos de idade, a correlação entre a respiração paradoxal e eventos respiratórios descia significativamente com a idade, facto também verificado por (Gaultie, et al., 1987) (H. Sheldon, 2005).

Com estes dados pode concluir-se que para crianças com idade superior e 3,3 anos, as bandas torácica e abdominal são portadoras de informação que pode ser útil no diagnóstico de SAOS.

No que respeita a metodologias de análise dos dados das bandas, uma parte dos autores utiliza técnicas matemáticas complexas para o cálculo da fase das bandas posteriormente compara-as uma a outra estabelecendo um limiar para quando estas se encontram em contra-fase. (Motto, et al., 2005) Não obstante em (Respironics, 2008) é adoptada uma técnica simples, comparativamente à anterior e com potencial de bons resultados. Esta técnica baseia-se na soma do sinal das duas bandas, e quando estas se encontram em contra fase, a sua soma vai diminuir ou anular completamente a amplitude do sinal, tornando assim os eventos respiratórios identificáveis.

### 3.3 SATURAÇÃO DE OXIGÉNIO

Vários estudos apontam a saturação de oxigénio como um importante sinal no diagnóstico de SAOS em pediatria. Apesar de estudos como (Vavrina, 1995) poderem ser discutíveis na medida em que cada caso é classificado como um todo e o registo não é avaliado com o intuito de identificar períodos de apneia, a uniformidade e qualidade dos resultados<sup>26</sup> demonstra a importância da saturação de oxigénio no diagnóstico de SAOS em pediatria.

A dessaturação é inerente à maioria dos episódios de SAOS, pois uma deficiente ventilação pulmonar causa dessaturação. Em (Vavrina, 1995) foram estudadas crianças com diagnóstico pré-operatório e pós-operatório de SAOS provocada por hipertrofia das adenóides e notou-se a presença de um padrão de dessaturações em mais 25% das crianças em fase pré-operatória que na fase pós-operatória. Este facto prova que o sinal de oxigenação contém informação sobre SAOS, pois em população idênticas, e com o mesmo método, variando apenas um factor, que neste caso é a SAOS, o padrão de dessaturações é alterado, provando assim uma relação entre SAOS e as dessaturações. Este estudo revelou também um índice de dessaturações de 31% em pré-operatório que foi quase totalmente eliminado após a operação, reforçando assim a ideia anterior.

Outros estudos como (Marcos, et al., 2008) utilizaram a dessaturação como método de diagnóstico num sistema automático de classificação, com resultados de sensibilidade na ordem dos 88%. Este método, mais directo, prova irrefutavelmente que o Sinal de Oxigenação contém informação que pode ser utilizada no diagnóstico de SAOS.

Estudos que comparem directamente, a PSG com estudos de oximetria são no entanto raros e difíceis de encontrar. Em (Series, et al., 1993) é avaliada a performance da oximetria de pulso em ambulatório como método de avaliação de episódios de SAOS. Os resultados são de 61,4% na predição positiva, ou seja, acertou 108 de 176 pacientes. Não obstante a predição negativa foi de 96,9% descartando correctamente 62 de 64 pacientes. Isto vem provar, mais que não seja, que a oximetria é um bom método para filtragem de doentes que devem ser submetidos a PSG, provando consequentemente que este sinal contém informação valiosa para o diagnóstico de SAOS. De salientar que este estudo foi feito numa população adulta e os registos foram tomados como um todo e não divididos em períodos e estes posteriormente classificados. (Kushida, 2007)

Em (Tian, et al., 2005) é proposta uma abordagem interessante no que respeita a metodologia de análise da saturação de oxigénio. Neste estudo utilizam-se dados do fluxo respiratório e da saturação de oxigénio para alimentar uma rede neuronal que classificará posteriormente o sinal. São obtidos resultados acima de 80% em sensibilidade e especificidade em 15 pacientes. Este resultado prova, para além da importância da saturação de oxigénio a importância do fluxo de ar no diagnóstico automático de SAOS. Prova-se neste estudo que o sinal de

---

<sup>26</sup> Foram obtidos valores de 60% em especificidade e sensibilidade na avaliação de oximetria de pulso como método de diagnóstico automático de SAOS em crianças.

oxigenação do sangue está no mínimo 10 segundos atrasado ao sinal do fluxo de ar. Este é um facto teoricamente aceite, dado que desde que o ar deixa de entrar nos pulmões até o sangue “desoxigenado” chega ao sensor colocado no dedo<sup>27</sup> é esperado que algum tempo passe. A abordagem sugerida por (Tian, et al., 2005) passa pelo cálculo de uma linha base de oxigenação em janelas de 60 segundos como sendo o valor máximo de oxigenação durante esse período. Seguidamente calcula-se a dessaturação como sendo a linha base menos o sinal do oxímetro. Finalmente recorre-se a uma normalização do sinal segundo a fórmula:

$$N_{Sat}O_{2(k)} = \tanh\left(\frac{1}{Thr_{Sat}} \times D_{Sat}O_{2(k)}\right) \quad (3.1)$$

$Thr_{Sat}$  é um valor e está definido a 4%.

A sincronização do sinal é feita recorrendo a uma janela móvel que desliza o sinal do fluxo de ar entre 10 e 40 segundos e que o correlaciona o valor da saturação de oxigénio. O atraso é o mínimo valore das diversas correlações.

$$Corr_{(k)} = \sum_{i=0}^n N_{Sat}O_{2(i)} \cdot N_{airflow}_{(i+k)} \quad (3.2)$$

$$k = 10, \dots, 40$$

$$T_{delay} = \min\{Corr(k)\} \quad (3.3)$$

<sup>27</sup> Ou outra extremidade do corpo do doente, como seja a orelha ou o pé.

### 3.4 FLUXO (CÂNULA E TERMISTOR)

A utilização do fluxo respiratório como meio de diagnóstico é largamente aceite pela comunidade, e tem como fundamento a própria definição de apneia como sendo um período de tempo no qual o fluxo respiratório é interrompido. Apesar do melhor método de avaliação do fluxo oro-nasal ser a utilização de uma máscara com um transdutor de pressão, esta é uma abordagem muito invasiva para crianças, sendo assim recorre-se à utilização de uma Cânula e um Termistor para estimar o fluxo respiratório. (H. Sheldon, 2005)

O diagnóstico de apneia do sono em adultos com base apenas em padrões respiratórios devolve em (Kermit, et al., 2000) resultados que viabilizam o posterior estudo destes padrões como meio de diagnóstico de episódios de apneia obstrutiva. Tendo como premissa inicial que uma apneia deveria ter uma duração entre 10 e 60 segundos, este estudo testa a hipótese da utilização apenas de padrões no fluxo respiratórios na detecção de episódios de apneia. Concluiu-se que é mais fácil detectar episódios de apneia que de hipoapneia e que seria viável um estudo mais profundo de padrões do fluxo respiratório dado o seu potencial.

Os estudos realizados por (Hosselt, et al., 1998), (Epstein, et al., 2000) e (Trang, et al., 2002) mostram que a cânula nasal é mais sensível na detecção de SAOS que o Termistor. Esta consegue detectar cerca de 86% dos casos de hipoapneia obstrutiva. De todos os casos, o Termistor apenas detecta 5% e a cânula detecta 56% mais eventos que este. (Epstein, et al., 2000). Os três estudos convergem constatando que tanto a cânula como o Termistor podem ser utilizados como meio de diagnóstico independentemente, mais ainda, que a cânula ela só é um bom método de diagnóstico. Em (Hosselt, et al., 1998) é concluído que a cânula facilmente consegue distinguir fragmentação de sono devido a factores respiratórios de outras causas, sendo assim útil no diagnóstico de SRVAS. Destes resultados facilmente se pode concluir que o sinal da cânula e do Termistor possuem informação útil sobre SAOS e que possivelmente podem ser utilizados com sucesso no diagnóstico de SAOS.

Quanto a metodologia de análise destes sinais, segundo (Respironics, 2008) e apoiado pela definição de apneia, aquando de um episódio de apneia o fluxo oro-nasal é suspenso ou reduzido, em caso de hipoapneia. A grande maioria dos estudos utiliza este facto para efeitos de diagnóstico no sinal da Cânula e Termistor, considerando hipoapneia quando a amplitude do sinal da cânula/termistor diminui abaixo de 50% e apneia quando este diminui abaixo de 10%.

### 3.5 CONCLUSÕES

Apesar do estudo de (Yin, et al., 2005) não provar definitivamente a possibilidade de classificação automática, especialmente em pediatria, vem demonstrar o potencial do fluxo oronasal (sensor de pressão), dos movimentos abdominais (banda), do nível de oxigénio e pulso (oxímetro de pulso) e da posição do corpo (detectada pelo aparelho) no diagnóstico de SAOS. Os resultados de sensibilidade e especificidade sugerem que com o pequeno grupo de sinais estudado é possível fazer um diagnóstico, propondo que estes sinais contêm a informação necessária ao mesmo. Verifica-se também, e a semelhança de (Bell, et al., 1995) uma falta de coerência entre a classificação automática e a classificação manual.

Dos estudos acerca do ECG e Pletismógrafo, (Guilleminault, 1984), (Madeiro, 2006), (Schrader, 2000) e (Roche, 1999), entre outros, mostra-se que o ECG contém informação que pode ser utilizada no diagnóstico de SAOS de forma produtiva. O mesmo acontece com o sinal do Pletismógrafo, no entanto a combinação dos dois sinais num sinal secundário (O PTT) parece “emergir” dos dois sinais a informação necessária ao diagnóstico de SAOS bem como à classificação de diversos tipos de Apneia. (Cattivelli, 2009) (Respironics, 2008)

Os estudos de (Kohyama, et al., 2001) em conjunto com (Respironics, 2008) vem demonstrar o potencial das bandas torácicas e abdominal no diagnóstico de SAOS em pediatria. Apesar de em crianças com idade inferior e 3,3 anos de idade não haver uma correlação que suporte esta premissa, (Gaultie, et al., 1987) para idades superiores verifica-se que as bandas contém informação que pode ser útil no diagnóstico de SAOS em pediatria.

Em (Vavrina, 1995) apesar da diferente abordagem, o estudo vem provar que a dessaturação de oxigénio é um importante sinal na classificação de SAOS em pediatria e deve ser tido em consideração uma vez que contém informação relevante ao diagnóstico. (Marcos, et al., 2008) e (Series, et al., 1993) vem cimentar esta conclusão, acrescentando o facto de que mais não seja este sinal tem elevado valor num diagnóstico exclusivo de SAOS. Dos estudos de (Tian, et al., 2005) retira-se a interessante metodologia de abordagem ao problema, ficando como sugestão para posterior aplicação.

Para além do facto do estudo de (Hosselt, et al., 1998) (Kermit, et al., 2000) poder ser visto como pouco conclusivo, dado utilizar um conjunto de teste muito pequeno (apenas 5 indivíduos), o facto de os resultados serem coerentes aponta para o fluxo respiratório como importante no diagnóstico de SAOS. Os estudos de (Epstein, et al., 2000) e (Trang, et al., 2002) sustentam o potencial deste sinal no diagnóstico de SAOS, apesar do primeiro estudo não ser realizado em população infantil.

# Apneia do Sono

## 4 TRABALHO

### 4.1 ABORDAGEM

Neste capítulo serão explicados os procedimentos utilizados para a realização deste estudo, bem como apresentados os resultados dos mesmos. A organização do capítulo é a seguinte:

- 4.1 *Abordagem*
- 4.2 *Caracterização da Amostra de dados*
- 4.3 *Interface gráfica e importação de sinais*
  - 4.3.1 *Importação*
  - 4.3.2 *Visualização*
  - 4.3.3 *Processamento*
  - 4.3.4 *Classificação*
- 4.4 *Métodos*
  - 4.4.1 *Técnicas de Avaliação de Sinais*
  - 4.4.2 *“Features”*
    - 4.4.2.1 *PTT*  
*ECG*  
*Pletismógrafo*
    - 4.4.2.2 *Bandas (Abdominal e Torácica)*  
*Domínio de Frequência*  
*Domínio Temporal*  
*Cálculo da “feature” com base no sinal das bandas*
    - 4.4.2.3 *Saturação de Oxigênio*  
*Domínio de Frequência*  
*Domínio Temporal*  
*Cálculo da “feature” com base no sinal do Oxímetro*
    - 4.4.2.4 *Fluxo (Cânula e Termistor)*  
*Domínio de frequência*  
*Domínio Temporal*  
*Calculo da “feature” com base nos sinais da cânula e termistor*
- 4.5 *Resultados*
  - 4.5.1 *Classificados com base em limiares (“Threshold”)*
    - 4.5.1.1 *Cânula*
    - 4.5.1.2 *Termistor*
    - 4.5.1.3 *Bandas*
    - 4.5.1.4 *Saturação de Oxigênio*
  - 4.5.2 *Árvores de decisão e classificador de regras*
  - 4.5.3 *Redes neuronais*

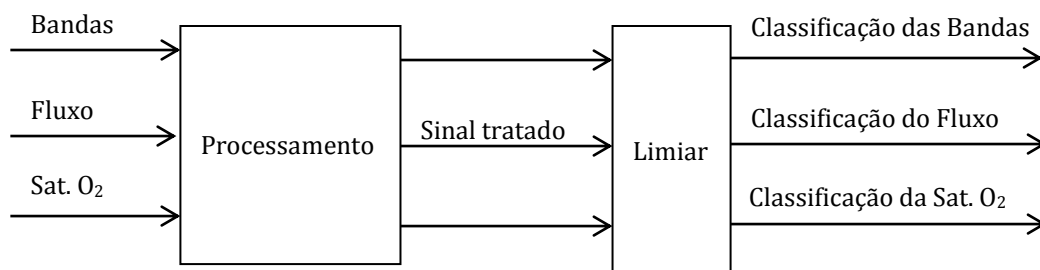
Os temas que assumem uma maior importância neste capítulo são os Métodos (4.4) e Resultados (4.5). Em “Features” (4.4.2) a abordagem é feita de forma igual para todos os sinais à exceção do PTT (4.4.2.1). Para o sinal das Bandas, Saturação de Oxigênio e Fluxos são avaliados qualitativamente<sup>28</sup> os domínios de frequência e tempo, e dependentemente do potencial evidenciado são depois calculadas as “features” para o mesmo sinal, abordagem esta mais quantitativa. A abordagem ao PTT (4.4.2.1) é diferente pois este não é um sinal directamente medido, mas sim calculado. Assim sendo no primeiro subtema (PTT) é descrito o método pelo qual

<sup>28</sup> À semelhança daquilo que as feito numa avaliação normal pela Dra. Maria Helena Estêvão.

se calcula o PTT e avaliado esse sinal no domínio temporal. Seguidamente são avaliados ainda os potenciais do ECG e Pletismógrafo como sinais de classificação para SAOS tanto no domínio temporal como no de frequência.

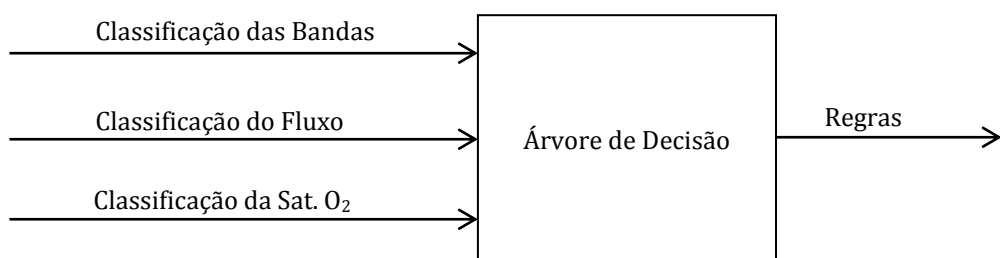
É no subtema “Cálculo da *feature* com base no sinal ...” que são descritas todas as transformações feitas ao sinal. Em Resultados (4.5) são apresentados os resultados dos três métodos de classificação testados, salientando o caso do primeiro (4.5.1), que dado tratar-se de um limiar, a classificação para cada um dos sinais é individual.

Seguidamente é exemplificada a abordagem a cada método de classificação. No primeiro caso, limiares, os sinais são importados do *software* de monitorização do sono, processados, e cada um deles, por separado, é classificado de acordo com um respectivo limiar, devolvendo assim cada sinal uma classificação.



Esquema 4.1 - Processo de Classificação com base em Limiares

Nas árvores de decisão, utiliza-se a classificação obtida pelos limiares, e calculam-se um conjunto de regras num esforço de unificar todas as classificações numa só.



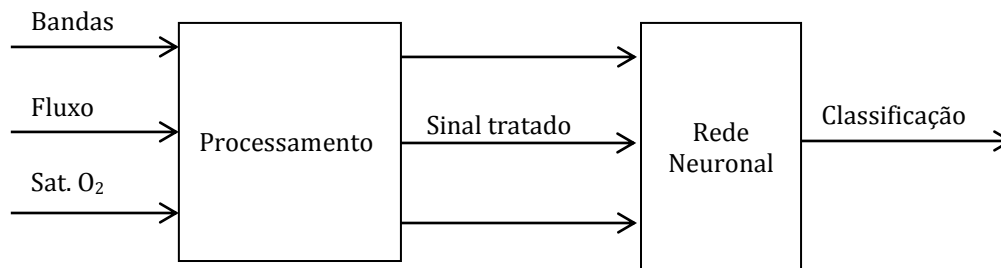
Esquema 4.2 - Processo de Classificação com base em árvores de decisão

Finalmente, na classificação tendo como método as redes neuronais, os sinais são importados do *software* de monitorização, processados de forma a evidenciarem características de interesse que facilitem a classificação e posteriormente uma rede neuronal é alimentada com os mesmos, devolvendo uma classificação. Todos os detalhes destes métodos são seguidamente neste capítulo explicados.

# Apneia do Sono

Apoio ao diagnóstico da Síndrome da Apneia Obstrutiva do Sono em Pediatria

---



Esquema 4.3 - Esquema da abordagem utilizada na classificação com redes neurais



## 4.2 CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA DE DADOS

Todos os dados utilizados e apresentados no presente estudo foram recolhidos sob a supervisão de uma técnica e da Dra. Maria Helena Estevão no Hospital Pediátrico do Centro Hospitalar de Coimbra, e gentilmente cedidos pelo mesmo. Trata-se de registos polissonográficos adquiridos em dias diferentes, em doentes com diagnósticos diferentes e idades variáveis. Os registos foram obtidos recorrendo ao *software* Alice Respironics® da Philips.

A amostra utilizada é constituída por 18 doentes, 11 do sexo masculino (61,1%) e 7 do sexo feminino (38,9%), com idades compreendidas entre os 1 e 17 anos. A SAOS é classificada conforme a gravidade numa escala de 1 a 3 correspondendo ao valor 1 “Ligeira”, 2 a “Media” e ao 3 “Grave”. Seguidamente são mostrados os detalhes da população de referência:

Doente	SAOS	Idade	Sexo	Qualidade dos Dados <sup>29</sup>	Nº de Apneias Obstrutivas (outras) <sup>30</sup>
1	Grave	4	Masculino (0)	Normal (2)	28
2	Media	7	Masculino (0)	Normal (2)	11
3	Grave	7	Masculino (0)	Normal (2)	0 (73)
4	Media	3	Masculino (0)	Normal (2)	4
5	Grave	8	Feminino (1)	Normal (2)	26
6	Media	2	Masculino (0)	Normal (2)	15
7	Media	1	Feminino (1)	Normal (2)	11
8	Media	2	Masculino (0)	Normal (2)	25
9	Ligeira	17	Masculino (0)	Normal (2)	2
10	Ligeira	3	Feminino (1)	Normal (2)	3
11	Grave	3	Feminino (1)	Normal (2)	0 (35)
12	Grave	1	Feminino (1)	Normal (2)	29
13	Grave	2	Masculino (0)	Normal (2)	18
14	Media	11	Feminino (1)	Normal (2)	0 (107)
15	Media	5	Masculino (0)	Mau (1)	0 (141)
16	Ligeira	2	Masculino (0)	Mau (1)	3
17	Ligeira	9	Feminino (1)	Normal (2)	1
18	Ligeira	6	Masculino (0)	Mau (1)	13

Tabela 4.1 - Detalhes da amostra em estudo

Para a variável SAOS (diagnóstico médico para a severidade de SAOS) foi feita uma análise estatística em PASW Statistics 18®. O primeiro estudo foi de Normalidade, seguido de estudos de

<sup>29</sup> Classificação dos dados tendo como base as anotações que a técnica fez ao longo do estudo.

<sup>30</sup> Para os casos onde não foram encontradas apneias obstrutivas são mostrados outros tipos de apneia, nomeadamente as Hipoapneias, Apneias Mistas e Centrais

## Apneia do Sono

### Apoio ao diagnóstico da Síndrome da Apneia Obstrutiva do Sono em Pediatria

relação entre a variável SAOS e o sexo, idade e número de apneias do doente, de forma a extrair informações relevantes e validar a amostra.

Dada a população ter um número de amostras inferior a 35, para efeitos de cálculo de Normalidade utilizar-se-ia o teste de Shapiro-Wilk, não obstante a variável SAOS é considerada como Ordinal e por consequência aplicando-se à mesma testes não paramétricos.

Em estatística o teste de Shapiro-Wilk testa a hipótese nula de a amostra  $x_1, \dots, x_n$  serem provenientes de uma população com uma distribuição normal. O teste estatístico é:

$$W = \frac{(\sum_{i=1}^n a_i x_{(i)})^2}{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad (4.1)$$

Onde  $x_{(i)}$  é a i-esima ordem estatística, isto é o i-esimo menor numero da amostra;

$\bar{x} = \frac{(x_1 + \dots + x_n)}{n}$  é a média da amostra;

A constante  $(a_1, \dots, a_n) = \frac{m^T V^{-1}}{(m^T V^{-1} V^{-1} m)^{\frac{1}{2}}}$  onde  $m = (m_1, \dots, m_n)^T$  e  $m_1, \dots, m_n$  são os valores

espectáveis da ordem estatística de amostras aleatórias independentes e igualmente distribuídas de uma distribuição normal e  $V$  é a matriz de co-variância dessas mesmas amostras. (Shapiro, et al., 1965)

Tabela 4.2 - Sig. com nível de conf. a 95% para a relação entre SAOS e Sexo

Foi estudada a relação entre o sexo e o diagnóstico de SAOS através do teste de Mann-Whitney, este teste foi escolhido dada a natureza das variáveis, Nominal e Ordinal nomeadamente. O teste devolve um valor p, de significância de 0,700 sugerindo com um nível de confiança de 95% que não existe diferença estatisticamente significativa entre a classificação de SAOS

	SAOS
Mann-Whitney U	34,000
Wilcoxon W	100,500
Z	-,385
Asymp. Sig. (2-tailed)	,700
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,724 <sup>a</sup>

nos dois Sexos. Este seria um resultado esperado, na medida em que a classificação atribuída pelas técnicas não tem em consideração o sexo do doente. Seguidamente utilizou-se a correlação de Spearman para estudar a relação entre a idade e a classificação de SAOS e entre o número de Apneias e a classificação. Este estudo foi escolhido tendo em conta, mais uma vez, a natureza dos dados, Escalares e Ordinais respectivamente. No primeiro caso obteve-se um valor de significância de 0,401 o que nos indica com um índice de 95% de certeza que não há uma relação estatisticamente significativa entre a idade e a classificação de Apneias. Mais uma vez este seria um resultado esperado, pois a classificação em nada depende da idade do doente.

Estudando agora a relação entre o número de apneias<sup>31</sup> e a classificação de SAOS obtemos um valor de significância de 0,00. Este valor sugere, com o mesmo nível de confiança do estudo anterior, que há uma relação entre o número de apneias e a classificação atribuída pelas técnicas. Este resultado bem provar uma relação esperada, não obstante o valor da correlação<sup>32</sup> é apenas de 85,4% e a linha de ajuste (Imagem 4.1) tem um R<sup>2</sup> de 0,70 o que não é ideal. Estes últimos valores vêm provar adicionalmente que, nem só o número de Apneias Obstrutivas conta para um diagnóstico. Os outros tipos de apneia, e especialmente a duração e severidade das mesmas é um factor importante na classificação.

O objectivo do presente estudo não é no entanto fazer um diagnóstico clínico de Apneia, mas sim comparar o desempenho de várias abordagens na identificação automática de SAOS pelo que estes valores não assumem uma importância determinante, e assim sendo ao longo do estudo não vai ser feito qualquer tipo de esforço para os melhorar<sup>33</sup>.

		SAOS	Número de apneias
<i>Spearman's rho</i>	SAOS	Coefficiente de Correlação	1,000
		<i>Sig. (2-tailed)</i>	.
		N	18
	Número de apneias	Coefficiente de Correlação	,854*
		<i>Sig. (2-tailed)</i>	,000
		N	14 <sup>34</sup>

Tabela 4.3 - Sig. com nível de confiança a 95% para a relação entre Numero de Apneias e Classificação SAOS

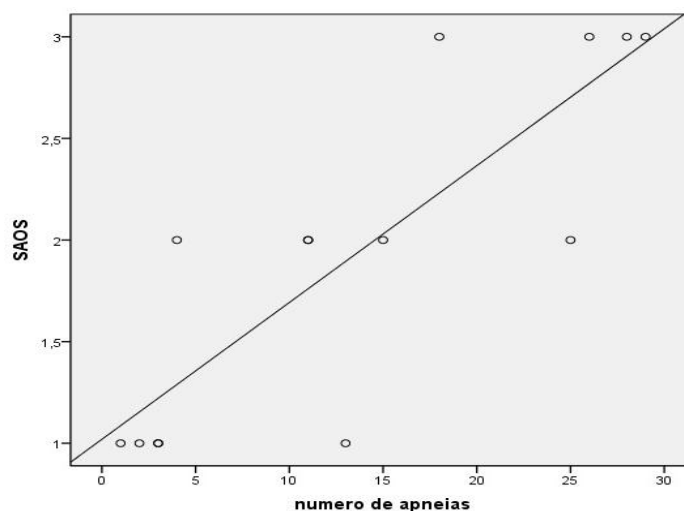


Imagem 4.1 - Tendência da classificação com o Número de Apneias

<sup>31</sup> Considera-se apenas Apneias Obstrutivas

<sup>32</sup> Correlação positiva neste caso.

<sup>33</sup> Nomeadamente a correlação entre a classificação de SAOS e o número de Apneias.

<sup>34</sup> Apenas 14 dos 18 casos são considerados para o estudo uma vez que em quatro deles não há Apneias Obstrutivas.

# Apneia do Sono

Apoio ao diagnóstico da Síndrome da Apneia Obstrutiva do Sono em Pediatria

## 4.3 INTERFACE GRÁFICA E IMPORTAÇÃO DE SINAIS

Numa primeira avaliação pode não parecer óbvio o porquê do desenvolvimento de uma interface gráfica em MatLab®, no entanto não havia, tanto no MatLab® como no Alice Respironics® qualquer tipo de *plugin* ou opção que permitisse a exportação dos dados directamente do Alice Respironics® para o MatLab®. Em trabalhos anteriores, foi utilizado um conversor externo, que convertia os dados exportados pelo Alice Respironics® (EDF – *European Data Format*) em ASCII e posteriormente eram importados neste formato para MatLab®. Este procedimento poderia causar problemas com os dados, pois estes encontram-se sincronizados numa linha temporal, e a possível dessincronização iria afectar o desempenho de um qualquer método de classificação. Por outro lado, os dados encontram-se num estado “não tratado” sem correcção de ganhos ou *offsets* e no que respeita a uma conversão externa, não se sabe até que ponto os dados eram tratados tendo em conta os respectivos ganhos, *offsets* e informação de máximos e mínimos físicos e digitais dos canais.

Assim, optou-se pela criação em MatLab® de uma interface gráfica que permitisse uma importação directa dos dados, com a certeza que o sincronismo e as respectivas correcções eram respeitados e possibilitando também um fácil manuseamento dos mesmos, pois todo o trabalho posterior iria assentar sobre operações nos mesmos.

A arquitectura da Interface gráfica encontra-se dividida em quatro grupos: Importação; Visualização; Tratamento e Classificação.

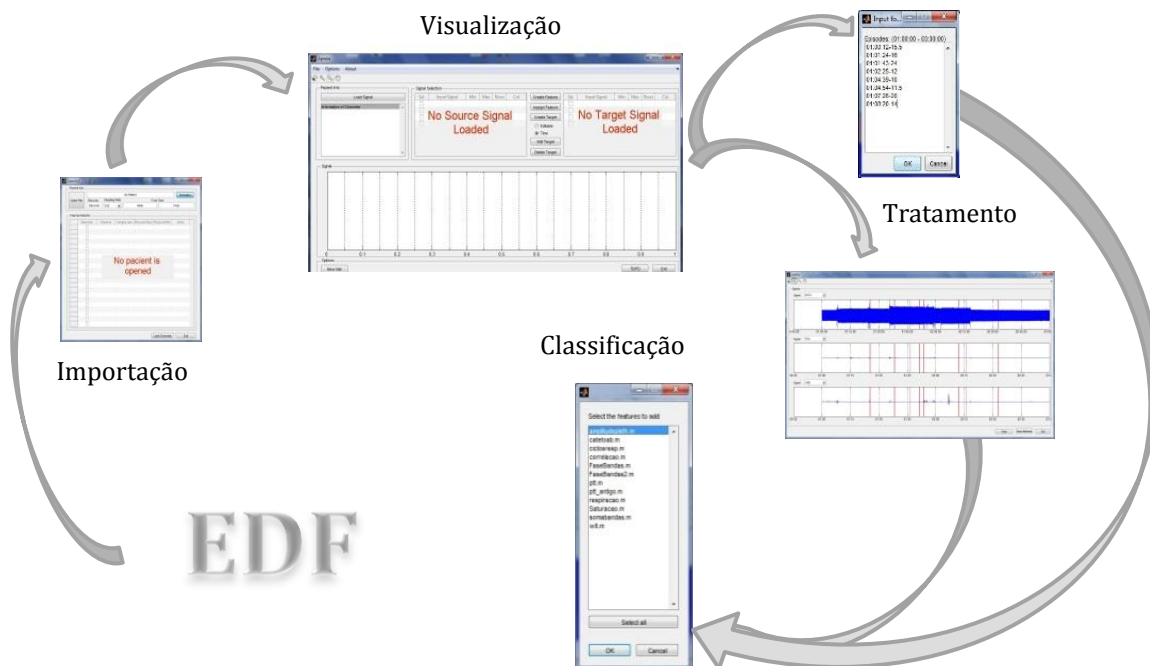


Imagem 4.2 - Esquema Funcional da GUI

## 4.3.1 IMPORTAÇÃO

No primeiro grupo, Importação, é dada a possibilidade de Importação do ficheiro EDF proveniente do *software* de monitorização do sono. Todo o código escrito foi assente numa ferramenta de distribuição livre encontrada na Internet em <http://www.medfac.leidenuniv.nl/neurology/knf/kemp/edf.htm><sup>35</sup> que permite a abertura e leitura de ficheiros EDF.

Nesta janela é possível escolher entre que horas se vai importar o sinal, definir a frequência de amostragem para a qual se pretende reamostrar os sinais (100Hz ou 200Hz), escolher os canais que vão ser importados e escolher ou não normalizar os sinais. A frequência de amostragem dos diferentes canais é variável (Tabela 2.5), no entanto e dada a grande dimensão dos ficheiros de dados achou-se conveniente escolher como referencia uma frequência de 100 Hz. Certos sinais são amostrados com frequências superiores, não obstante o compromisso entre a perda de alguma informação no sinal ou a impossibilidade de trabalhar os sinais levou-nos a ter que optar por trabalhar com frequências mais baixas. No que respeita a normalização, os dados, quando escolhida esta opção, os mesmos são normalizados tendo em conta os ganhos do sinal, o *offset* e os máximos e mínimos digitais do canal em questão. (Imagem 4.3)

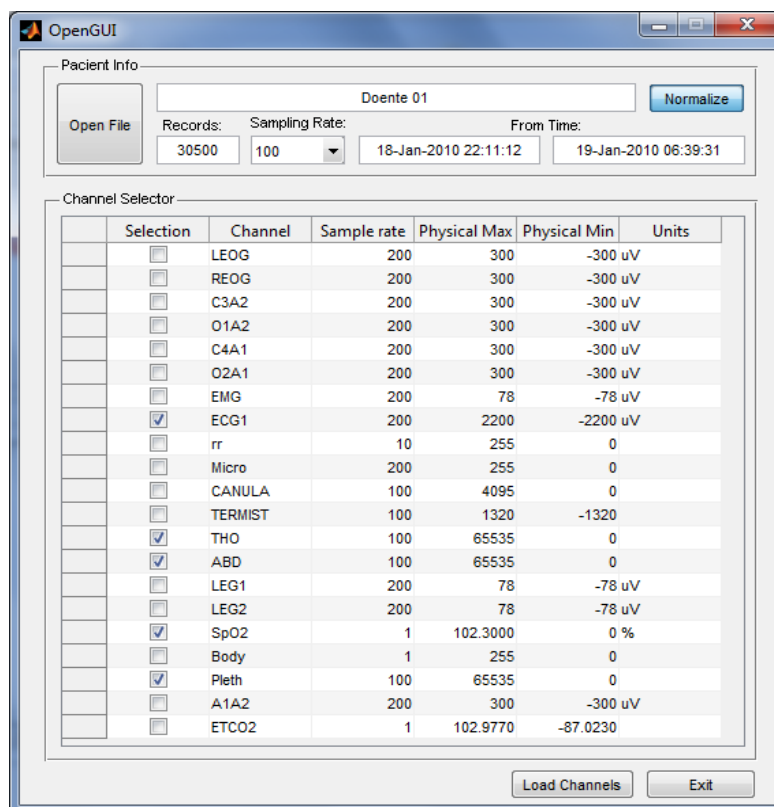


Imagem 4.3 - Janela de Importação dos Dados

<sup>35</sup> Em Setembro de 2010.

# Apneia do Sono

Apoio ao diagnóstico da Síndrome da Apneia Obstrutiva do Sono em Pediatria

## 4.3.2 VISUALIZAÇÃO

Na janela principal é possível visualizar os dados, tanto no domínio temporal, como no domínio de frequência. Obter informação sobre a frequência de amostragem original e corrente, localizar episódios de apneia classificados pela técnica, salvar os dados em formato .mat, o que vai permitir com que possam ser carregados posteriormente de forma muito mais rápida e eficiente, e exportar a estrutura de dados completa ou apenas os dados para o ambiente de trabalho do MatLab®. (Imagem 4.4)

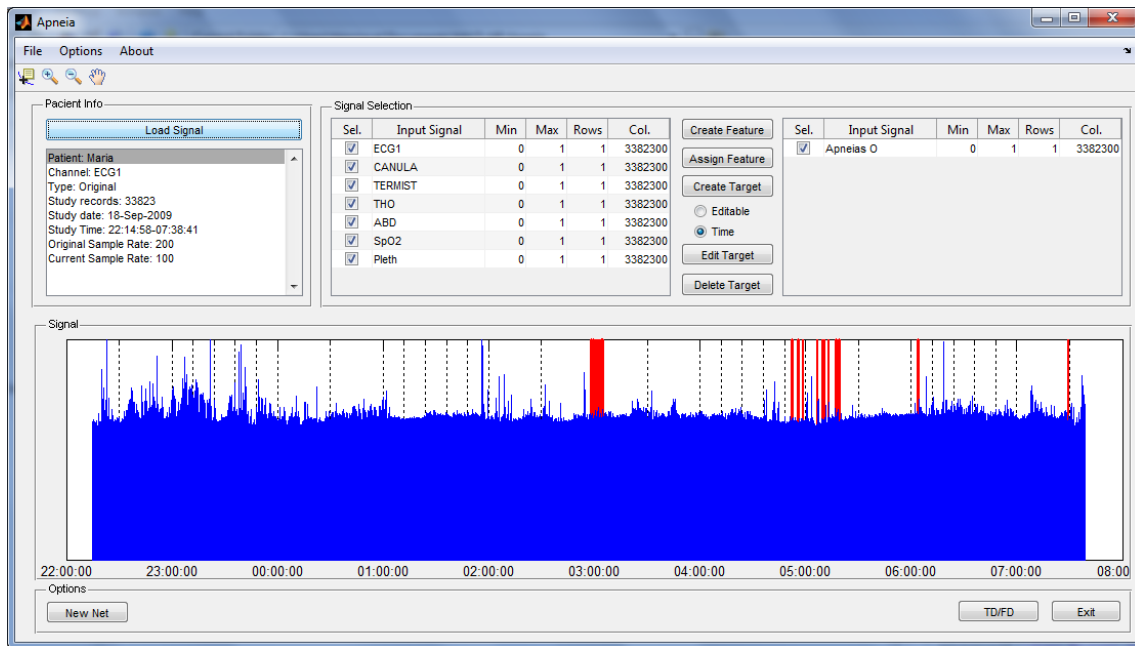


Imagem 4.4 - Janela de Visualização dos Dados

As janelas de tratamento permitem adicionar informação sobre as apneias ao ficheiro que contém os sinais. O ficheiro EDF que é exportado do Alice Respironics® não exporta anotações não estruturadas em forma de texto livre criadas pelas técnicas como sejam os eventos de apneia, a sua natureza, ou qualquer outra anotação que elas achem importante para a avaliação do caso. Desta forma foi criada uma ferramenta que permita a marcação directa

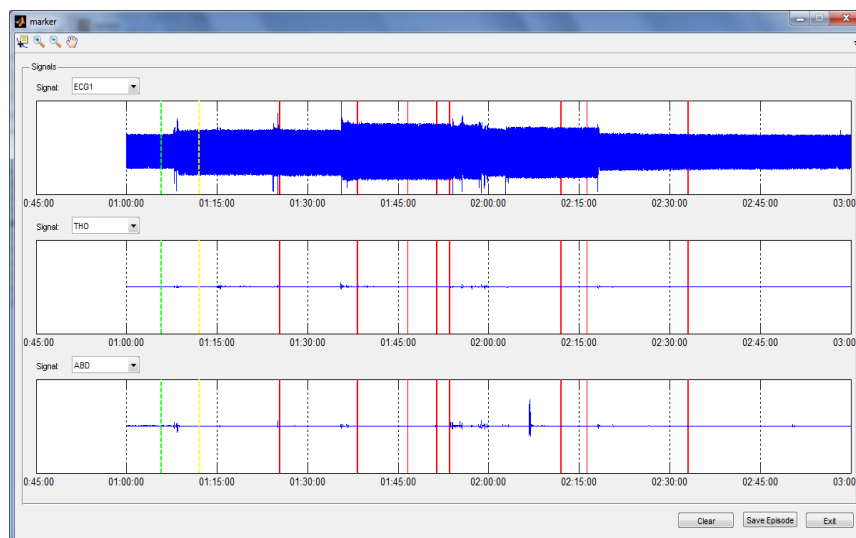


Imagem 4.5 - Janela de Tratamento dos dados

destes eventos no MatLab®. (Imagem 4.5) Esta ferramenta permite assim marcar o início (linha verde) e o fim (linha amarela) de um episódio de apneia, e posteriormente guarda o registo (vermelho). Permite também eliminar um episódio que se ache mal classificado escolhendo a opção *Clear*.

#### 4.3.3 PROCESSAMENTO

Uma outra forma de acrescentar os registos de apneia aos sinais é recorrendo ao relatório que o *software* Alice Respironics® gera. Este cria uma tabela onde é descrita a natureza da anotação feita pela técnica, a hora a que ocorreu e a duração da mesma. Desta forma e utilizando a outra ferramenta (complementar à anterior) é possível assim e de forma mais rápida adicionar um conjunto de ocorrências a um sinal. Como se pode ver da janela ao lado (Imagem 4.6) são aceites ocorrências entre as 1:00h de 3:00h (horas importadas do estudo) e as ocorrências são adicionadas por linha, contendo a hora a que ocorreram e a duração da mesma, separadas por um hífen.

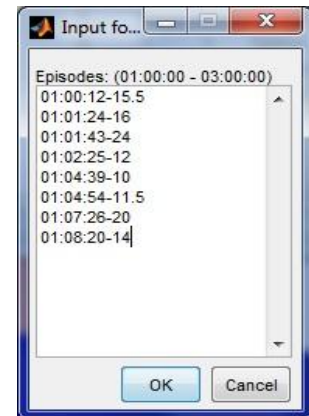


Imagem 4.6 - Janelas de Tratamento onde se adicionam ocorrências

#### 4.3.4 CLASSIFICAÇÃO

Finalmente a janela de classificação permite aplicar uma dada transformação a um sinal. Na janela principal ou de visualização a opção *Create feature* gera o início de um *script* que tem como entrada os dados importados e que devolve um outro sinal transformado, qualquer que seja a transformação que se deseje aplicar. A única condição que este método tem é que os tamanhos do sinal de entrada e saída têm de ser o mesmo. Quando aplicada a transformação na janela de Classificação, à estrutura de sinais, é adicionado o sinal produzido na transformação, criando assim uma nova estrutura actualizada. Podemos para além disso, adicionar uma ou mais transformações ao sinal e a saída destas pode ser a que bem se deseje, desde que tenha a mesma dimensão que o sinal de entrada.



Imagem 4.7 - Janela de classificação

A jeito de conclusão, aqui fica a explicação das funções e funcionamento da Interface Gráfica, caso ela seja necessária em trabalhos futuros. As suas funções possibilitam uma rápida e viável importação dos dados, permitindo também economizar tempo em procedimentos rotineiros que se prendam com a importação e/ou modificação de mesmos.

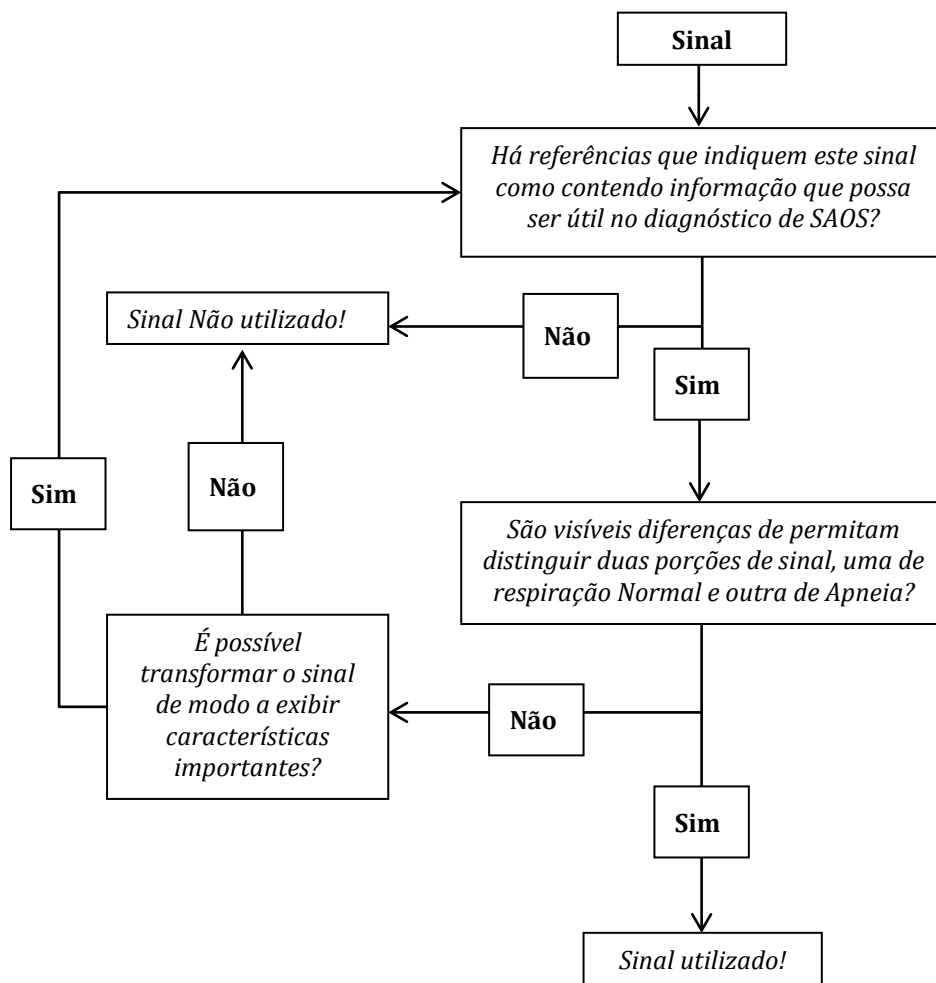
# Apneia do Sono

## 4.4 MÉTODOS

### 4.4.1 TÉCNICAS DE AVALIAÇÃO DE SINAIS

A abordagem ao problema do ponto de vista dos resultados rege-se em larga escala por aquilo que é feito num processo normal de avaliação pelas técnicas especializadas. A linha guia de todo este projecto é a classificação feita pelas técnicas aos sinais recolhidos, e assim sendo, a metodologia delas foi também seguida neste trabalho numa tentativa de, no mínimo, obter os mesmos resultados. Durante uma série de reuniões, as mesmas (as técnicas) forneceram indicações que nos permitiram “ver o que elas viam” por assim dizer.

A forma como as técnicas classificam os sinais é uma forma qualitativa, ou seja durante a avaliação do registo os sinais são examinados e classificados sem que qualquer tipo de quantificação seja feito. Assim, a algoritmo que se segue mostra como, numa primeira fase foram seleccionados os sinais que melhor permitem uma mais eficiente classificação.



Esquema 4.4- Algoritmo de selecção dos Sinais



Atendendo ao estado da arte e a experiência ao longo do trabalho, foram tidos em conta três tipos diferentes de métodos de classificação de SAOS e avaliado o seu desempenho. O mais directo deles é o Limiar.

O limiar é um método de classificação simples, e aplicado à saída dos sinais na forma como é descrito em “Features”. A forma como o limiar é calculado depende de caso para caso e está descrita à medida que é descrita a abordagem feita ao sinal.

Dado que na maioria dos casos são medidas amplitudes, uma forma que pareceu devolver bons resultados seria identificar períodos de tempo superiores ao considerado para uma apneia e nos quais a amplitude do sinal se mantivesse relativamente<sup>36</sup> baixa. Ao calcular a amplitude, basta adicionar um limite para ter uma linha de referência e um controlo para medir o tempo que a amplitude passa abaixo do limiar, e temos o nosso algoritmo.

O cálculo do limiar é descrito aquando das transformações efectuadas ao sinal para o cálculo das amplitudes do mesmo, no entanto não foi descrita ainda a forma como é medido o tempo que o sinal passa abaixo do limiar.

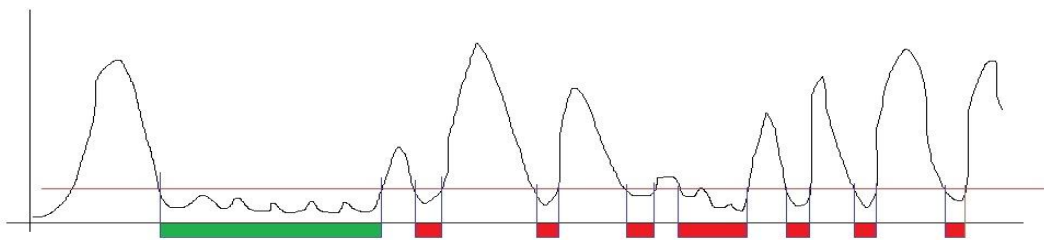


Imagem 4.8 - Ilustração do mecanismo de correcção que exclui (barra vermelha) eventos de curta duração onde o sinal (linha preta) está abaixo do limiar (linha vermelha) e valida eventos grandes (barra verde)

Na verdade este método de controlo é aqui denominado de mecanismos de correcção e a sua finalidade é excluir ou unir episódios separados por menos de 2,5 segundos<sup>37</sup>. Assim temos um algoritmo que detecta todas as vezes que a amplitude desce o limiar, no entanto posteriormente dessas vezes todas, as inferiores a 2,5 segundos são excluídas. Ficamos finalmente com todas as ocorrências superiores a 2,5 segundos e que tem amplitude abaixo do limiar.

As árvores de decisão surgiram no seguimento dos resultados obtidos nos limiares. Dados os limiares devolverem uma classificação diferente para cada sinal, numa tentativa de melhorar a classificação final, tentou integrar-se as classificações dos limiares numa árvore de decisão como forma de obter um conjunto de regras sobre os sinais a utilizar e a sua ordem de utilização. Estas

<sup>36</sup> Ao limiar.

<sup>37</sup> Este valor vem da definição de apneia em crianças e considera-se que um ciclo respiratório tem a duração de um segundo.

# Apneia do Sono

Apoio ao diagnóstico da Síndrome da Apneia Obstrutiva do Sono em Pediatria

---

regras poderiam servir posteriormente para uma classificação directa ou ser integradas num sistema de classificação automático que tenhas as mesmas como base.

Finalmente foi testada uma rede neuronal para cálculo de eventos de SAOS e tendo por base os sinais como eles depois do cálculo descrito em “Features”. Nesta parte do trabalho os limiares não são utilizados, à semelhança daquilo que acontece com o mecanismo de correcção de eventos.

## 4.4.2 “FEATURES”

## 4.4.2.1 PTT

O PTT, no presente trabalho foi calculado segundo a definição presente em (Respironics, 2008), que tem em conta 50% da subida do Pletismógrafo como ponto de referencia. Esta abordagem foi preferida as outras, que consideram outras percentagens de subida na curva do pletismógrafo, na tentativa de mimetizar os dados calculados pelo *software* Alice Respironics®, onde (Respironics, 2008) é tido como manual a seguir. O *software* de monitorização do sono calcula ele próprio o PTT durante o estudo, no entanto este é um parâmetro que não pode ser exportado (limitação do *software*) e assim tivemos de arranjar um método alternativo de cálculo. Por sua vez, e apesar de não haver uma total concordância entre as versões da técnica (que analisa os registos) e a médica, o PTT é considerado como uma variável que pode ajudar na identificação de SAOS em registos de sono, esta decisão é apoiada, além de pela Dra. Maria Helena Estevão, por diversas fontes bibliográficas. (Foo, 2007)

O algoritmo utilizado pode ser dividido em três partes, a primeira de detecção do complexo QRS e pico R do ECG, a segunda de segmentação do sinal do pletismógrafo e a terceira é o cálculo da distância entre o pico R e o ponto de interesse mais próximo do pletismógrafo. A segmentação do ECG foi feita tendo em conta o algoritmo apresentado por (Pan, et al., 1985), neste é aplicado ao sinal um filtro passa banda entre 5Hz e 15Hz. Posteriormente o sinal é diferenciado

$$Decg_{(t)} = \frac{dSecg_{(t)}}{dt} \quad (4.2)$$

e elevado ao quadrado.

$$Fecg_{(t)} = Decg_{(t)}^2 \quad (4.3)$$

Finalmente é aplicada uma média móvel ao sinal. Os picos R são detectados com base num limiar acima do qual são considerados como válidos. Identificado o pico R e a sua localização foi guardada num vector de dados.

Para a segmentação do sinal do pletismógrafo foi desenvolvido um algoritmo específico. Este numa primeira fase, e dado o sinal se encontrar centrado, encontra todos mínimos do sinal.

$$Minplet = \{t: \{min(Plet_{(t)})\}\} \quad (4.4)$$

Estes mínimos vão ser utilizados posteriormente para segmentação do sinal em janelas e cálculo do respectivo máximo. Utilizando janelas correspondentes a dois mínimos, é calculado o máximo dessa porção e posteriormente subtrai-se o mínimo ao máximo de forma a obter o valor da

## Apneia do Sono

Apoio ao diagnóstico da Síndrome da Apneia Obstrutiva do Sono em Pediatria

abscissa (tempo) para o qual a subida da ordenada é 50%. Os valores são, à semelhança do que acontece com os pontos R do ECG, guardados num vector.

$$\text{MedPlet} = \left\{ t: \text{Plet}_{(k)} = \min(\text{Plet}_{(k)}) + \left( \max(\text{Plet}_{(k)}) - \min(\text{Plet}_{(k)}) \right) \cdot 0,5 \right\} \quad (4.5)$$
$$\forall k \in [\text{Minplet}_{(n)}; \text{Minplet}_{(n+1)}]$$

O último passo do algoritmo tendo em conta dois pontos R consecutivos calcula a distância temporal em ms (milissegundos) entre o primeiro destes pontos R e o valor do vector de posições do pletismógrafo mais próximo.

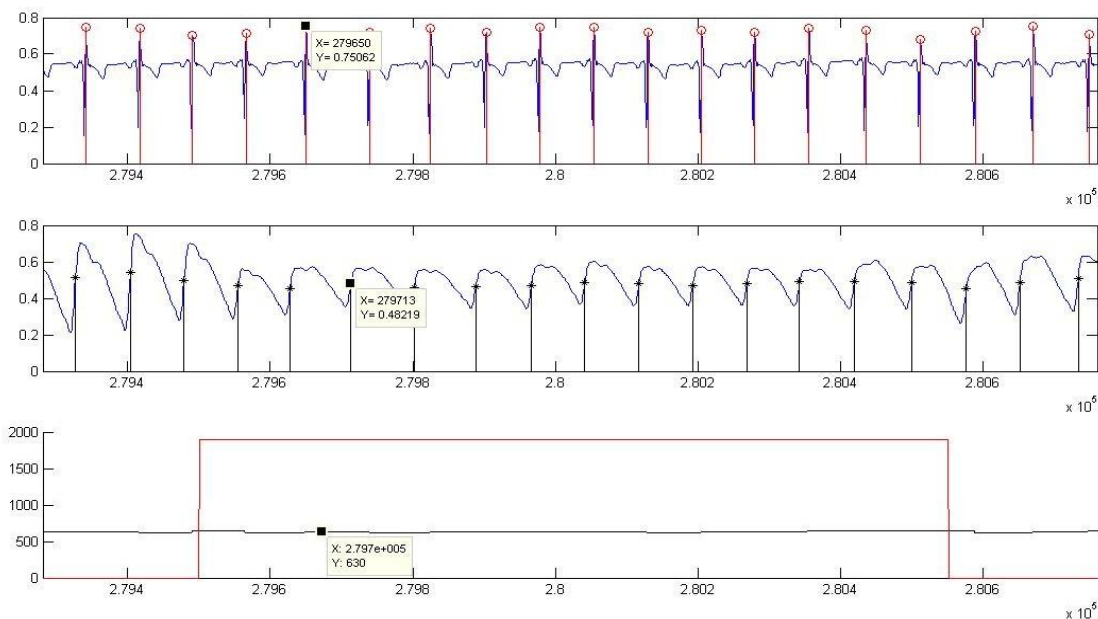


Imagem 4.9 - Resultado do cálculo do PTT em cima o ECG e respectivos picos R, no centro o sinal do pletismógrafo e respectiva subida a 50% e finalmente o PTT (a preto o PTT e a vermelho a classificação da técnica de uma Apneia)

Como visível da Imagem 4.9 o valor temporal do pico R é 279713 e o do pletismógrafo mais próximo é 279650, que subtraídos da uma diferença de 63. Tendo em conta que ambos os sinais se encontram amostrados a 100Hz, obtemos assim o PTT nas devidas unidades (630 ms). Como se pode ver na Imagem, para o intervalo entre os dois picos R considerados, o valor do PTT é efectivamente 630 ms.

Surpreendentemente, os valores entre os cálculos efectuados anteriormente e os cálculos do *software* de monitorização não são coerentes. (Imagem 4.10) Numa tentativa de replicar os resultados do *software* várias abordagens (v.g. mudando o valor de referência do pletismógrafo) foram tentadas, e apesar de todo o esforço, pesquisa e tempo dedicado nenhum dos resultados obtidos era coerente com os cálculos do *software*. Dito isto, considera-se para todos os efeitos o valor de PTT como o calculado em cima, pois segue a definição em (Respironics, 2008).

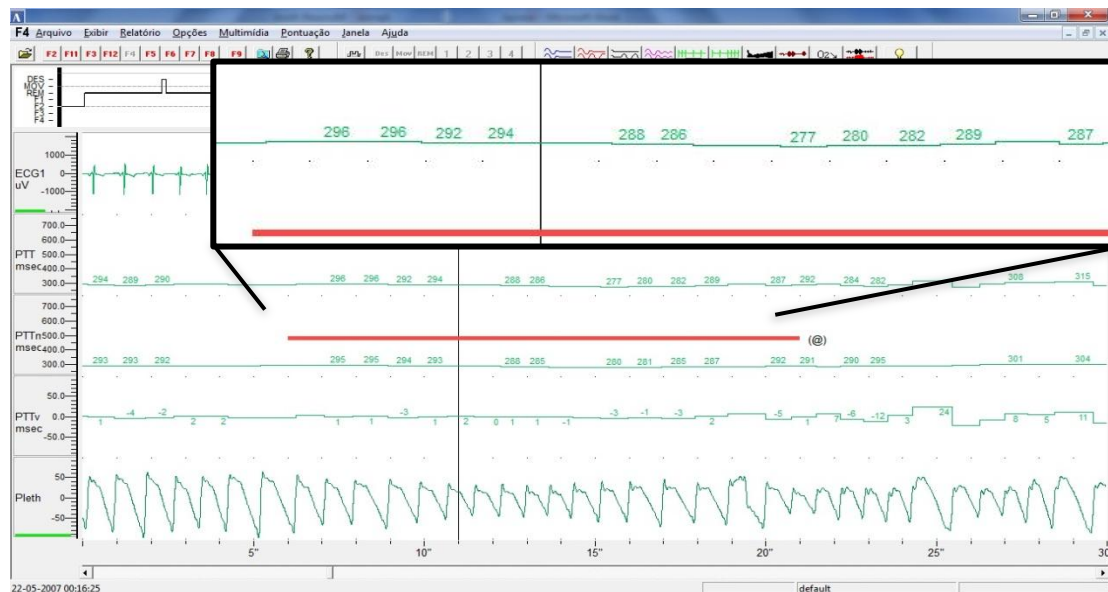


Imagem 4.10 - Valor PTT calculado pelo software de monitorização para o período correspondente ao anterior

Dada a explicação de como foi calculado o PTT, seguidamente serão explorados os resultados das abordagens mais importantes sugeridas em 3.1.

### PTT (RESULTADOS)

Da análise do PTT no domínio temporal podemos ver que o sinal do PTT não varia com a ocorrência ou não de Apneias. Por outro lado o PTT é corrompido não só pelos artefactos do ECG como também pelos da polissonografia. A correlação (equação 4.6) entre o sinal e o *target* é de 0.017.

$$r = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}} \quad (4.6)$$

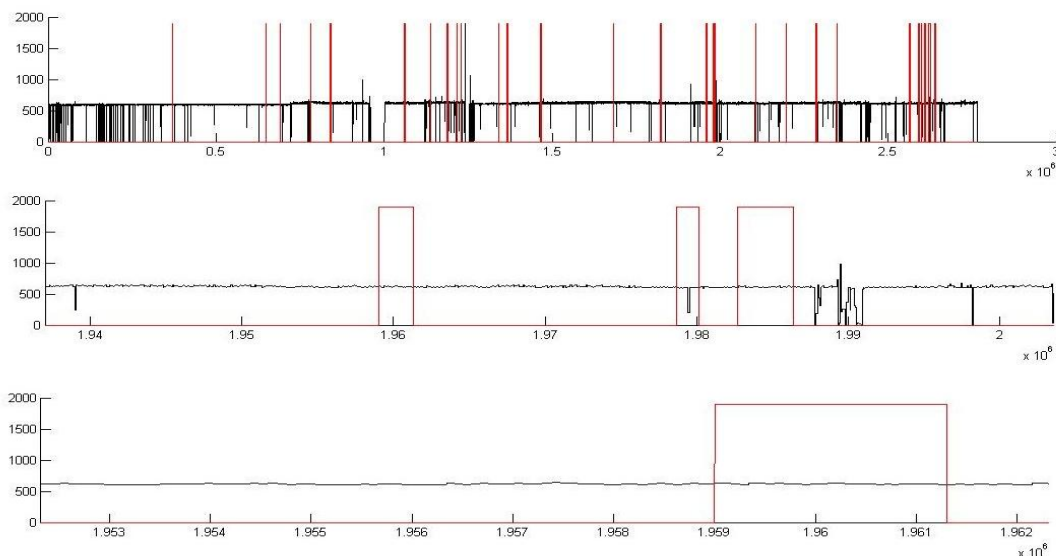


Imagem 4.11 - Gráfico do PTT para diferentes graus de zoom (a preto o PTT, a vermelho o *target*)

## Apneia do Sono

Numa primeira fase do trabalho, pensou incluir-se o PTT no conjunto de sinais que iria ser utilizado na classificação de SAOS. No entanto e como é claramente visível em “Features” o PTT não tem qualquer variação durante episódios de SAOS. Não trazendo nenhuma vantagem a um classificador, optou-se assim por excluir este sinal do conjunto de sinais utilizados. A explicação para o facto de este sinal não funcionar pode residir na aproximação feita no início deste trabalho em que se considera PAT e PTT como a mesma coisa.

Dado não dispor de informação do som cardíaco é no entanto impossível calcular o período de pré-ejecção, limitando assim todo o processo, e fazendo com que esta aproximação seja o único caminho possível.

No que respeita a discordância entre a experiência da médica que nos aconselhou vivamente o PTT como método de classificação, o facto de não conseguirmos replicar os valores apresentados no *software* de monitorização e que serve de referência ao seu juízo, pode ser o factor condicionante e que faz com que os resultados sejam tão discrepantes.

Não obstante e apesar de não haver consenso na literatura, há estudos que apontam o PTT como um importante sinal na detecção de eventos de SAOS. Infelizmente neste trabalhos todos os esforços feitos na tentativa de medir o potencial do PTT como sinal de classificação devolveram resultados fracos, o que não prova que este sinal não seja aconselhado ou bom na classificação. Tendo isto em conta, aconselha-se um estudo, para o caso particular, antes de envolver o PTT em futuros trabalhos.

ECG

Ao analisar o sinal do ECG no tempo em períodos de Apneia<sup>38</sup> verificou-se o seguinte<sup>39</sup>:

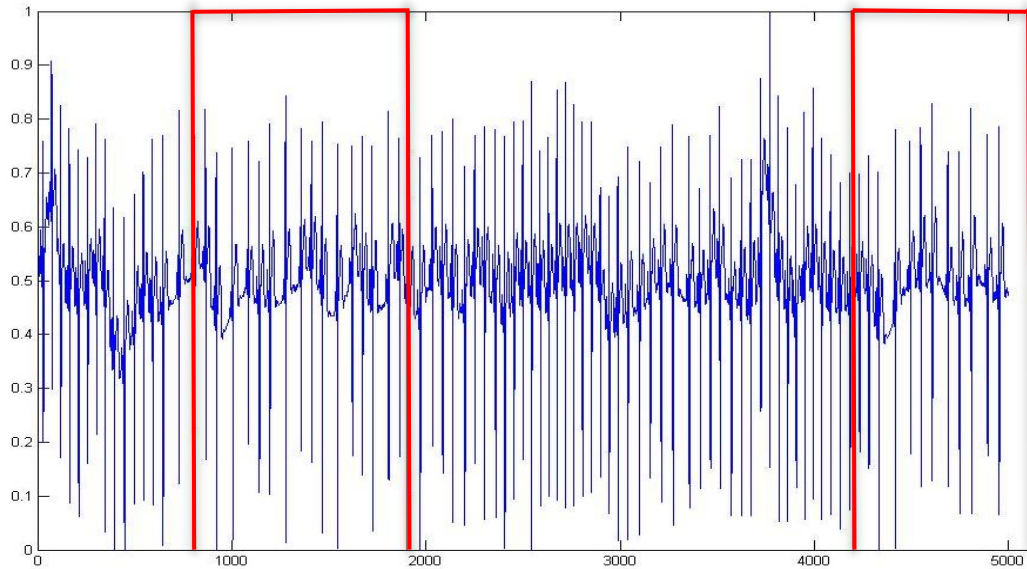


Imagem 4.12 - Gráfico do traçado do ECG em períodos de Apneia (vermelho) e Respiração normal

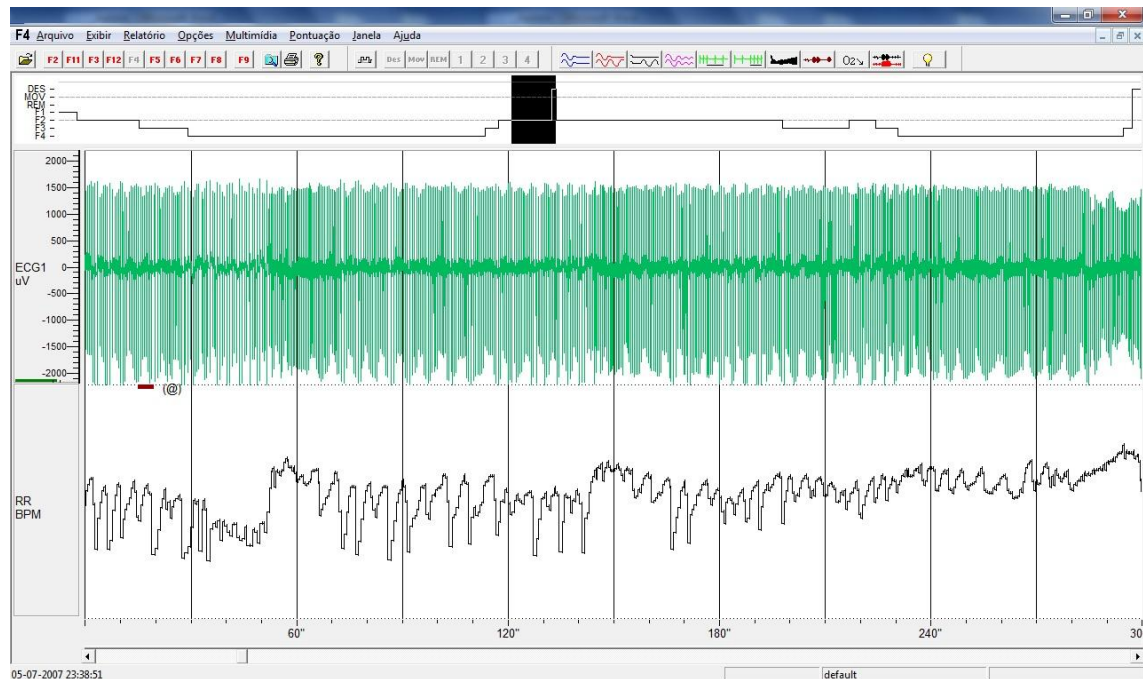


Imagem 4.13 - Sinal obtido durante Respiração Normal

<sup>38</sup> Episódios escolhidos aleatoriamente em pacientes aleatórios.

<sup>39</sup> Não é feita referencia a algoritmos porque os dados são directamente extraídos do *software* de monitorização.

# Apneia do Sono

Apoio ao diagnóstico da Síndrome da Apneia Obstrutiva do Sono em Pediatria

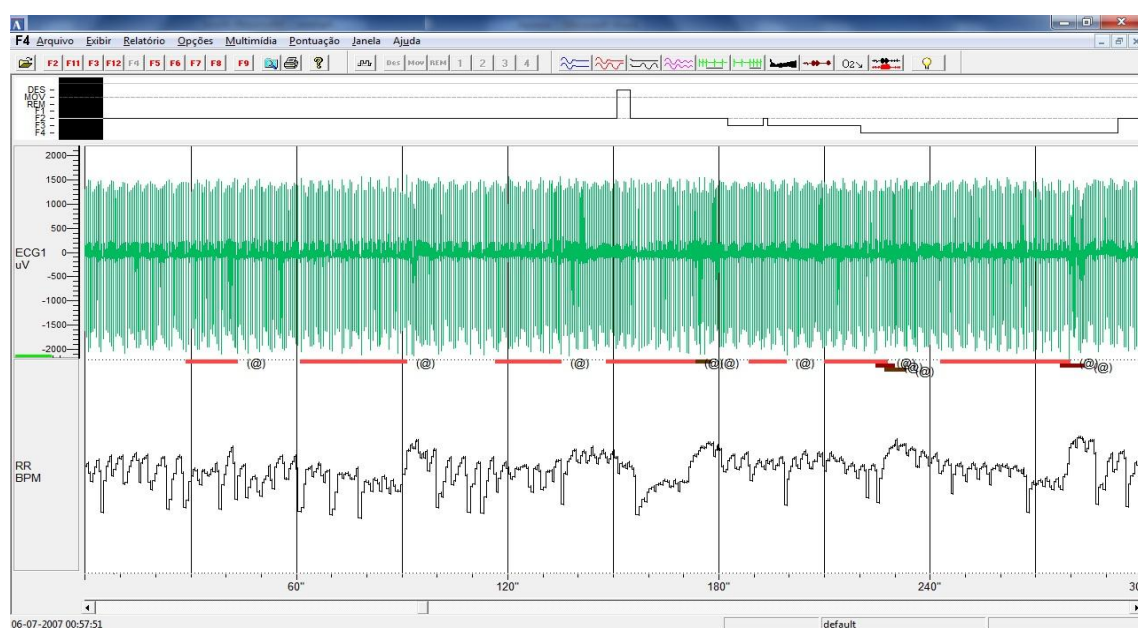


Imagem 4.14 - Traçado ECG e cálculo dos intervalos RR para episódios de Apneia (vermelho) e Respiração normal

Como se pode ver nos sinais acima durante episódios de apneia há variação dos intervalos RR (Imagem 4.14), não obstante estas variações estão presentes também em episódios onde não há apneia (Imagem 4.13). Algumas das variações são também coincidentes com períodos de movimento do doente. Os sinais acima apresentados correspondem a um mesmo paciente em intervalos de tempo diferentes, escolhidos aleatoriamente de entre todo o estudo. Numa análise mais quantitativa, num dos pacientes escolhido ao acaso, no entanto representativo da população, a correlação entre o sinal dos RR e a classificação feita pelas técnicas é de -0.0056.

Da análise dos sinais de ECG no domínio de frequência<sup>40</sup> obtivemos os seguintes resultados<sup>41</sup>:

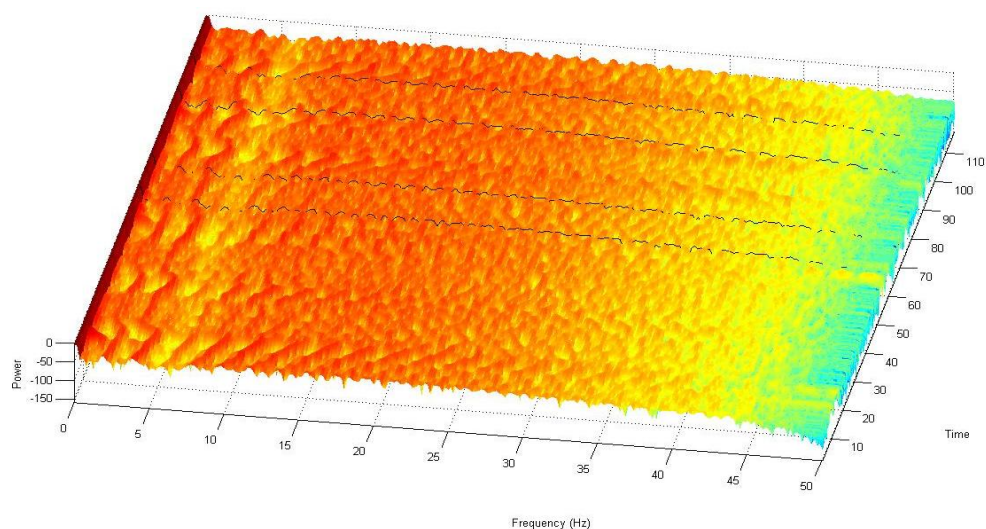


Imagem 4.15 - - Análise do espectro de frequências para o ECG marcadas entre as linhas pretas estão episódios de Apneia

<sup>40</sup> Calculado com recurso à função “spectrogram” do MatLab

<sup>41</sup> Mais uma vez, resultados ilustrativos da população escolhidos ao acaso dentro da mesma



## PLETISMÓGRAFO

Da análise da amplitude do sinal do pletismógrafo durante apneias pode ver-se:

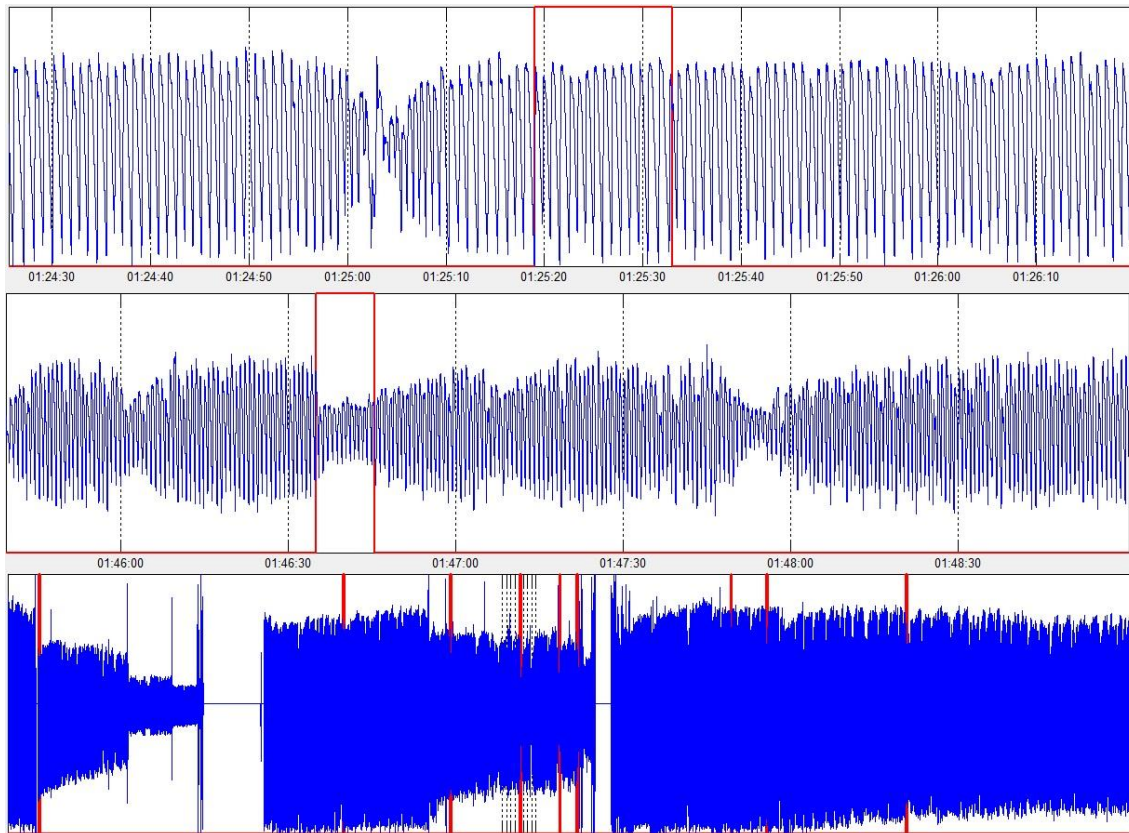


Imagem 4.16 - Vários recortes de sinal de Pletismografia (a vermelho estão marcadas apneias)

Como é exemplo a Imagem 4.16 alguns dos eventos de Apneia são seguidos de uma diminuição na amplitude de oscilação do pletismógrafo (traçado central), não obstante, não são todos (traçado em cima), e para além disso, o sinal do pletismógrafo tende a ter variações de amplitude e perdas de sinal (traçado em baixo). Quando correlacionado (equação 4.6) o sinal da diferença de amplitude do pletismógrafo com o *Target* obteve-se um valor de 0.0512. Para este efeito foi utilizado um algoritmo que encontrando os máximos e mínimos locais do sinal do pletismógrafo. Posteriormente estes valores são unidos criando uma linha de máximos e mínimos do sinal. Finalmente o cálculo da amplitude é feita pela subtração da linha do mínimo à do máximo. (Imagem 4.17)

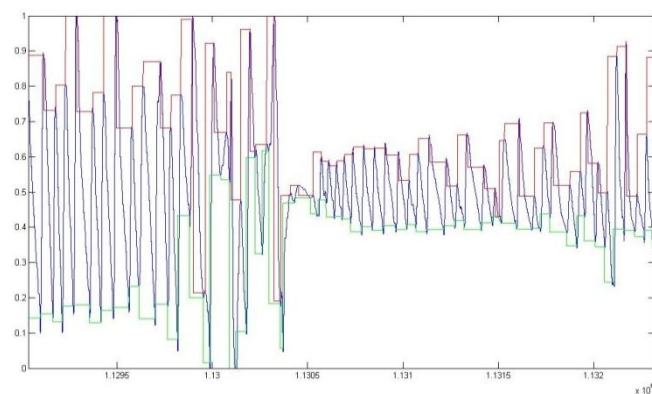
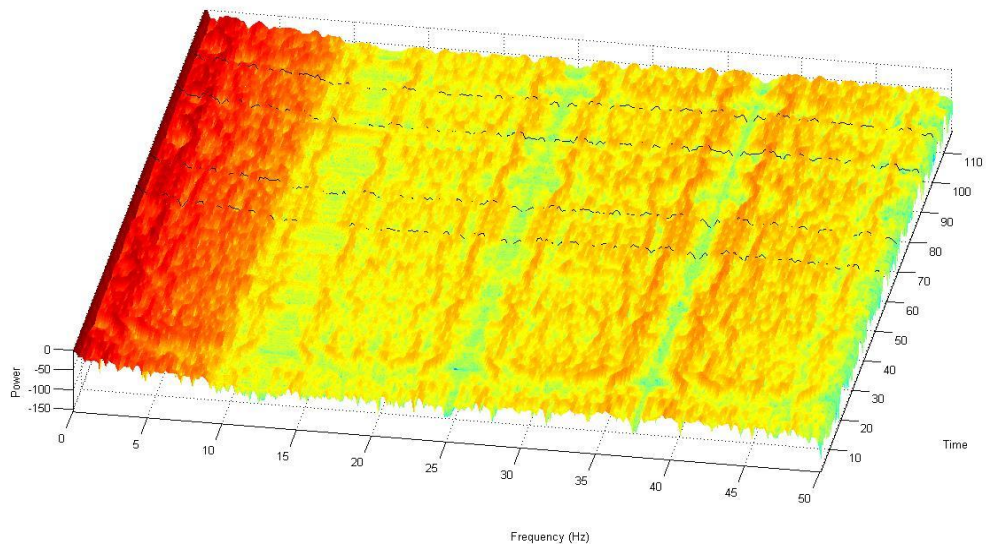


Imagem 4.17- Algoritmo de cálculo da amplitude do sinal

# Apneia do Sono

Apoio ao diagnóstico da Síndrome da Apneia Obstrutiva do Sono em Pediatria

---



**Imagem 4.18-** Análise do espectro de frequências para o pletismógrafo marcadas entre as linhas pretas estão episódios de Apneia

Como é possível ver em Imagem 4.15 e Imagem 4.18 não se nota durante os períodos de apneia qualquer deslocação das bandas de frequência tanto do sinal do ECG como do Pletismógrafo que não estejam também presentes durante o resto do estudo.

4.4.2.2 BANDAS (ABDOMINAL E TORÁCICA)

As abordagens ao sinal das bandas, tanto da torácica como da abdominal é comum pois elas são adquiridas da mesma forma. Em (Respironics, 2008) e em concordância com a opinião das técnicas é dito que durante um episódio de SAOS as fases entram em contra fase. Este tipo de eventos pode ser abordado de duas formas diferentes: a primeira, mais generalista é a análise do sinal no domínio de frequência. A segunda mais complexa rege-se pela divisão do sinal em janelas e subsequente cálculo da fase do sinal para as mesmas. Finalmente a terceira, mais simples, na qual é feita a soma das duas bandas e quando estas se encontram em contra fase, a amplitude do sinal vê-se diminuída porque os sinais se anulam um ao outro.

DOMÍNIO DE FREQUÊNCIA

Analisando o sinal das bandas no domínio de frequência obtemos os seguintes resultados:

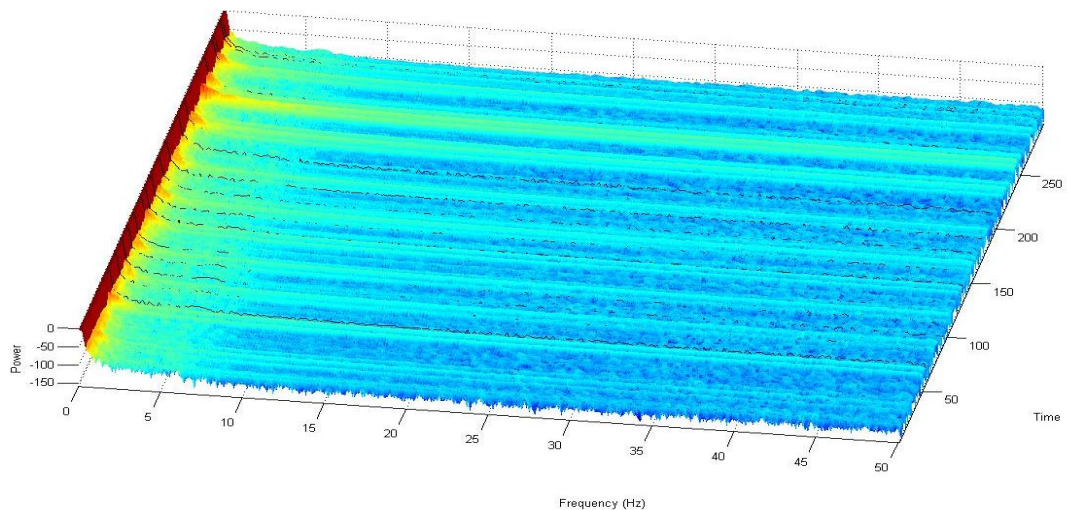


Imagem 4.19 - Espectro de frequência do sinal da banda torácica (as linhas pretas delimitam episódios de SAOS)

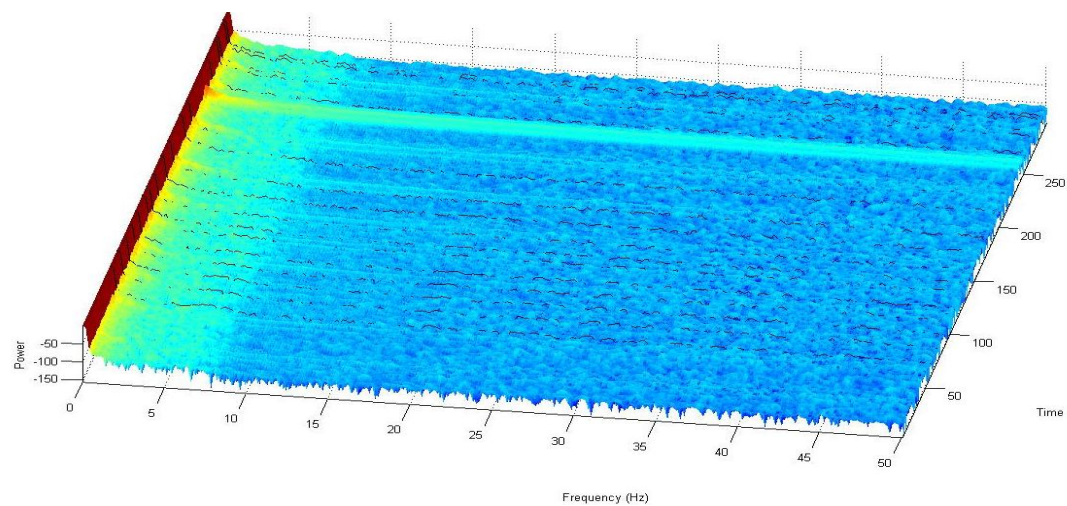


Imagem 4.20 - Espectro de frequência do sinal da banda abdominal (as linhas pretas delimitam episódios de SAOS)

# Apneia do Sono

## Apoio ao diagnóstico da Síndrome da Apneia Obstrutiva do Sono em Pediatria

Como é visível da análise da Imagem 4.19 e Imagem 4.20 a gama de frequências do sinal em estudo é muito baixa. É possível, no entanto, com muita atenção e em casos pontuais observar pequenas diminuições na energia de frequências baixas durante períodos de apneia. Este facto é visível quando as bandas têm diminuições bruscas de amplitude. Não obstante para além do facto na grande maioria das vezes as bandas entram em contra fase e não haver uma grande variação na amplitude e do facto de serem variações quase imperceptíveis dada as baixas frequências do sinal este facto foi posto de parte.

### DOMÍNIO TEMPORAL

Analisando agora o sinal das bandas no domínio temporal obtêm-se os resultados que se seguem:

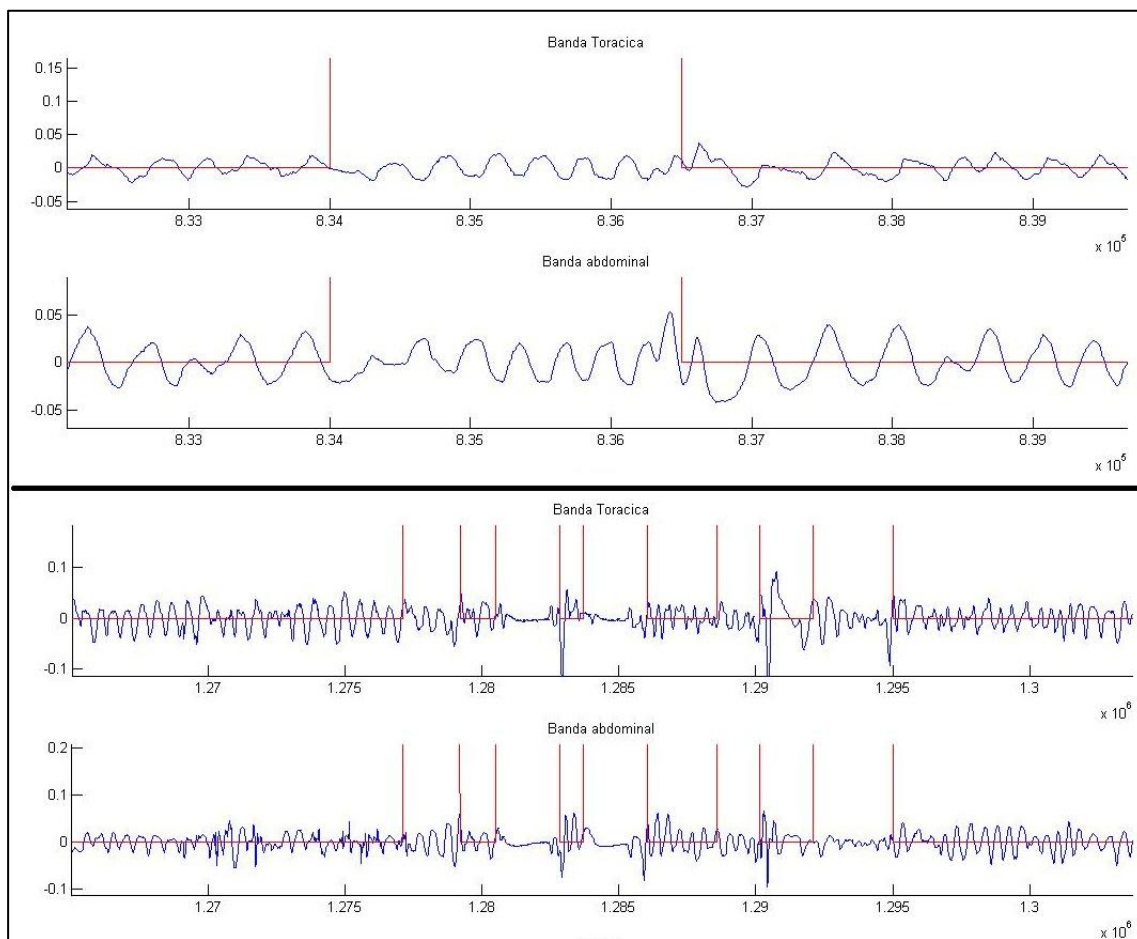


Imagem 4.21 - Sinal das bandas torácica e abdominal. Em cima caso das bandas em contra fase, em baixo caso onde a amplitude das bandas se vê diminuída por uma Apneia. Marcado a vermelho estão os episódios de Apneia (0- sem Apneia 1- com Apneia)

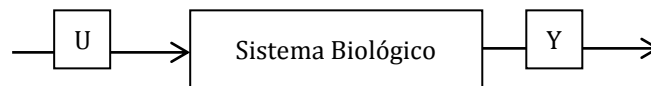
Como é visível na Imagem 4.21 é possível distinguir em sinais sem algum tipo de tratamento<sup>42</sup> episódios de Apneia olhando para o registo. Na grande maioria dos casos acontece uma das duas situações anteriores, ou as bandas entram em contra fase, ou a amplitude das

<sup>42</sup> Excluindo a centragem e a soma dos dois, como se subentende.

mesmas é reduzida significativamente como consequência de uma Apneia. Este sinal parece assim ser útil na classificação de episódios de Apneia. Seguidamente, o sinal é transformado de modo a exibir com maior clareza os episódios de Apneia, possibilitando dessa forma um reconhecimento automático.

CÁLCULO DA “FEATURE” COM BASE NO SINAL DAS BANDAS

Numa primeira fase tentou-se uma abordagem mais complexa que previa a divisão do sinal em janelas, e o cálculo da fase do sinal. Para o cálculo da fase do sinal após divisão dos mesmos em janelas cada uma contendo um ciclo respiratório de uma das bandas, com base nas raízes do sinal a fase do mesmo era calculada. Para isto era calculado um modelo AR da porção do sinal, extraídas as raízes e calculado o ângulo de cada sinal. Nestes modelos utiliza-se a noção de função transferência e vê-se o sistema biológico como uma função transferência onde uma entrada produz uma saída:



$$G(q^{-1}) = \frac{Y}{U} = \frac{b_0 + b_1q^{-1} + \dots + b_mq^{-m}}{1 + a_1q^{-1} + a_2q^{-2} + \dots + a_nq^{-n}} \tag{4.7}$$

A equação característica é assim:

$$y_k(1 + a_1q^{-1} + a_2q^{-2} + \dots + a_nq^{-n}) = 0 \tag{4.8}$$

E as raízes  $r_1, r_2, \dots, r_n$  da equação característica podem ser assim calculadas:

$$(1 - r_1q^{-1})(1 - r_2q^{-1}) \dots (1 - r_nq^{-1}) = 0 \tag{4.9}$$

As raízes ou polos da equação característica são sempre um par de complexos conjugados na forma:

$$r_x = a + bi \tag{4.10}$$

E podem ser posicionados num círculo unitário:

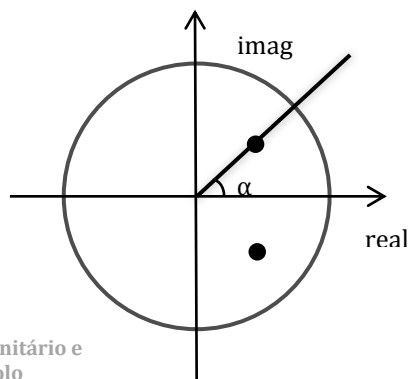


Imagem 4.22 - Círculo unitário e representação de um polo

# Apneia do Sono

Finalmente o ângulo  $\alpha$  pode ser calculado tendo por base a posição do polo no círculo unitário. Este ângulo corresponde à fase do sinal. Calculando desta forma os ângulos para os dois sinais (abdómen e tórax) a diferença de fase dos sinais pode ser calculada como a diferença entre estes ângulos.

$$dif\alpha = \alpha_{abd} - \alpha_{tor} \quad (4.11)$$

Os resultados são os seguintes:

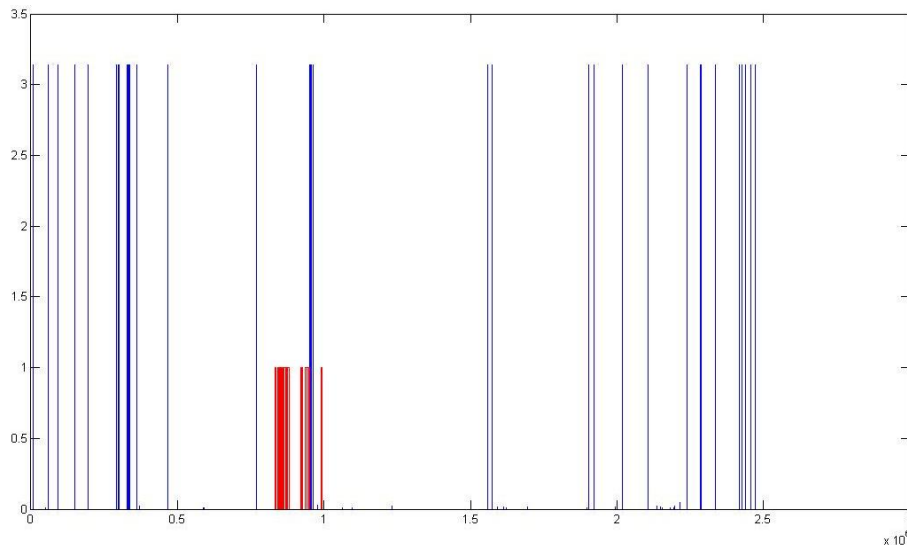


Imagem 4.23 - Representação da diferença de fase dos sinais. A azul a diferença de fase entre os sinais e a vermelho o controlo (0 - Sem apneia; 1 - com apneia)

Como se pode ver da Imagem 4.23 a utilização deste método não é muito vantajosa, pois ele parece não ser sensível ao tipo de variações de fase que pretendemos estudar.

Numa posterior análise e seguindo o manual (Respironics, 2008), foi calculada a diferença de fase entre as bandas de uma maneira mais directa. Dado o facto de as bandas se encontrarem em contra fase, ou a amplitude das mesmas se ver reduzida durante um episódio de SAOS, o cálculo da soma da amplitude das bandas tem o potencial de devolver para os dois casos uma classificação acurada. Assim aos sinais foram aplicadas algumas transformações com o intuito de realçar e facilitar a identificação dos episódios.

As transformações aplicadas são comuns aos sinais, pois eles têm a mesma ordem de grandeza, apresentam as mesmas características e representam a medida de um mesmo fenómeno apenas em sítios diferentes. O sinal começa assim por ser normalizado mesmo entre 0 e 1 como forma de relativizar os episódios dos dois canais.

$$y_{(k)} = \frac{y_{(i)} - \min_{(y_{(k)})}}{\max_{(y_{(k)})} - \min_{(y_{(k)})}} \quad (4.12)$$

Com  $i = 1, \dots, n$  do Sinal.

Seguidamente os sinais são centrados em 0, assim quando se adicionam as amplitudes, as porções positivas quando anulam as negativas.

$$y_{(k)} = y_{(k)} - média(y_{(k)}) \quad (4.13)$$

Os sinais das duas bandas são posteriormente somados.

$$y_{(k)} = yAbd_{(k)} + yTho_{(k)} \quad (4.14)$$

À soma dos mesmos é aplicado um filtro passa baixo com uma frequência de corte de 3Hz. Este serve para eliminar ruído do sinal. O sinal é posteriormente alisado com uma janela móvel<sup>43</sup>. Ao sinal é posteriormente aplicada a fórmula:

$$y_{(k)} = \tanh\left(\frac{1}{Thr} \times y_{(k)}\right) \quad (4.15)$$

Onde Thr é definido a 4% e tanh é a tangente hiperbólica.

Após normalização do sinal, foram calculados os máximos ao longo de todo o sinal e unidos com entre eles. O sinal das amplitudes máximas foi “alisado” numa janela de média móvel.

$$y_{(i)} = \frac{y_{(i-a)} + y_{(i-a+1)} + \dots + y_{(i)} + \dots + y_{(i+a-1)} + y_{(i+a)}}{a} \quad (4.16)$$

Onde  $a$  é a largura da janela.

Como o sinal é de natureza oscilatória, e o que interessa é a amplitude de oscilação. Ao calcular o máximo das oscilações melhora-se o processo de identificação de descidas na amplitude.

Este sinal foi agora separado, para dois propósitos diferentes. O primeiro deles é a construção de um limiar e o segundo é a utilização do sinal, na forma em que se encontra para comparar com o limiar construído a partir dele mesmo. Para a construção do limiar, o sinal dos máximos foi passado por mais duas janelas de média móvel com uma amplitude grande<sup>44</sup> (equação (4.16)). Isto para garantir que flutuações no sinal não eram deixadas por classificar, mas ao mesmo tempo possíveis variações na amplitude do sinal devidas a problemas no sensor eram descartadas. Por fim comparou-se o limiar com o sinal e são identificados como positivos para SAOS pontos que estejam do sinal abaixo do limiar 0,26 vezes a média do sinal.

$$class_{(x)} = \begin{cases} 0 & \text{se } l_{(x)} - A_{(x)} \geq 0,26 \cdot média(l_{(x)}) \\ 1 & \text{se } l_{(x)} - A_{(x)} < 0,26 \cdot média(l_{(x)}) \end{cases} \quad (4.17)$$

Onde  $l_{(x)}$  é o valor do limiar e  $A_{(x)}$  a amplitude máxima no ponto  $x$ .

<sup>43</sup> Utilizando a função “smooth” do MatLab.

<sup>44</sup> Maior que 700 pontos.

# Apneia do Sono

## Apoio ao diagnóstico da Síndrome da Apneia Obstrutiva do Sono em Pediatria

Tanto o valor de 4% no Thr como o de 26% no limiar surgem de um estudo de optimização de limiares e variáveis feito para todas as variáveis aleatórias presentes no código dado não haver referências que indiquem valores óptimos.

Para otimizar este valor, estudou-se o comportamento da sensibilidade e especificidade para todas as amostras do estudo e para uma série de valores da constante a otimizar. Seguidamente construiu-se uma recta e foi escolhido o valor que melhores resultados apresentava. De salientar o facto de para este estudo terem sido utilizados todas as amostras, e o valor presente no gráfico, tanto de sensibilidade e especificidade é a média dos resultados de todas as amostras para o valor em teste. O algoritmo de optimização calcula os resultados utilizando o algoritmo descrito nesta secção para o cálculo dos resultados. Para este cálculo foi apenas aplicada a correcção de eventos (ver Técnicas de Avaliação de Sinais/Técnicas de ).

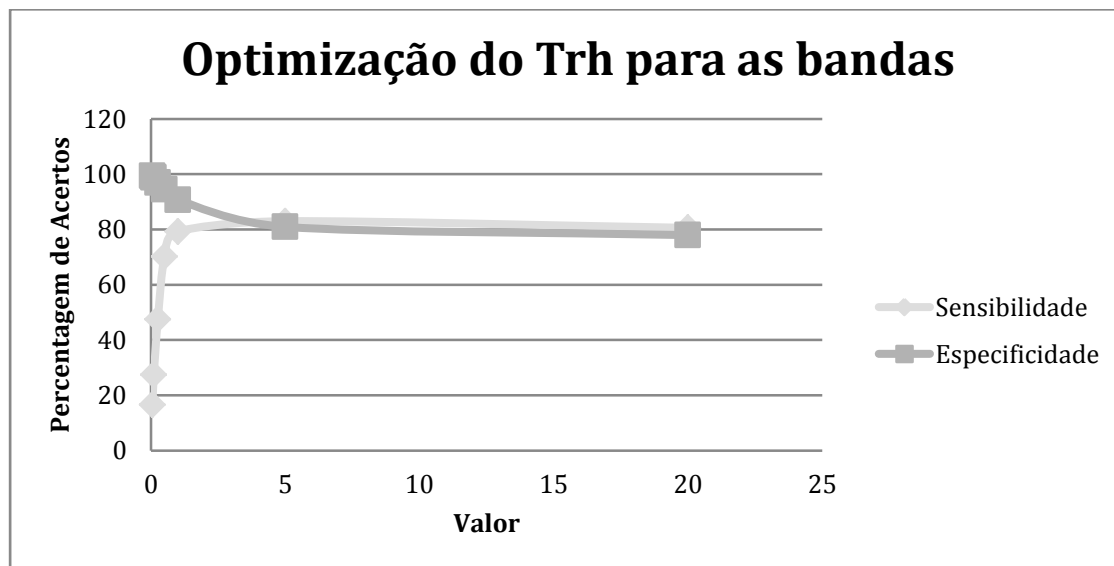


Gráfico 4.1 - Optimização do Thr para as bandas

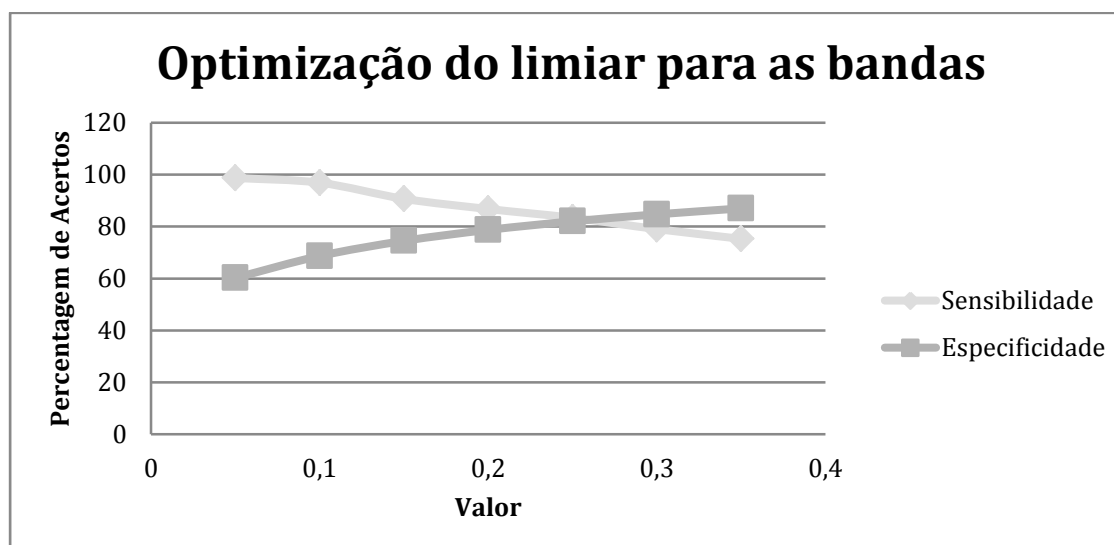


Gráfico 4.2 - Optimização do valor do limite para as bandas.



#### 4.4.2.3 SATURAÇÃO DE OXIGÉNIO

##### DOMÍNIO DE FREQUÊNCIA

O sinal da saturação de oxigénio foi estudado tanto no domínio temporal como no domínio de frequência, e avaliado, numa primeira fase de forma qualitativa, o seu potencial na classificação de SAOS. Após avaliação foi escolhida a abordagem que melhores resultados devolveia e utilizada no cálculo de eventos de SAOS. Uma avaliação do sinal no domínio de frequência devolve os seguintes resultados:

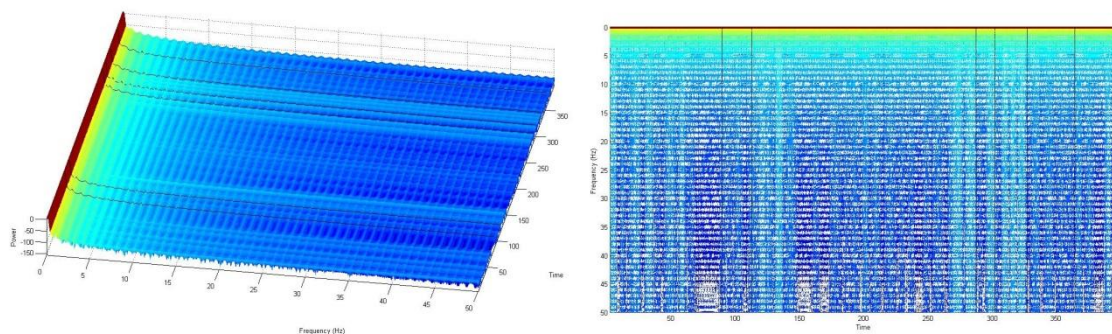


Imagem 4.24 - Espectro de frequência para o sinal da Saturação de Oxigénio. A preto estão delimitados eventos de SAOS

Como é visível da análise do espectro de frequência do sinal de oximetria, não são visíveis alterações na frequência do sinal que possibilitem uma identificação de eventos de SAOS.

##### DOMÍNIO TEMPORAL

Seguidamente estudou-se o comportamento do sinal no domínio temporal:

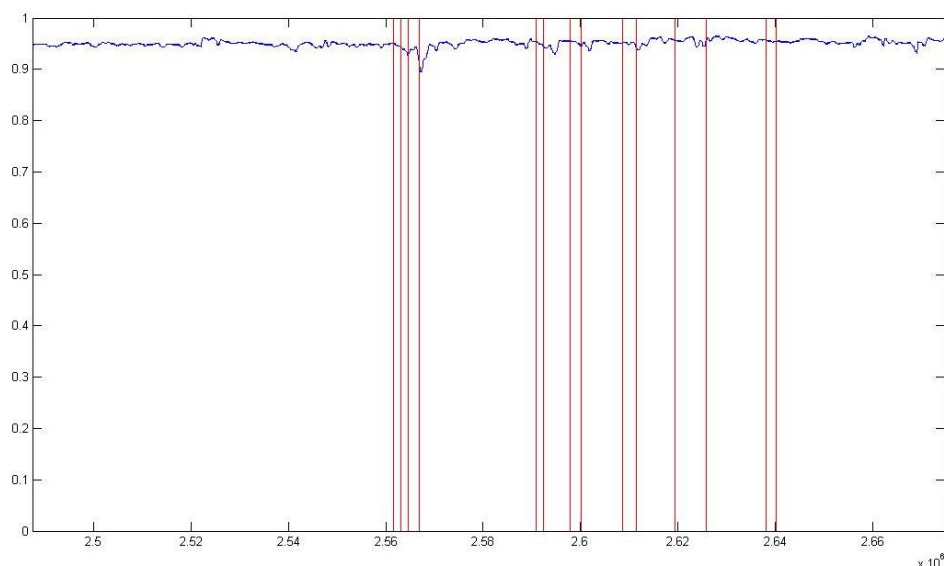


Imagem 4.25 - Análise do sinal do Oxímetro no domínio Temporal

# Apneia do Sono

Olhando para a Imagem 4.25 é possível ver uma série de dessaturações mais ou menos relacionadas com os eventos marcados no *Target*. Nota-se ainda um desfasamento em relação ao mesmo. Posto isto, o sinal do oxímetro no domínio temporal foi escolhido para uma avaliação quantitativa do seu potencial no diagnóstico de SAOS.

## CÁLCULO DA “FEATURE” COM BASE NO SINAL DO OXÍMETRO

Para tal foi seguida a abordagem descrita em (Tian, et al., 2005). Desta abordagem consta numa primeira fase o cálculo de um limite máximo de saturação em janelas de 6 segundos. Após calculo desta linha base, foi calculada a dessaturação como a linha base menos a saturação no ponto. Após isto, o sinal foi normalizado de acordo com a fórmula descrita pela equação (4.15) e com o Thr definido a 0,45%.

Dado haver um desfasamento entre o sinal do oxímetro e o *Target* o sinal do oxímetro é correlacionado com o sinal das bandas numa tentativa de alinhar os dois sinais e consecutivamente o sinal de oximetria e o *Target*. O alinhamento é feito tendo por base a seguinte fórmula:

$$Corr(k) = \sum_{i=0}^n N_{Sat} O_{2(i)} \cdot N_{airflow}_{(i+k)} \quad (4.18)$$

Com  $k = 10, \dots, 40$ .

$$T_{delay} = \min\{corr(k)\} \quad (4.19)$$

Finalmente e após alinhamento do sinal, é estabelecido um limiar abaixo do qual o sinal de dessaturação se faz corresponder a um evento de apneia. Este limiar é 80% e foi optimizado de acordo com os seguintes gráficos:

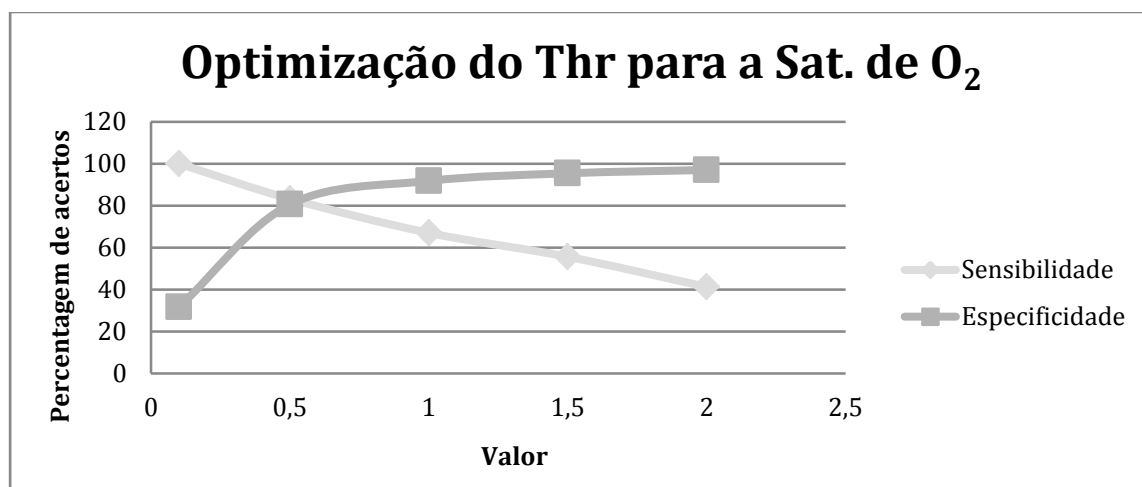


Gráfico 4.3 - Optimização do Thr para o Oxímetro

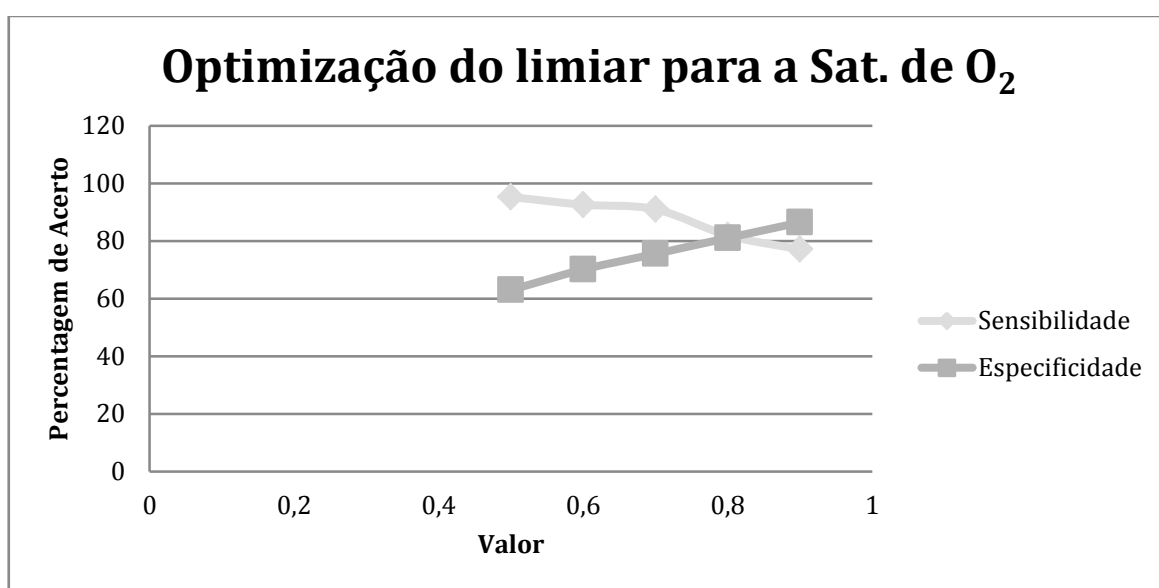


Gráfico 4.4 - Optimização do limiar para o Oxímetro

# Apneia do Sono

## Apoio ao diagnóstico da Síndrome da Apneia Obstrutiva do Sono em Pediatria

### 4.4.2.4 FLUXO (CÂNULA E TERMISTOR)

À semelhança da maioria dos sinais adquiridos numa polissonografia, os dos sinais do fluxo nasal e oral são adquiridos de forma a possibilitar uma interpretação qualitativa, assim a cânula e o termistor são medidos de diferentes formas (um em relação ao outro) e as unidades não estão normalizadas, não obstante os dois tentam medir um fluxo. Por não se dar importância à quantidade de ar inspirado/expirado, mas sim ao facto de o doente respirar ou não, não há valores de referência. Isto é também verificado em outros sinais, para os quais não há valores limite que permitam classificar o sinal como normal ou correspondente a algum tipo de evento. Posto isto, o sinal da cânula e termistor são tidos como complementares, na medida em que cada um contribui da sua forma para medir o fluxo respiratório apesar das diferentes abordagens. Durante o cálculo de episódios de SAOS tendo como base um destes sinais, ou os dois, devido ao facto de os mesmos terem unidades e formas de medir diferentes cada um deles é comparado consigo mesmo, podendo numa fase final a classificação dos dois ser integrada.

Em ambos os sinais a abordagem geral é idêntica. Numa primeira fase é feita uma análise mais qualitativa dos sinais tanto no domínio de frequência como temporal. Dependentemente da análise qualitativa, os sinais são depois tidos em conta para uma análise quantitativa que permita uma satisfatória identificação de episódios de SAOS.

### DOMÍNIO DE FREQUÊNCIA

Da análise do fluxo nasal (cânula) no domínio de frequência obteve-se o seguinte gráfico:

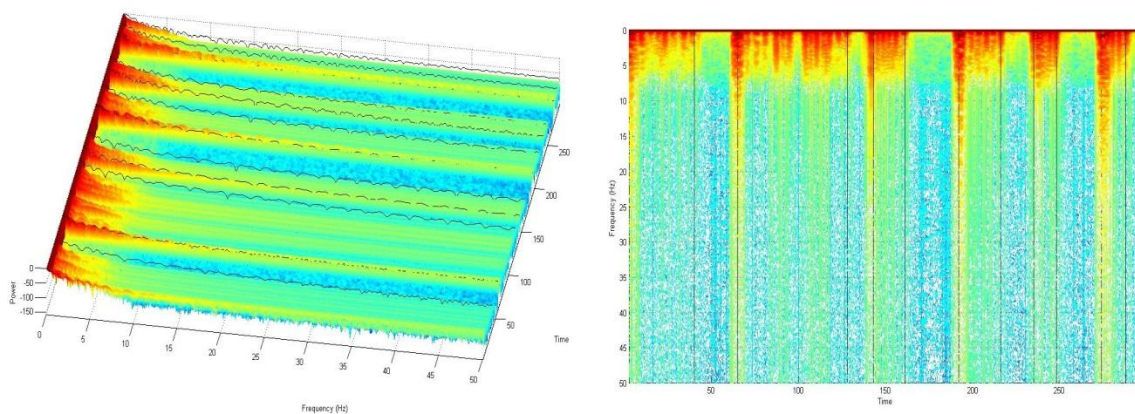


Imagem 4.26 - Espectro de frequência da cânula (à esquerda em três dimensões, tempo, frequência, energia; a direita a duas dimensões tempo e frequência)

Como se pode ver da análise no domínio de frequência do sinal, é possível na Imagem 4.26 distinguir eventos de apneia. Esta possibilidade prende-se com o facto de aquando da ocorrência de uma apneia o fluxo nasal ser suspenso. Sendo isso por sua vez visível ao analisar o domínio de frequência do sinal. Por outro lado, e como será mostrado afrente, as variações de amplitude no sinal são facilmente visíveis no domínio temporal, assim torna-se redundante e inviável uma

análise das mesmas variações no domínio de frequência dado o domínio temporal devolver os resultados semelhantes de forma mais simples.

Da mesma análise, mas desta vez para o fluxo oral (termistor):

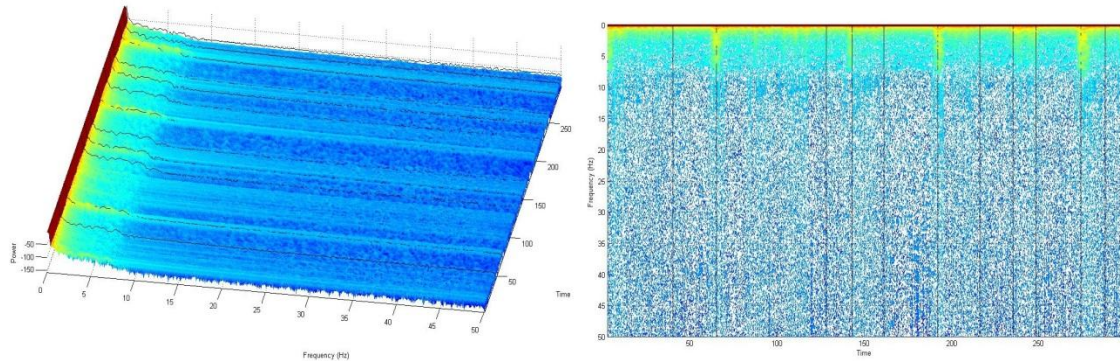


Imagem 4.27 - Análise do sinal do termistor no domínio de frequência

Como evidente na Imagem 4.27 há uma série de variações pontuais aquando do início ou fim da ocorrência de uma apneia. Seria esperado à semelhança daquilo que acontece com a cânula que houvesse uma visível diminuição da energia das frequências aquando do evento de apneia. Não obstante dadas as baixas frequências do termistor, e o facto de este ser mais insensível que a cânula, não é possível distinguir fases de apneia e não apneia sendo impraticável construir um classificador com resultados satisfatórios tendo por base o domínio de frequência deste sinal.

## DOMÍNIO TEMPORAL

Da análise do fluxo nasal no domínio temporal podemos ver:

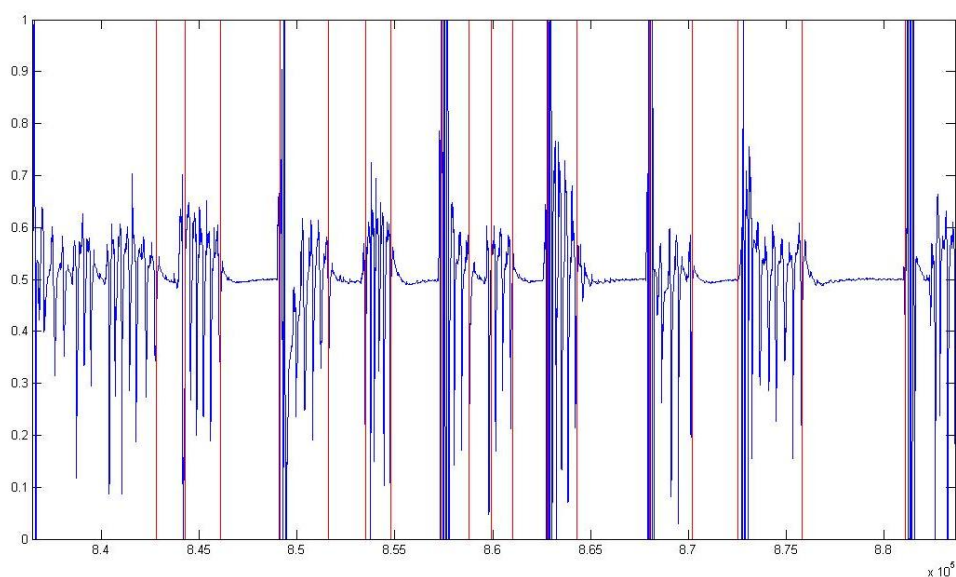


Imagem 4.28 - Sinal da Cânula (azul) a vermelho estão marcadas os eventos de SAOS

## Apneia do Sono

### Apoio ao diagnóstico da Síndrome da Apneia Obstrutiva do Sono em Pediatria

---

Como é facilmente visível da análise da Imagem 4.28 quando ocorre um evento de SAOS a amplitude de variação do sinal da cânula diminui. Este facto possibilita uma caracterização de eventos com base no sinal da cânula e é esta diminuição na amplitude responsável pelas variações visíveis no domínio de frequência.

E finalmente da análise temporal do termistor os resultados são:

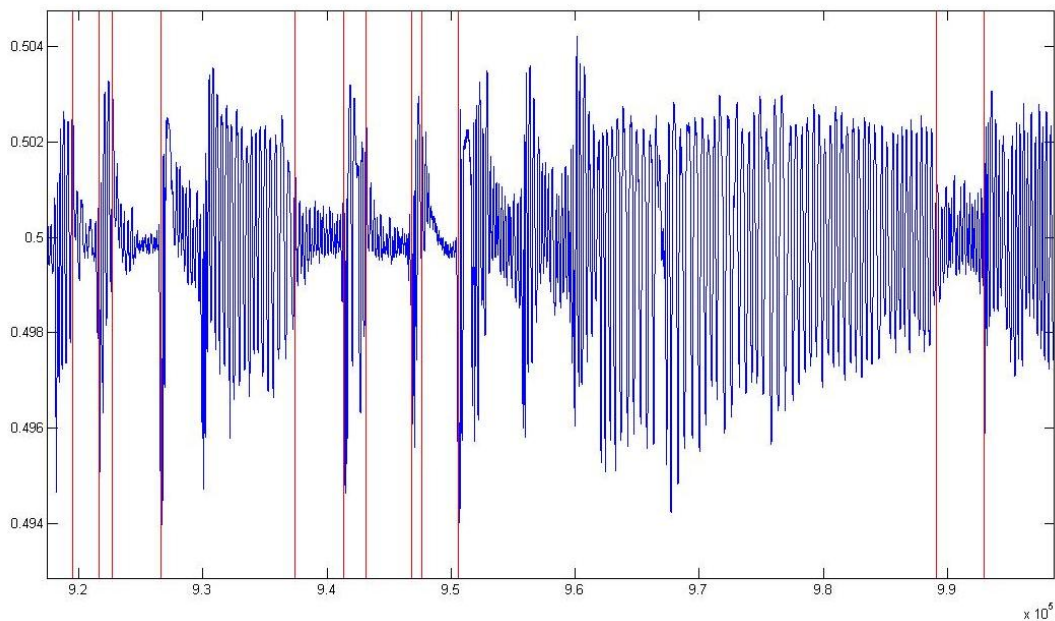


Imagem 4.29 - Sinal do Termistor (azul) a vermelho marcados eventos de SAOS

Como é visível na Imagem 4.29 também este sinal reflecte a ocorrência de episódios de SAOS. Durante estes episódios e à semelhança da cânula a amplitude do sinal vê-se reduzida. Note-se no entanto a escala deste sinal. A amplitude do sinal do termistor é muito pequena, o que prova uma vez o sinal estar normalizado os máximos e mínimos digitais que o mesmo tem variações muito pequenas. A pequena amplitude do sinal e a variação da mesma, a semelhança da cânula justifica as pontuais ocorrências de variações no domínio de frequência.

### CALCULO DA "FEATURE" COM BASE NOS SINAIS DA CÂNULA E TERMISTOR

---

Tendo por base estes resultados, foram escolhidos como potências sinais numa análise de ocorrências de SAOS a cânula e o termistor, ambos no domínio temporal. Dado, os dois sinais medirem um fluxo, e no domínio temporal a única coisa, em traços gerais, que é diferente ser a escala do sinal, a abordagem para cada um deles é bastante semelhante.

No que respeita à cânula, dado o sinal da mesma ser muito irregular logo no início do tratamento foi feita uma média do sinal com uma janela móvel (equação 4.16). Seguidamente foi aplicado um filtro com o intuito de eliminar todas as frequências acima de 3Hz, eliminando desta forma o ruído do sinal. Após isto o sinal foi normalizado entre 0 e 1, centrado em zero, e calculado o

valor absoluto do mesmo. Após isto o sinal foi mais uma vez normalizado, mas desta vez com a formula da equação (4.15) e com Thr esta definido a 0,07%.

Após isto foram calculados os máximos locais do sinal e unidos entre eles. Este sinal é assim a amplitude de oscilação máxima do sinal. Com base no sinal agora adquirido foi também calculado um limiar, passando pelo mesmo duas janelas de média móvel de grande dimensão (7000 e 300 pontos para uma frequência de amostragem de 100Hz). Isto é feito na tentativa de despistar quaisquer variações na amplitude que se prolonguem no tempo, pois normalmente nesses casos, as mesmas devem-se a deslocamentos do sensor. Com o sinal da amplitude máxima de variação do sinal e o limiar calculados, os dois são comparados e são extraídos eventos nos quais a diferença entre o limiar e a amplitude máxima seja superior ao valor do limiar no ponto mais 23% o valor médio do mesmo.

O valor 0,07% e 0,23 têm a mesma explicação que em sinais anteriores, sendo para os dois últimos apresentados seguidamente os gráficos que levaram à sua selecção:

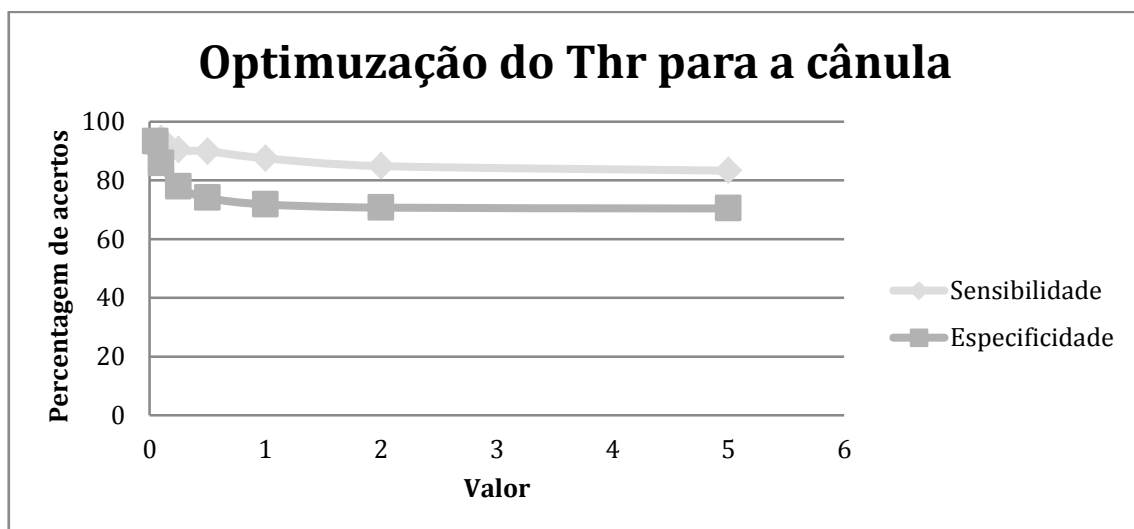


Gráfico 4.5 - Optimização do Thr para a cânula

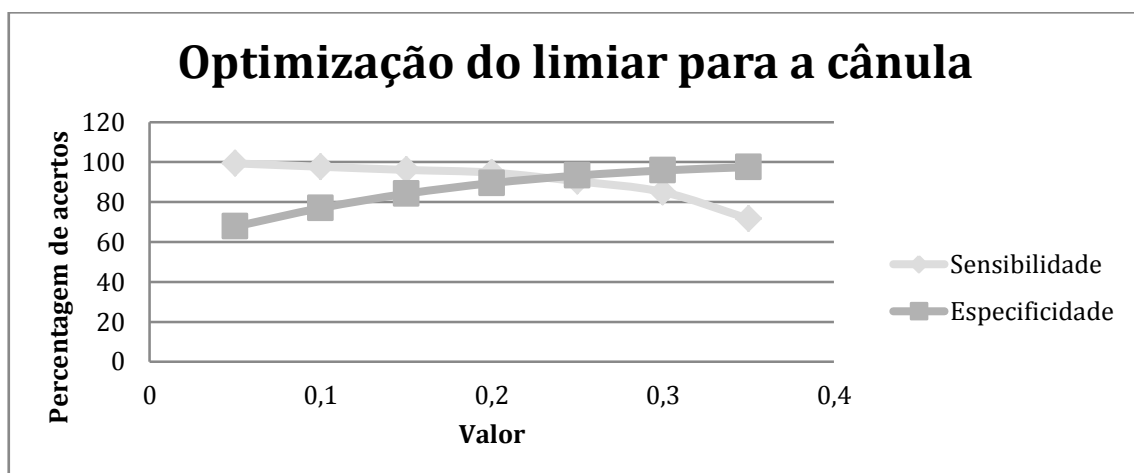


Gráfico 4.6 - Optimização do limiar para a Cânula

## Apneia do Sono

### Apoio ao diagnóstico da Síndrome da Apneia Obstrutiva do Sono em Pediatria

No que diz respeito às transformações feitas ao sinal do termistor, estas são basicamente as mesmas da cânula, no entanto, os valores de limiares e Thr são diferentes e otimizados para a amplitude do sinal. Assim, e à semelhança da cânula, começa-se por passar uma janela de média móvel no sinal de forma a eliminar artefactos do sinal. No sinal do termistor é passado um filtro passa banda entre 1Hz e 3Hz eliminando assim oscilações da linha base e artefactos. Seguidamente o sinal é normalizado entre -0,5 e 0,5 e após isso calculado o valor absoluto do sinal. Finalmente o sinal é normalizado segundo a fórmula da equação (4.15) com Thr definido a 0,05%.

O cálculo do limiar para o termistor é feito da mesma forma que na cânula, unindo os máximos locais do sinal do termistor normalizado, e após isso são feitas passar duas janelas de media móvel de diferentes dimensões (7000 e 300 pontos para uma frequência de amostragem de 100Hz). Para acabar, os ocorrências de SAOS são identificadas com base no sinal normalizado e no limiar quando a diferença entre o limiar e a amplitude máxima é superior ao valor do limiar no ponto mais 28% o valor médio do mesmo. Seguidamente são apresentados gráficos de cálculo do Thr e valor do limiar.

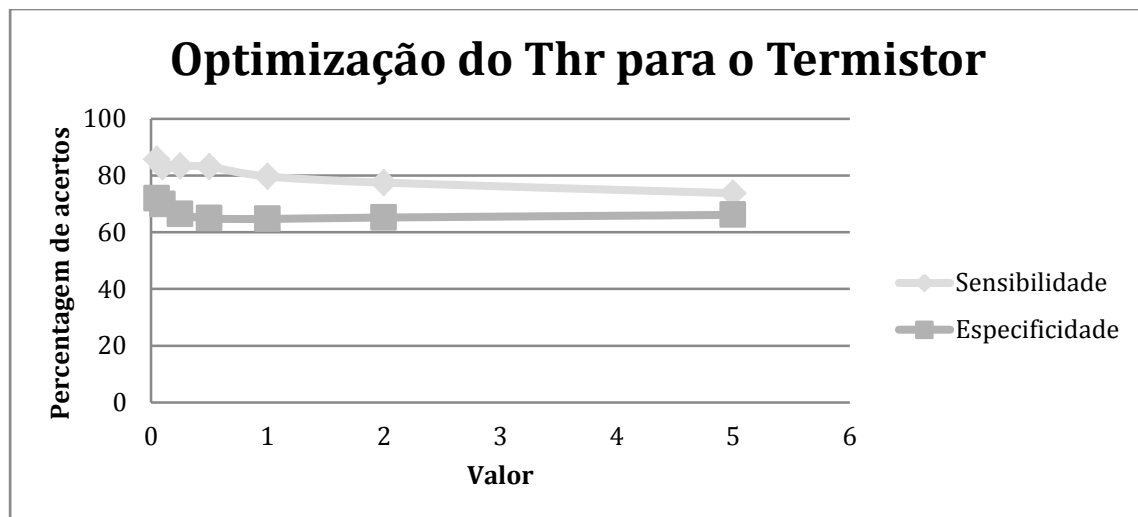


Gráfico 4.7 - Otimização do Thr para o Termistor

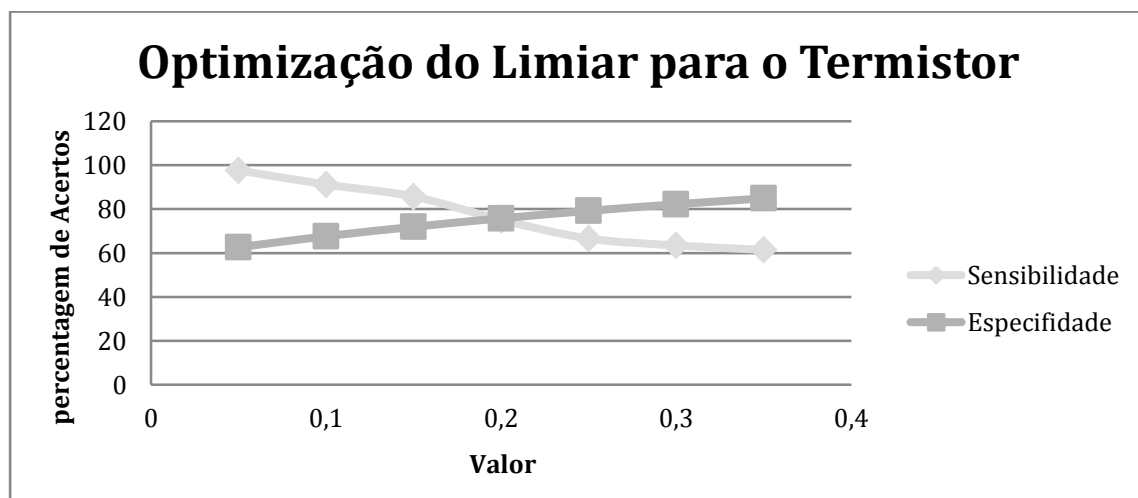


Gráfico 4.8 - Otimização do Limiar para o termistor



4.5 RESULTADOS

4.5.1 CLASSIFICADOS COM BASE EM LIMIARES (“THRESHOLD”)

Uma limitação no cálculo da sensibilidade neste tipo de classificação era, dado o cálculo ser baseado numa abordagem ponto a ponto, por vezes havia eventos detectados pelo algoritmo, no entanto preenchiam apenas uma pequena parte da apneia marcada pela técnica. Desta forma, os eventos eram detectados, mas marcados apenas numa porção do sinal marcado pela técnica, e o valor de sensibilidade aparecia adulterado por este facto. Numa tentativa de eliminar este efeito, achou-se correcto, antes da classificação proceder a uma correcção “ponto a ponto”. Esta classificação compara o *Target* da técnica com a classificação automática, e para eventos simultâneos nas duas classificações corrige a classificação automática de forma a esta coincidir com o *Target*. Eventos fora do *Target* ou maiores que o mesmo não são corrigidos não alterando assim a especificidade do algoritmo.

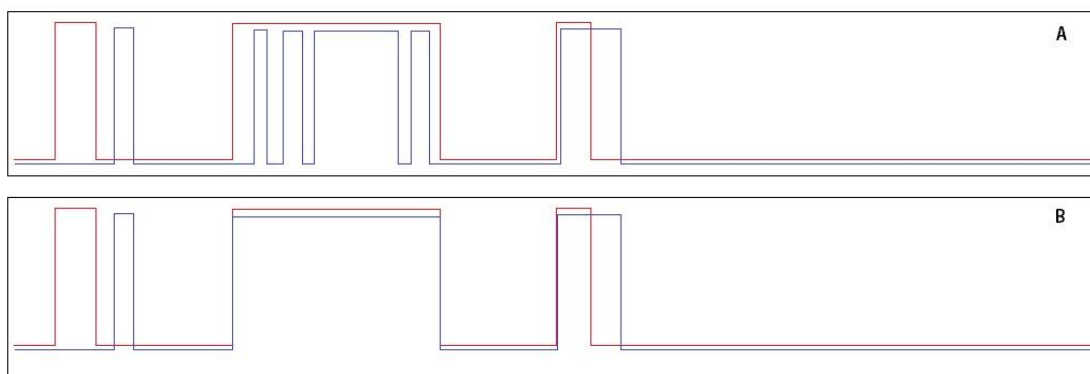


Imagem 4.30 - Exemplo da correcção ponto a ponto. A) Antes da correcção; B) Depois da correcção. A vermelho o *Target* a azul a classificação do algoritmo

Seguidamente são apresentados os resultados dos limiares, por sinal e dependendo da aplicação ou não de correcções de eventos ou ponto a ponto:

4.5.1.1 CÂNULA

Doente	SC		PP		EV		PP/EV	
	Sens.	Esp.	Sens.	Esp.	Sens.	Esp.	Sens.	Esp.
1	19,42	87,53	100	87,53	30,22	84,15	82,39	84,15
2	34,5	87,8	100	87,8	52,4	86,77	100	86,77
3	20,38	83,46	100	83,46	34,98	74,79	86,51	74,79
4	10,03	81,67	100	81,67	12,41	72,24	68,03	72,24
5	37,57	86,93	100	86,93	55,11	83,05	97,17	83,05
6	67,99	92,39	100	92,38	69,23	91,53	100	91,53

## Apneia do Sono

Apoio ao diagnóstico da Síndrome da Apneia Obstrutiva do Sono em Pediatria

7	13,35	83,75	100	83,74	19,56	75,91	70,57	75,91
8	37,35	87,84	100	87,84	48,13	85,11	80	85,11
9	4,19	93,56	44,44	93,56	2,81	94,57	44,44	94,57
10	44,48	85,58	100	85,58	52,88	76,38	100	76,38
11	6,77	97,74	55,23	97,74	5,69	98,02	19,8	98,02
12	7,63	92,69	85,63	92,69	3,56	92,86	21,99	92,86
13	50,91	85,71	100	85,71	59,87	78,77	83,58	78,77
14	6,42	93,78	87,78	93,78	4,91	94,38	22,77	94,38
15	28,6	79,83	99,52	79,82	43,39	69,74	71,59	69,73
16	17,32	86,94	100	86,94	15,82	81,75	71,05	81,75
17	29,75	81,87	100	81,87	55,25	72,7	100	72,7
18	5,42	84,11	88,25	84,11	8,81	79,45	49	79,45
<b>Média</b>	<b>24,56</b>	<b>87,40</b>	<b>92,27</b>	<b>87,40</b>	<b>31,95</b>	<b>82,90</b>	<b>70,49</b>	<b>82,90</b>

Tabela 4.4 - Resultados para a Cânula. Sc) sem correcção; PP) Correcção ponto a ponto; EV) Correcção de eventos; PP/EV) Correcção ponto a ponto e de eventos

### 4.5.1.2 TERMISTOR

Doente	SC		PP		EV		PP/EV	
	Sens.	Esp.	Sens.	Esp.	Sens.	Esp.	Sens.	Esp.
1	0,49	99,52	24,24	99,52	0	99,98	0	99,98
2	39,08	69,23	100	69,23	53,95	62,68	100	62,68
3	25,98	74,89	100	74,89	28,73	71,13	89,51	71,12
4	49,51	69,79	100	69,79	51,39	64,72	81,97	64,72
5	34,34	67,76	100	67,76	41,6	61,27	76,38	61,27
6	80,91	69,98	100	69,98	82,81	65,59	93,93	65,59
7	27,38	68,6	100	68,6	22,91	63,31	79,43	63,31
8	8,31	89,94	28,05	89,93	7,22	90,32	17,04	90,32
9	4,41	76,21	100	76,21	2,44	71,97	44,44	71,97
10	53,88	75,09	100	75,09	62,78	71,61	100	71,61
11	30,31	72,16	100	72,16	35,17	66,29	89,97	66,29
12	24,21	83,57	59,58	83,56	27,72	83,11	44,84	83,11
13	35,4	74	100	74	42,39	68,48	96,92	68,48
14	35,97	62,6	100	62,6	45,16	54,03	95,53	54,03
15	34,37	67,55	100	67,54	42,99	60,81	94,2	60,81
16	34,53	71,04	100	71,04	37,79	66,77	100	66,77
17	31,75	68,26	100	68,26	25,58	62,74	100	62,74
18	0	83,2	0	83,2	0	82,24	0	82,24
<b>Média</b>	<b>30,60</b>	<b>74,63</b>	<b>83,99</b>	<b>74,63</b>	<b>33,92</b>	<b>70,39</b>	<b>72,45</b>	<b>70,39</b>

Tabela 4.5 - Resultados para o termistor. Sc) sem correcção; PP) Correcção ponto a ponto; EV) Correcção de eventos; PP/EV) Correcção ponto a ponto e de eventos

## 4.5.1.3 BANDAS

Doente	SC		PP		EV		PP/EV	
	Sens.	Esp.	Sens.	Esp.	Sens.	Esp.	Sens.	Esp.
1	59,01	89,44	100	89,44	60,09	91,01	100	91,01
2	38,99	87,99	89,54	87,99	40,34	89,41	89,54	89,41
3	0	95,66	0	95,66	0	96,19	0	96,19
4	0	98,06	0	98,06	0	98,4	0	98,4
5	42,96	80,26	100	80,26	44,33	80,56	92,71	80,56
6	27,19	85,83	74,07	85,83	26,28	86,81	67,76	86,81
7	55,38	70,16	100	70,16	61,33	70,56	94,29	70,56
8	56,55	71,14	96,21	71,14	64,48	70,78	93,14	70,78
9	27	74,33	55,56	74,33	21,56	74,35	55,56	74,35
10	59,44	82,22	100	82,22	59,22	84,09	100	84,09
11	36,6	77,06	86,66	77,06	38,69	76,95	74,51	76,95
12	46,79	65,04	86,12	65,04	48,72	65,65	78,87	65,65
13	46,3	78,39	100	78,39	46,75	78,37	96,04	78,36
14	38,83	81,29	74,59	81,29	30,94	82,11	62,17	82,11
15	23	80,33	91,86	80,32	22,23	81,31	55,75	81,31
16	36,16	73,75	100	73,75	25,84	74,78	28,95	74,78
17	0	98,11	0	98,11	0	98,29	0	98,29
18	8,46	79,19	45,01	79,19	9,61	79,46	13,75	79,46
<b>Média</b>	<b>33,48</b>	<b>81,57</b>	<b>72,20</b>	<b>81,57</b>	<b>33,36</b>	<b>82,17</b>	<b>61,28</b>	<b>82,17</b>

Tabela 4.6 - Resultados para a Soma das Bandas. Sc) sem correcção; PP) Correcção ponto a ponto; EV) Correcção de eventos; PP/EV) Correcção ponto a ponto e de eventos

## 4.5.1.4 SATURAÇÃO DE OXIGÉNIO

Doente	SC		PP		EV		PP/EV	
	Sens.	Esp.	Sens.	Esp.	Sens.	Esp.	Sens.	Esp.
1	27,65	90,74	91,27	90,74	32,14	90,8	85,66	90,8
2	33,51	89,16	81,5	89,16	38,73	88,92	81,5	88,92
3	7,75	91,47	47,77	91,46	7,77	91,28	37,54	91,27
4	29,8	60,48	69,67	60,48	30,82	57,34	69,67	57,34
5	42,2	81,45	100	81,45	45,8	80,31	100	80,31
6	64,86	75,14	100	75,14	76,67	73,31	100	73,31
7	44,42	75,52	100	75,52	47,17	74,11	100	74,11
8	49,61	78,46	90,53	78,46	55,34	77,9	90,53	77,9
9	47,11	79,14	100	79,14	53,56	77,44	100	77,44
10	55,88	86,07	100	86,07	70,07	85,54	100	85,54
11	26,05	89,06	91,84	89,06	29,08	88,83	81,65	88,83

## Apneia do Sono

Apoio ao diagnóstico da Síndrome da Apneia Obstrutiva do Sono em Pediatria

12	51,07	57,54	100	57,54	54,62	53,89	96,81	53,89
13	44,21	77,96	100	77,95	46,72	77,33	95,75	77,33
14	21,02	88,91	73,77	88,9	22,68	88,71	62,88	88,7
15	13,44	87,91	65,92	87,91	13,78	87,42	48,85	87,42
16	71,84	86,89	100	86,89	88,37	86,36	100	86,36
17	36,67	88,09	100	88,09	47,75	87,85	100	87,85
18	5,79	85,62	43,9	85,62	4,5	85,2	33,26	85,2
<b>Média</b>	<b>37,38</b>	<b>81,65</b>	<b>86,45</b>	<b>81,64</b>	<b>42,53</b>	<b>80,70</b>	<b>82,45</b>	<b>80,70</b>

Tabela 4.7 - Resultados para a Saturação de Oxigénio. Sc) sem correcção; PP) Correção ponto a ponto; EV) Correção de eventos; PP/EV) Correção ponto a ponto e de eventos

#### 4.5.2 ÁRVORES DE DECISÃO E CLASSIFICADOR DE REGRAS

Após conclusão da avaliação do comportamento do limiar como método de classificação, dados os resultados satisfatórios, mas ainda passíveis de ser melhorados, optou-se como tentativa de melhoramento dos mesmo por inferir dos mesmos uma série de regras que quando conjugadas possibilitassem uma mais eficiente classificação dos sinais.

Para tal os dados foram utilizados como descrito em “Features” descartando apenas os limiares. Como sabido, o vector de dados é um vector temporal a uma frequência de amostragem de 100Hz contendo valores normalizados entre zero e um.

Dado tratar-se de uma abordagem de classificação baseada em regras optou-se por eliminar a frequência de amostragem de 100Hz passando o sinal a ser interpretado em intervalos de um minuto. Valores acima de um minuto melhoram os resultados de forma considerável, não obstante foi escolhido, e apesar de ser a abordagem que piores resultados devolveria, o menor intervalo de tempo possível e que fizesse sentido. A razão para tal, é a aplicação pratica que os resultados poderiam ter, ou seja o facto de não se ter como objectivo calcular se o registo completo é positivo ou não para SAOS mas sim identificar intervalos no registo que contenham episódios de SAOS. Assim dividiu-se o sinal em intervalos de um minuto e para tal foram medidos sete parâmetros: a soma, máximo, área abaixo da curva e média do valor da classificação – dados os sinais serem analisados no domínio temporal e devolverem informação maioritariamente tratada da amplitude de sinais, estes parâmetros podem devolver resultados interessantes; o desvio padrão, entropia e energia do sinal - por referência a estudos passados.

Após tratamento dos sinais para este tipo de análise ficamos assim para cada sinal com sete sinais resultantes do mesmo, mas amostrados para o tempo de um minuto. Estes sinais foram posteriormente avaliados e representados numa árvore de classificação. Da análise das árvores de decisão para todos os pacientes é possível obter um conjunto de regras, e apesar de as regras não serem iguais, tem um importante contributo para na análise de quais os sinais que mais contribuem para a classificação, e quais os parâmetros utilizados nos cálculos da reamostragem do sinal para um minuto que mais contribuem para uma boa classificação do sinal. As regras que se seguem são exemplos das obtidas aquando da análise dos sinais. Não são aqui apresentadas as mais simples nem as mais complexas, no entanto existem pacientes para os quais as árvores são consideravelmente mais extensas e outro para as quais apenas têm dois ramos.

Interessa referir o facto de para todas as classificações apenas um pequeno grupo de sinais e parâmetros se encontrar envolvido no processo de classificação. Este facto leva-nos a crer que estes são os mais importantes sinais/parâmetros na classificação de episódios de SAOS.

# Apneia do Sono

Apoio ao diagnóstico da Síndrome da Apneia Obstrutiva do Sono em Pediatria

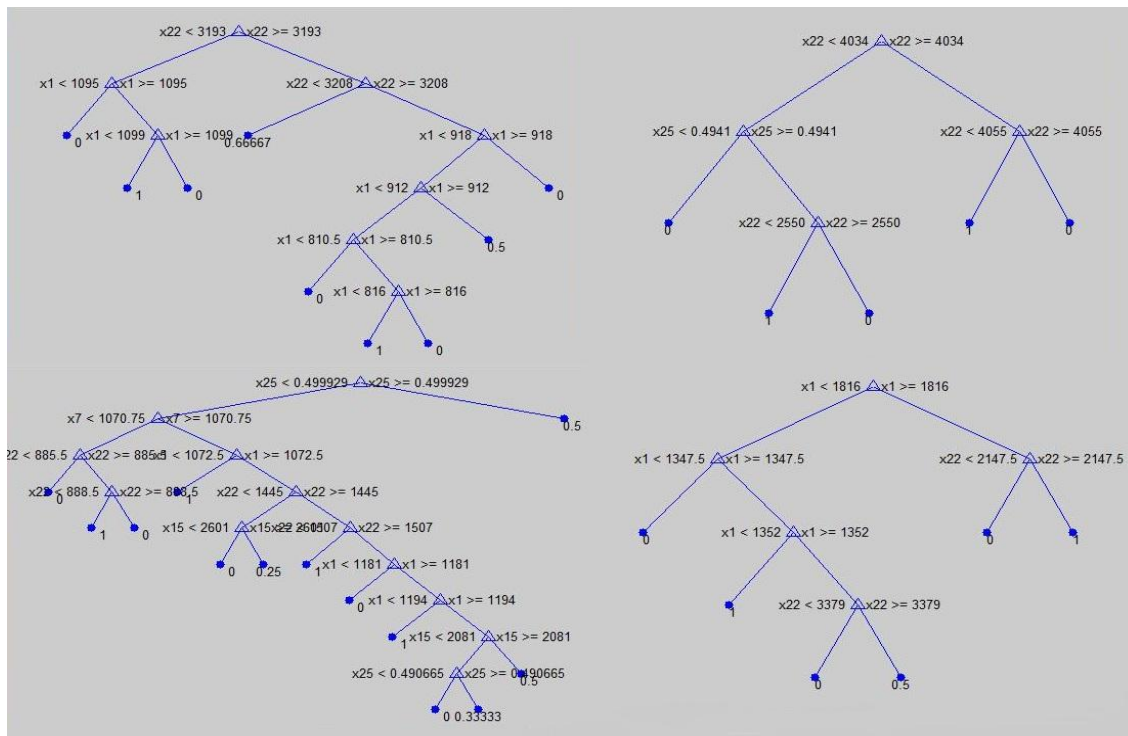


Tabela 4.8 - Exemplo de quatro árvores obtidas durante a classificação

Estas regras podem ser posteriormente implementadas num sistema de classificação que assente nas mesmas e assim devolva uma classificação<sup>45</sup>. De ter em conta que na maioria dos casos as regras não são comuns, não obstante mostram claramente uma tendência e evidenciam tanto sinais como parâmetros utilizados na redução de amostragem. Assim para a análise das árvores de decisão facilmente é possível ver que os sinais 1, 4, 7, 15, 18, 22, 25 e 27 estão maioritariamente, para não dizer exclusivamente associados aos processos de decisão. Seguidamente são relacionados o número dos sinais com o seu significado:

	Cânula	Termistor	Bandas	Spo2
Soma	<b>1</b>	8	<b>15</b>	<b>22</b>
Máximo	2	9	16	23
Média	3	10	17	24
Desvio Padrão	<b>4</b>	11	<b>18</b>	<b>25</b>
Energia	5	12	19	26
Entropia	6	13	20	<b>27</b>
Área	7	14	21	28

Tabela 4.9 - Relação sinal/parâmetro de diminuição de amostragem devolvido pelas árvores de decisão a negrito os sinais que têm um papel mais activo na classificação

Como é visível, os sinais mais relevantes sai a cânula, bandas e oximetria quando extraído dos mesmos a soma, desvio padrão, entropia e área.

<sup>45</sup> Mais trabalho nesta área não foi desenvolvido por falta de tempo.

4.5.3 REDES NEURONAIS

Para avaliar o desempenho da avaliação baseada em redes neuronais três variantes foram postas à prova. As duas primeiras mudam a forma como os dados são tratados antes de entrarem na rede, a terceira varia os parâmetros aquando da redução do período de amostragem.

A rede utilizada é comum a todas as abordagens, variando apenas no número de entradas. É uma rede de três camadas com 20 neurónios nas duas primeiras camadas e uma realimentação na segunda camada. A realimentação foi utilizada pois em (Tian, et al., 2005) há o facto de instantes passados influenciarem a classificação é tida em conta.

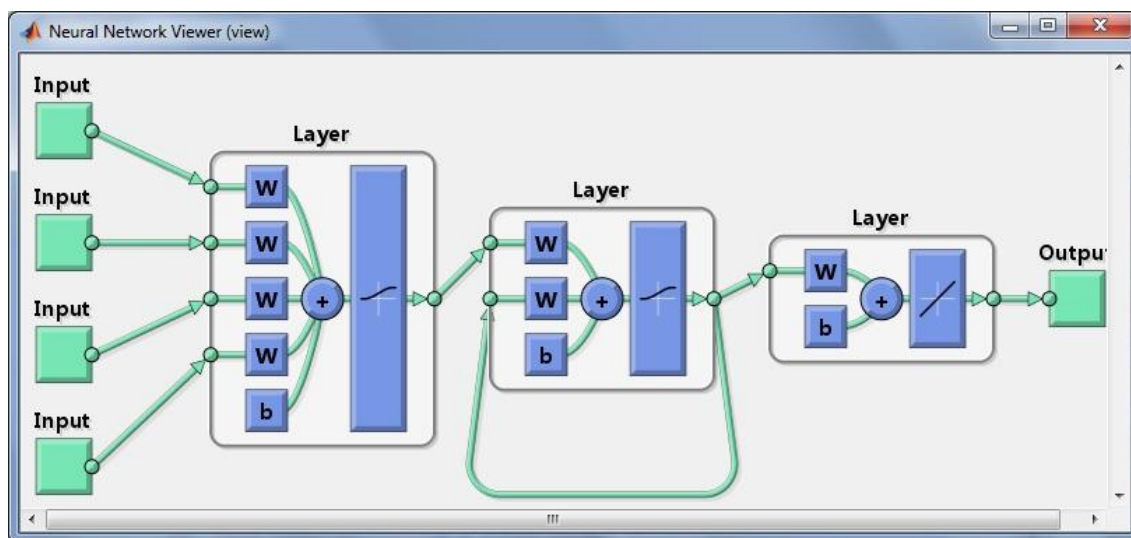


Imagem 4.31 - Esquema de Rede neuronal utilizada

Na primeira abordagem, foram utilizados os sinais tratados com os procedimentos descritos em “Features”, e após isso, por questões de impossibilidade física em tratar sinais tão grandes e de sentido os sinais foram reamostrados para um minuto e este período avaliado. Para tal, pelas mesmas razões é à semelhança do que aconteceu nas árvores de decisão foram utilizados a soma, máximo, media, desvio padrão, energia, entropia e área do sinal tratado. Os resultados obtidos foram:

Doente	SENSIBILIDADE	ESPECIFICIDADE
1	33,33%	99,42%
2	55,56%	100,00%
3	0,00%	99,79%
4	0,00%	100,00%
5	0,00%	100,00%
6	44,44%	100,00%
7	15,38%	100,00%

## Apneia do Sono

Apoio ao diagnóstico da Síndrome da Apneia Obstrutiva do Sono em Pediatria

8	42,31%	99,62%
9	0,00%	100,00%
10	50,00%	100,00%
11	3,03%	100,00%
12	27,27%	99,79%
13	73,33%	99,62%
14	0,00%	100,00%
15	9,92%	97,45%
16	0,00%	99,67%
17	0,00%	100,00%
18	7,69%	100,00%
<b>Média</b>	<b>20,13%</b>	<b>99,74%</b>

Imagem 4.32 - Resultados das redes para valores de entrada inalterados

Na segunda abordagem, foram utilizados os mesmos sinais, mas neste caso, um outro tipo de modificação aos mesmos foi feita. No entanto quanto à redução de amostragem, foram utilizados os mesmos processos. Nestes sinais foi feita uma abordagem alternativa ao pré-processamento dos sinais. Assim para a cânula, o sinal foi multiplicado por dois, para aumentar a sua amplitude e foi calculada a sua derivada numa tentativa de inferir a variação do sinal. Por fim o sinal foi passado por uma janela de média móvel para remover variações espontâneas restantes de artefactos. Quanto às bandas foi utilizada derivada da soma das mesmas. A oxigenação teve o mesmo tratamento que no caso anterior. Foram adicionados ainda os sinais do ECG e Pletismógrafo, apenas submetidos a uma janela de média móvel como o mesmo intuito que no último caso em que foi aplicado. O sinal do termistor foi utilizado em conjunto com o da cânula onde se somas as derivas dos mesmos, numa tentativa de inferir apenas a variação do sinal. Os resultados deste método, mais empírico são assim:

Doente	SENSIBILIDADE	ESPECIFICIDADE
1	36,67%	99,62%
2	0,00%	100,00%
3	2,60%	99,36%
4	0,00%	100,00%
5	8,70%	99,26%
6	66,67%	99,83%
7	0,00%	100,00%
8	34,62%	99,81%
9	0,00%	100,00%
10	100,00%	99,84%



11	9,09%	100,00%
12	36,36%	98,97%
13	66,67%	100,00%
14	39,24%	96,81%
15	38,84%	92,36%
16	0,00%	99,84%
17	0,00%	100,00%
18	53,85%	99,65%
<b>Média</b>	<b>27,41%</b>	<b>99,19%</b>

Tabela 4.10- Resultados das redes para valores de entrada com tratamento alternativo

Finalmente e tendo em conta os resultados das árvores de decisão, utilizaram-se apenas na redução da amostragem do sinal de 100Hz para 1 minuto a soma, desvio padrão, entropia e área do sinal. Os sinais utilizados são os mesmos e com a mesma abordagem que foi feito no primeiro caso. Para este caso os resultados são:

Doente	SENSIBILIDADE	ESPECIFICIDADE
1	20,00%	99,42%
2	55,56%	93,40%
3	0,00%	98,50%
4	0,00%	98,83%
5	47,83%	93,53%
6	88,89%	99,01%
7	0,00%	98,17%
8	38,46%	99,62%
9	0,00%	94,98%
10	50,00%	98,54%
11	9,09%	99,49%
12	0,00%	99,59%
13	40,00%	98,66%
14	11,39%	96,23%
15	5,79%	97,66%
16	0,00%	100,00%
17	0,00%	99,50%
18	0,00%	96,85%
<b>Média</b>	<b>20,39%</b>	<b>97,89%</b>

Tabela 4.11 - Resultados das redes para valores de entrada com tratamento de reamostragem alternativo

## 5 DISCUSSÃO DE RESULTADOS

### 5.1 CLASSIFICADOR COM BASE EM LIMIARES (“*THRESHOLD*”)

Olhando para os resultados tanto dos sinais da cânula, termistor bandas ou oximetria salta à vista a grande diferença entre os valores da classificação para os casos em que a correcção ponto a ponto esta presente e ausente. Esta classificação devolve resultados que se podem considerar optimistas tendo em conta a baixa especificidade. Como factor na origem da baixa especificidade está a elevada fragmentação do sinal da classificação, e quando há uma correcção ponto a ponto, qualquer ponto que se encontre dentro de um *Target* positivo vem validar esse mesmo episódio. Este facto inflaciona em certa medida o resultado da sensibilidade, não obstante nem toda a diferença se deve a este facto, e com muita certeza é possível afirmar que este facto contribui para uma subida do valor da sensibilidade, mas não detêm a principal contribuição.

Tendo em conta que se trata de um método de classificação baseado em limiares e com pouco tratamento de ruído os resultados, considere-se uma média de todos os casos e com correcções presentes (descontado de forma empírica a inflação da correcção ponto a ponto) são satisfatórios. Provam que os sinais em causa contêm informação que pode ser utilizada de forma proveitosa na classificação de eventos de apneia, não obstante com estes resultados não são aconselhados.

Deve ser referido também o facto de estarem a ser utilizados dados de todos os doentes, facto que pode estar na base de um erro sistemático. Os valores médios encontram-se adulterados devido a baixos valores de certos doentes, que com indicação das técnicas possuem idades muito altas ou baixas<sup>46</sup>, apneias ligeiras com poucos eventos, não possuem eventos de SAOS ou têm anotações da fraca qualidade da aquisição dos dados ou sinal.

Dado o objectivo do trabalho ser avaliar o melhor sistema de classificação e dado o reduzido tamanho da população em estudo, optou-se por utilizar os dados de todos os doentes em todos os estudos, com a consciência de que a cometer um erro, este seja sistemático e não influencie uma comparação relativa entre os métodos.

---

<sup>46</sup> Abaixo de 3 e acima de 15 anos.

### 5.2 ÁRVORES DE DECISÃO E CLASSIFICADOR DE REGRAS

Dados os resultados da classificação com base em limiares, que no limite podem ser vistos como promissores, optou-se por estudar o comportamento dos mesmos quando classificados numa árvore de decisão. Motivo para utilizar esta abordagem foi ainda o facto de os limiares não integrarem a informação de todos os sinais ao mesmo tempo.

Dados os resultados é possível concluir que um conjunto de sinais, nomeadamente cânula, bandas e oximetria são os que mais peso têm na classificação uma vez encontrarem-se mais frequentemente na base da árvore. Para além disso foi possível concluir também que dos parâmetros utilizados na redução de dimensão (amostragem) dos dados a soma, desvio padrão entropia e área são aqueles que mais importam uma vez serem as variáveis decisivas na grande maioria das classificações e serem elas a ditar as ramificações.

Mais uma vez, e para doentes com idades entre os 3 e 15 anos, apneias graves e muito graves, com um número de apneias relacionadas com SAOS considerado razoável<sup>47</sup>, e dados com boa qualidade os nossos resultados mostram que é possível extrair um conjunto de regras que em conjunto com a classificação de limiares possibilite uma eficaz classificação. Este resultado não foi no entanto testado ou provado, ficando como recomendação para futuros trabalhos.

---

<sup>47</sup> Mais que 5.

# Apneia do Sono

## 5.3 REDES NEURONAIS

Os resultados das redes neuronais são coerentes com aquilo que acontece quando os sinais são classificados com os limiares (sem correção) na medida em que os valores de sensibilidade são praticamente os mesmos, o entanto devolvem uma maior especificidade. Tendo em conta que se está a trabalhar para intervalos de um segundo, e sem qualquer correção de eventos, os resultados são satisfatórios.

Na maioria das referências literárias à utilização desta abordagem, ele tende a classificar registos completos como positivos ou negativos, e isso este classificador também consegue com bastante eficiência. As diferentes abordagens feitas à aplicação das redes provam adicionalmente que os sinais mais importantes no diagnóstico são a cânula, bandas e oximetria.

Dada a elevada sensibilidade, este método pode ser utilizado com sucesso no diagnóstico exclusivo de SAOS para classificação de registos completos, no entanto para classificação de episódios de SAOS em fragmentos de tempo de um segundo revela-se um mau classificador. Aumentando no entanto a janela temporal, prevê-se que a sensibilidade seja consideravelmente melhorada, apesar de não serem apresentados cálculos que justifiquem tal facto.

## 6 CONCLUSÃO

### 6.1 CONCLUSÃO

Conclui-se assim este trabalho, atingindo muito satisfatoriamente todos os objectivos a que no início nos propusemos. Foi criada com sucesso uma Interface Gráfica que possibilita uma eficiente importação, visualização e tratamento dos dados.

Quanto à escolha de um número reduzido de sinais, este também foi alcançado com sucesso e finalmente numa avaliação dos métodos de classificação testados concluiu-se o seguinte:

Os resultados do estudo provam que os sinais tidos em conta são portadores de informação que pode ser utilizada na classificação de SAOS. No entanto e dado os dados serem extraídos com a finalidade de uma classificação qualitativa torna-se extremamente difícil extrair dos mesmo informação que possibilite um outro tipo de classificação mais quantitativa.

A fraca qualidade dos sinais influencia também de forma negativa o desempenho dos tipos de classificadores estudados, bem como a idade do doente e o número de eventos no estudo.

Conclui-se ainda que tanto, métodos de classificação baseados em limiares ou redes têm um desempenho muito parecido, sendo os limiares ligeiramente melhores, dado possibilitarem uma classificação explicável.

Para casos de diagnóstico exclusivo aconselham-se uma abordagem baseada em redes, e apenas para avaliação de registos completos dada a elevada especificidade das mesmas. As árvores de decisão podem devolver bons resultados quando se utilizam as regras que elas devolvem como base de um sistema de classificação baseado em regras, no entanto e esta abordagem não foi avaliada ficando como sugestão para futuros trabalhos.

### 6.2 TRABALHOS FUTUROS

Deixa-se como sugestão para futuros trabalhos uma avaliação do desempenho dos resultados obtidos nas árvores de decisão quando integrados num classificador baseado em regras. O potencial da classificação com base em limiares, integrado com a classificação baseada em árvores de decisão mostra um elevado potencial na classificação de SAOS, devendo assim esta possibilidade ser explorada.

A construção de um mecanismo de detecção de artefactos no sinal, seria também algo a ter em conta. Um método capaz de identificar artefactos no sinal iria certamente melhorar em muito o desempenho de um classificador.

A criação de um método de normalização dos sinais, uma vez estes serem adquiridos com finalidade de uma classificação qualitativa, as suas características, principalmente a amplitude não se encontra normalizada. Este facto condiciona em larga medida os resultados e a criação de um método que consiga satisfatoriamente normalizar o sinal melhorará decerto o resultado do classificador.

Finalmente e se possível, sugere-se a utilização de um sistema de aquisição de dados paralelo ao registo de polissonografia, registo este com uma recolha dos sinais de forma quantitativa e normalizada. Este seria o maior contributo para uma eficiente classificação do sinal.

## BIBLIOGRAFIA

**Akay Metin** Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering [Book]. - Hoboken, New Jersey : John Wiley & Sons, Inc., 2006.

**American Thoracic Society** Cardiorespiratory sleep studies in children: establishment of normative data and polysomnographic predictors of morbidity [Journal] // American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine. - 1999. - pp. 1381-1387.

**American Thoracic Society** Standards and indications for cardiopulmonary sleep studies in children. American Thoracic Society. [Journal] // American Thoracic Society Journal. - 1996. - pp. 153: 866-878.

**Ayappa Indu [et al.]** Non-Invasive Detection of Respiratory Effort-Related Arousals (RERAs) by a Nasal Cannula/Pressure Transducer System [Journal] // SLEEP. - 2000. - p. 1.

**Balbani Aracy Pereira Silveira [et al.]** Pediatras e os distúrbios respiratórios do sono na criança [Journal] // Revista da Associação Médica Brasileira. - 2005. - pp. 80-86.

**Bell Charlotte [et al.]** Infant Apnea Detection after Heiniorrhaphy [Journal] // Journal of Clinical Anesthesia. - 1995. - pp. 219-223.

**Carskadon Mary A. [et al.]** Respiration During Sleep in Children [Journal] // West J Med. - 1978. - p. 128:477481.

**Cattivelli Federico S.** Noninvasive Cuffless Estimation of Blood Pressure from Pulse Arrival Time and Heart Rate with Adaptive Calibration [Journal] // Body Sensor Networks. - 2009. - p. 1.

**Conrad Iber [et al.]** The AASM Manual for the Scoring of Sleep and Associated Events [Book]. - WestChester : American Academy of Sleep Medicine, 2007.

**David N. F. Fairbanks Samuel A. Mickelson, B. Tucker Woodson** Snoring and obstructive sleep apnea [Book Section] // Snoring and obstructive sleep apnea. - Philadelphia : Lippincott Williams & Wilkins, 2003.

**De Chazall P.** Automatic classification of sleep apnea epochs using the electrocardiogram [Journal] // Computers in Cardiology. - 2000. - pp. 745-748.

**Drinnan M.** Detection of sleep apnoea from frequency analysis of heart rate variability [Journal] // Computers in Cardiology. - 2000. - pp. 259-262.

**Eliot S. Katz Janita Lutz, Cheryl Black, Carole L. Marcus** Pulse Transit Time as a Measure of Arousal and Respiratory Effort in Children with Sleep-Disordered Breathing [Journal] // Pediatric Research. - 2003. - pp. 580-581.

**Epstein Matthew D., Chicoine Sheryl A. and Hanumara R. Choudary** Detection of Upper Airway Resistance Syndrome Using a Nasal Cannula/Pressure Transducer [Journal] // Chest. - 2000. - pp. 1073-1077.

**Foo Jon Yong A.** Pulse Transit Time in Pediatric Respiratory Sleep Studies. [Journal] // Med Eng Phys. - 2007. - pp. 17-25.

**Foo Jong Yong A.** Pulse transit time in paediatric respiratory sleep studies [Journal] // Medical Engineering & Physics. - 2007. - pp. 17-25.

**Gaultie C., Praud J.P. and Canet E.** Paradoxical inward rib cage motion during rapid eye movement sleep in infants cage motion during rapid eye movement sleep in infants [Journal] // Dev Physiol. - 1987. - pp. 391-397.

**Gil Eduardo** Detección de microdespertares durante el sueño a partir de la señal fotopletoislográfica [Journal] // CASEIB. - 2004. - pp. 207-210.

**Gil Eduardo** Heart Rate Variability during Pulse Photoplethysmography Decreased Amplitude Fluctuations and its correlation with Apneic Episodes [Journal] // Computers in Cardiology. - 2006. - pp. 165-168.

**Gil Eduardo** Pulse Photoplethysmography Amplitude Decrease Detector for Sleep Apnea Evaluation in Children [Journal] // Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. - 2005. - p. 1.

**Gil Eduardo, Vergara Jose Maria and Laguna Pablo** Detection of decreases in the amplitude fluctuation of pulse photoplethysmography signal as indication of obstructive sleep apnea syndrome in children [Journal] // Biomedical Signal Processing and Control. - 2008. - pp. 267-277.

**Guilleminault C.** Cyclical variation of the heart rate in sleep apnea syndrome. Mechanism and usefulness of 24 h electrocardiography as a screening technique. [Journal] // The Lancet. - 1984. - pp. 126-131.

**H. Sheldon Stephen** Principles and practice of pediatric sleep medicine [Book]. - USA : Elsevier Inc., 2005.

**Hosselt Jean-Jaques [et al.]** Detection of Flow Limitation with a Nasal Cannula/Pressure Transducer System [Journal] // AM J RESPIR CRIT CARE MED. - 1998. - pp. 1461-1467.

**Jarvis M. and Mitra P.** Apnea patients characterized by 0.02 Hz peak in the multitaper spectrogram of electrocardiogram signals [Journal] // Computers in Cardiology. - 2000. - pp. 769-772.

**Julia A. McMillan Ralph D. Feigin, Catherine DeAngelis, M. Douglas Jones** Oski's pediatrics [Book Section] // principles & practice. - Philadelphia : Lippincott Williams & Wilkins, 2006.



**Katz Eliot S. and Marcus Carole L.** PRINCIPLES AND PRACTICE OF PEDIATRIC SLEEP MEDICINE [Book Section] // PRINCIPLES AND PRACTICE OF PEDIATRIC SLEEP MEDICINE / book auth. Sheldon Stephen H., R Feber and MH Krygen. - New York : Elsevier Health Sciences, 2005.

**Kermit Martin [et al.]** Treatment of obstructive sleep apnea syndrome by monitoring patients airflow signals [Journal] // Pattern Recognition Letters. - 2000. - pp. 277-281.

**Kohyama J. [et al.]** Asynchronous breathing during sleep [Journal] // Arch Dis Child. - 2001. - pp. 174-177.

**Kushida Celeste A.** Obstrutive Sleep Apnea Diagnosis and treatment [Book]. - New York : Informa Healthcare, 2007.

**Kushida Cleste A.** Obstructive Sleep Apnea [Book Section] // Diagnosis and Treatment. - New York : Informa Health Care, 2007.

**Madani Mansoor and Madani Farideh** Definitions, Abbreviations, and Acronyms of Sleep Apnea [Journal] // SNORING AND SLEEP APNEA: AN ILLUSTRATED GUIDE FOR DIAGNOSIS. - 2007. - pp. 70-71.

**Madeiro J. P.** Algoritmo para Análise de Variabilidade da Frequência Cardíaca no Domínio Temporal: Métodos Estatísticos e Geométricos. [Journal] // Congresso Brasileiro de Informática em Saúde (CBIS): Anais do XCBIS-Congresso Brasileiro de Informática em Saúde. - 2006. - p. 1.

**Maier C.** Recognition and quantification of sleep apnea by analysis of heart rate variability parameters [Journal] // Computers in Cardiology. - 2000. - pp. 741-744.

**Marcos J. Víctor [et al.]** Single layer network classifiers to assist in the detection of obstructive sleep apnea syndrome from oximetry data [Journal] // 30th Annual International IEEE EMBS Conference. - 2008. - p. 1.

**Marcus C.L. [et al.]** Normal polysomnographic values for children and adolescents. [Journal] // American Review of Respiratory Disease. - 1992. - p. 9.

**Mcnames J. and Fraser A.** Obstructive sleep apnea classification based on spectrogram patterns in the electrocardiogram [Journal] // Computers in Cardiology. - 2000. - pp. 749-752.

**Motto Alexis L. [et al.]** Automated Estimation of the Phase Between Thoracic and Abdominal Movement Signals [Journal] // TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING. - 2005. - p. 1.

**Ng Andrew Keong [et al.]** Could formant frequencies of snore signals be an alternative means for the diagnosis of obstructive sleep apnea? [Journal] // Sleep Medicine. - 2008. - pp. 894-898.

**Pan Jiapu and Tompkins Willis J.** A real-time QRS detection algorithm [Journal] // Trans. Biomed. Eng.. - 1985. - pp. 230-236.

- Patrick Sorenson** Pediatric polysomnography [Journal] // Sleep Review. - 2001. - p. 1.
- Penzel T.** Systematic comparison of different algorithms for apnoea detection based on electrocardiogram recordings [Journal] // Med. Biol. Eng. Comput. - 2002. - pp. 402-407.
- Pharmaceutical Press** Medicines Complete [Online]. - 01 01 2006. - 2010 08 09. - [www.medicinescomplete.com/mc/clarke/2009/CLKI016.htm?q="electroencephalogram"&t=search&ss=text&p=1#\\_hit](http://www.medicinescomplete.com/mc/clarke/2009/CLKI016.htm?q=).
- Pitson D.** Use of pulse transit time as a measure of inspiratory effort in patients with obstructive sleep apnoea [Journal] // Eur Respir J. - 1995. - pp. 1669-1674.
- Respironics** Introduction to Diagnostic Equipement for Sleep tecnologist [Book]. - Monroeville : Respironics, 2008.
- Richardson mark A. and Friendman Norman R.** Clinicaian's guide to pediatric sleep disorders [Book Section] // Clinicaian's guide to pediatric sleep disorders. - New York : Informa Healthcare USA, 2007.
- Roche F.** Screening of Obstructive Sleep Apnea Syndrome by Heart Rate Variability Analysis [Journal] // Circulation. - 1999. - pp. 1411-1415.
- S. Gaspar C. Moreno, L. Menna-Barreto** Os plantões médicos, o sono e a ritmicidade biológica [Journal] // Revista da Associação Médica Brasileira. - 1988. - p. 1.
- Schechter Michael S.** Technical Report: Diagnosis and Management of Childhood Obstructive Sleep Apnea Syndrome [Journal] // Pediatrics. - 2002. - p. 109.
- Schrader M.** Detection of sleep apnea in single channel ECGs from the PhysioNet data base [Journal] // Computacional Cardiology. - 2000. - pp. 263-266.
- Series Frederic [et al.]** Utility of Nocturnal Home Oximetry for Case Finding in Patients with Suspected Sleep Apnea Hypopnea Syndrome [Journal] // Annals of Internal Medicine. - 1993. - p. 1.
- Shapiro S. S. and Wilk M. B.** An analysis of variance test for normality (complete samples) [Journal]. - [s.l.] : Biometrika, 1965. - Vol. 52.
- Shinar Z.** Obstructive sleep apnea detection based on electrocardiogram analysis [Journal] // Computers in Cardiology. - 2000. - pp. 757-760.
- Shouldice R. B.** Detection of obstructive sleep apnea in pediatric subjects using surface lead electrocardiogram features [Journal] // Sleep. - 2004. - pp. 784-792.
- Tian J.Y. and Liu J.Q.** Apnea Detection Based on Time Delay Neural Network [Journal] // Engineering in Medicine and Biology. - 2005. - pp. 1-4.

**Trang Ha, Leske Vivian and Gaultier Claude** Use of Nasal Cannula for Detecting Sleep Apneas and Hypopneas in Infants and Children [Journal] // Am J Respir Crit Care Med. - 2002. - pp. 464–468.

**Ulie Shimrit [et al.]** Normal Polysomnographic Respiratory Values in Children and Adolescents [Journal] // Chest. - 2004. - p. 1.

**V. Grillier-Lanoir [et al.]** Sleep Breathing Disorders: New perspectives for the Diagnosis [Journal] // Tyco Healthcare. - 2002. - p. 1.

**Vavrina J.** Computer assisted pulse oximetry for detecting children with obstructive sleep apnea syndrome [Journal] // International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology. - 1995. - pp. 239-248.

**Yin Min [et al.]** A preliminary study on application of portable monitoring for diagnosis of obstructive sleep apnea [Journal] // Auris Nasus Larynx. - 2005. - pp. 151–156.