

**Universidade Federal de Itajubá  
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica**

**SISTEMA PARA DETECÇÃO  
AUTOMÁTICA DE EVENTOS DE  
RONCO, APNÉIA E MOVIMENTO  
PERIÓDICO DE PERNAS EM EXAMES  
DE PSG**

**Guilherme da Cunha Fonseca**

**Itajubá, Agosto de 2011**

**Universidade Federal de Itajubá**

**Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica**

**SISTEMA PARA DETECÇÃO  
AUTOMÁTICA DE EVENTOS DE  
RONCO, APNÉIA E MOVIMENTO  
PERIÓDICO DE PERNAS EM EXAMES  
DE PSG**

**Guilherme da Cunha Fonseca**

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica como parte dos requisitos para obtenção do Título de Mestre em Ciências em Engenharia Elétrica.

Área de Concentração: Automação e Sistemas Elétricos Industriais

Orientador: Prof. Dr. Luiz Eduardo Borges da Silva

Co-orientador: Prof. Dr. Germano Lambert Torres

**Itajubá, Agosto de 2011**

*Aos meus pais, João e Luzia,  
minha Esposa Patrícia,  
meu irmão Gustavo  
e meus Avós.*

## **AGRADECIMENTOS**

Primeiramente, gostaria de agradecer a Deus por todas as graças, proteção e suporte que sempre me proporcionou.

Ao meus pais João Ev. C. Fonseca e Luzia Ap. S. C. Fonseca por toda confiança e apoio em cada decisão tomada e os sábios ensinamentos que sempre me ajudaram nos momentos de dificuldade.

Em especial à minha esposa Patrícia Brandão Fonseca pela paciência, carinho e auxílio, pois sem seu suporte este trabalho não seria possível.

Ao meu amigo Prof. MSc. André Bernardi pela importante ajuda no desenvolvimento deste trabalho.

Aos meus orientadores Prof. Dr. Luiz Eduardo Borges da Silva e Prof. Dr. Germano Lambert Torres, por acreditarem em meu potencial desde o início de nossos trabalhos.

À Universidade Federal de Itajubá pelo apoio durante a realização deste trabalho.

Às empresas Neurovirtual e MITS e suas equipes pela disponibilização de material e fundamental auxílio no desenvolvimento e validação dos métodos.

# RESUMO

**FONSECA, G. C. (2011), SISTEMA PARA DETECÇÃO AUTOMÁTICA DE EVENTOS DE RONCO, APNÉIA E MOVIMENTO PERIÓDICO DE PERNAS EM EXAMES DE PSG, Itajubá. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Universidade Federal de Itajubá.**

**Orientador:** Prof. Dr. Luiz Eduardo Borges da Silva

**Co-Orientador:** Prof. Dr. Germano Lambert Torres

**Área de Concentração:** Automação e Sistemas Elétricos Industriais

**Palavras-chave:** Polissonografia (PSG), Ronco, Apnéia, Movimentação Periódica das Pernas (MPP).

**Número de Páginas:** 90

O sono é um estado de baixa consciência e redução drástica do metabolismo necessário para a sobrevivência saudável de todos os indivíduos. Com a rotina cada vez mais agitada proporcionada pelo estilo de vida dos grandes centros, o tempo reservado para o descanso está cada vez mais escasso. Resultado disso é o grande número de pessoas que são diagnosticadas com algum distúrbio de sono após a realização de uma Polissonografia (PSG). Neste trabalho foi proposto o desenvolvimento de um sistema automático de detecção de alguns distúrbios do sono (Apnéia, Movimentação Periódica das Pernas e Ronco) em exames de PSG. O método desenvolvido foi validado em 30 exames de PSG distintos alcançando sucesso superior a 75% nas detecções dos distúrbios.

# ABSTRACT

**FONSECA, G. C. (2011)**, AUTOMATED DETECTION SYSTEM OF SNORE, APNEA AND PERIODIC LIMB MOVEMENTS EVENTS IN PSG STUDIES, Itajubá. MSc. Dissertation – Federal University of Itajubá.

**Advisor:** Prof. Dr. Luiz Eduardo Borges da Silva  
**Co-Advisor:** Prof. Dr. Germano Lambert Torres  
**Concentration Area:** Automation and Industrial Electric Systems  
**Key words:** Polisomnography (PSG), Snore, Apnea, Periodic Limb Movement (PLM).  
**Number of Pages:** 90

Sleep is a state of low consciousness and low metabolic rates, vital to the maintenance of health for every human. Following the growth of cities, human life styles have changed, reducing the sleep period and, consequentially, generating numerous disorders that decrease sleep efficiency. Some of these disorders could be diagnosed by the Polysomnography (PSG) exam. In this work we proposed a method to perform automatic scoring of some sleep disorders (Snoring, Apnea and Periodic Limb Movement) in PSG. We evaluated the method applying it to 30 different PSG Signals and reaching over 75% success rate in the scoring results.

# SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO .....	13
1.1	Conteúdo e Desenvolvimento do Trabalho .....	14
2	FUNDAMENTAÇÃO FISIOLÓGICA .....	15
2.1	O Sono .....	15
2.1.1	Os Estágios de Sono .....	15
2.2	Os Distúrbios de Sono .....	19
2.2.1	Apnéia Obstrutiva do Sono .....	20
2.2.2	Movimento Periódico de Pernas.....	23
2.2.3	Ronco.....	24
2.3	Consequências Relacionadas aos Distúrbios do Sono .....	25
2.4	Os Tratamentos mais comuns para os Distúrbios de Sono .....	26
2.5	O Exame de Polissonografia.....	29
2.5.1	Suas características básicas.....	29
2.5.2	Os sinais de interesse .....	32
3	ALGORITMOS PROPOSTOS PARA DETECÇÃO DOS DISTÚRBIOS DE SONO .....	45
3.1	Os Algoritmos de Referência.....	45
3.1.1	Algoritmo de Supressão de Silêncio por Energia .....	46
3.1.2	Algoritmo de Supressão de Silêncio por ZCR .....	48
3.1.3	Algoritmo de Supressão de Silêncio pela Energia e ZCR .....	50
3.2	A Concepção do Algoritmo Geral para Detecção.....	52
3.2.1	As Características dos Sinais em Análise .....	52
3.2.2	O Algoritmo Geral para Detecção .....	55
3.3	Modificações no Algoritmo Geral para Detecção de cada Distúrbio .....	59
3.3.1	Detecção dos Eventos de Apnéia .....	59
3.3.2	Detecção dos Eventos de Movimento de Pernas.....	61
3.3.3	Detecção dos Eventos de Ronco .....	63
4	RESULTADOS EXPERIMENTAIS .....	66

4.1	O Sistema de Aquisição de Dados .....	66
4.2	Os Sinais Utilizados para Validação.....	68
4.3	Análise dos Resultados Experimentais .....	69
4.3.1	Resultados Obtidos para a Detecção de Apnéia .....	70
4.3.2	Resultados Obtidos para a Detecção de Movimento de Pernas.....	73
4.3.3	Resultados Obtidos para a Detecção de Ronco .....	76
5	CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS .....	79
5.1	Conclusões .....	79
5.2	Trabalhos Futuros .....	81
6	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	82
7	APÊNDICES .....	86
7.1	Apêndice A .....	86



# LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Comportamento das ondas cerebrais durante os estágios de sono[modificado de 10].	17
Figura 2 - Obstrução da passagem de ar durante evento de apnéia [20].	21
Figura 3 – Síndrome da Movimentação Periódica das Pernas [21].	23
Figura 4 - Obstrução parcial da passagem de ar durante o ronco [modificado de 20].	24
Figura 5 - Paciente pronto para a realização de uma polissonografia [modificado de 10].	30
Figura 6 - Software para registro e análise de polissonografia [29].	30
Figura 7 - Gráfico típico com os parâmetros de um exame de polissonografia [29].	31
Figura 8 - Posicionamento dos eletrodos no sistema 10-20 [10].	33
Figura 9 – Gráfico de hipnograma evidenciando os estágios de sono e a saturação de oxi-hemoglobina [29].	33
Figura 10 - Posicionamento dos eletrodos de EOG [modificado de 10].	34
Figura 11 - Padrão de sinais capturados pelos eletrodos de EOG [10].	34
Figura 12 - Posicionamento dos eletrodos de EMG. [modificado de 10].	35
Figura 13 - Sensores de fluxo térmico para estudos adultos, pediátricos e neo-natais [10].	36
Figura 14 - Posicionamento dos termistores no paciente [modificado de 10].	36
Figura 15 – Exemplo de sinal do fluxo respiratório gerado pelo termistor [modificado de 10].	37
Figura 16 - Colocação da cânula de pressão [10].	37
Figura 17 - Cânula de Pressão [10].	38
Figura 18 – Exemplos de sinais do fluxo ar capturado pela cânula e termistor. [modificado de 10].	38
Figura 19 - Cintas e Posicionamento dos sensores. [modificado de 10].	39
Figura 20 - Exemplo do microfone para detecção de ronco e seu posicionamento [modificado de 10].	40
Figura 21 - Exemplos do sensor e posicionamento do piezoelétrico [modificado de 10].	40
Figura 22 - Posicionamento dos Eletrodos de ECG [modificado de 10].	41
Figura 23 - Sensor de Posicionamento Corpóreo, [modificado de 10].	42

Figura 24 - Posionamento dos sensores de movimentação de pernas [modificado de 10]. .....	42
Figura 25 - Sensor de Oximetria [10].	43
Figura 26 - Princípio de funcionamento do oxímetro [modificado de 10].	43
Figura 27 - Fluxograma do algoritmo de supressão de silêncio pela energia [modificado de 30].	47
Figura 28 - Fluxograma do algoritmo de supressão de silêncio pela ZCR [modificado de 30].	49
Figura 29 - Fluxograma do algoritmo resultado da junção dos métodos da energia e ZCR [modificado de 30].	51
Figura 30 - Sinal do fluxo respiratório do termistor [10].	53
Figura 31 - Sinal do fluxo respiratório da cânula de pressão [10].	53
Figura 32 - Sinais do fluxo respiratório dos dois sensores [10].	53
Figura 33 - Sinal de Ronco capturado pelo piezoelétrico [modificado de 10].	54
Figura 34 - Sinal da movimentação das pernas capturado pelos sensores de miografia [modificado de 10].	54
Figura 35 - Similaridade entre os sinais de Ronco e MPP [modificado de 10].	55
Figura 36 - ZCR do sinal de fluxo respiratório [modificada de 10].	56
Figura 37 - Fluxograma do algoritmo geral para detecção de distúrbios de sono [37].	58
Figura 38 - Duração Apnéia.	59
Figura 39 - Linhas de Base Apnéia.	60
Figura 40 - Fluxograma Apnéia.	61
Figura 41 - Duração MP.	62
Figura 42 - Intervalo entre eventos de MP.	62
Figura 43 - Fluxograma algoritmo MPP.	63
Figura 44 - Limites Ronco.	64
Figura 45 - Fluxograma Algoritmo de Detecção dos Eventos de Ronco	65
Figura 46 - Diagrama de Blocos Sistema de Captura dos Dados	67
Figura 47 - Exemplo de eventos de Apnéia identificados pelo sistema.	70
Figura 48 - Exemplo de eventos de Apnéia identificados pelo sistema.	71
Figura 49 - Exemplo de eventos de Apnéia identificados pelo sistema.	71
Figura 50 - Exemplos de Falsos Positivos (Verde) para eventos de Apnéia.	71
Figura 51 - Exemplos de Falsos Negativos (Vermelho) para eventos de Apnéia.	71
Figura 52 - Exemplos de Falsos Positivos (Verde) para eventos de Apnéia.	72

Figura 53 - Exemplo de eventos de MP (cinza escuro) e MPP (cinza claro) identificados. ....	73
Figura 54 - Exemplo de eventos de MP (cinza escuro) e MPP (cinza claro) identificados .....	73
Figura 55 - Exemplo de eventos de MP (cinza escuro) e MPP (cinza claro) identificados .....	74
Figura 56 - Exemplos de Falsos Positivos (Verde) e Falsos Negativos (Vermelho) para eventos de MPP. ....	74
Figura 57 - Exemplos de Falsos Positivos (Verde) e Falsos Negativos (Vermelho) para eventos de MPP. ....	74
Figura 58 - Exemplos de Falsos Positivos (Verde) e Falsos Negativos (Vermelho) para eventos de MPP. ....	74
Figura 59 - Exemplo de Eventos de Ronco identificados pelo sistema. ....	76
Figura 60 - Exemplo de Eventos de Ronco identificados pelo sistema .....	76
Figura 61 - Exemplo de Eventos de Ronco identificados pelo sistema. ....	76
Figura 62 - Exemplos de Falsos Negativos (Vermelho) para eventos de Ronco. ....	77
Figura 63 - Exemplos de Falsos Positivos (Verde) e Falsos Negativos (Vermelho) para eventos de Ronco. ....	77
Figura 64 - Exemplos de Falsos Positivos (Verde) e Falsos Negativos (Vermelho) para eventos de Ronco. ....	77

# LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Parâmetros utilizados para a detecção de eventos de Apnéia [4], [37]. .....	59
Tabela 2 - Parâmetros utilizados para a detecção dos movimentos de perna [4], [37]. .	62
Tabela 3 - Parâmetros utilizados para a detecção de eventos de Ronco [32] [37]. .....	64
Tabela 4 - Resultados da detecção de eventos de Apnéia nos 30 exames.....	72
Tabela 5 - Resultados total da detecção de eventos de Apnéia em 30 exames diferentes. .....	73
Tabela 6 - Resultados da detecção de eventos de MPP em 30 exames. ....	75
Tabela 7 - Resultados total da detecção de eventos de MPP em 30 exames diferentes.	75
Tabela 8 - Resultados da detecção de eventos de Roncos nos 30 exames. ....	78
Tabela 9 - Resultados totais da detecção de eventos de Roncos nos 30 exames.....	78
Tabela 10 - Resultados gerais dos algoritmos de detecção. ....	80
Tabela 11 – Sensibilidade e Especificidade dos algoritmos de detecção. ....	80

# 1 INTRODUÇÃO

O sono é um estado de baixa consciência e redução significativa do metabolismo necessário para a sobrevivência saudável de todos os indivíduos. Neste estado, o cérebro se torna relativamente mais responsivo aos estímulos internos do que aos externos, mas mantém sua taxa de atividade. O sono normal é caracterizado pela queda da temperatura corporal, da taxa respiratória, da pressão arterial e de outras funções do organismo [1]. Durante o sono, ocorrem quatro estágios: três referentes ao sono de ondas lentas ou NREM (estágios 1, 2 e 3) quando as ondas cerebrais são de grande amplitude e de baixa frequência; e o sono com movimentos rápidos dos olhos ou REM, quando apesar de a pessoa estar dormindo, os olhos realizam movimentos rápidos [2]. Para que o sono seja reparador é necessário que ocorram, durante cada noite, cerca de quatro a seis passagens por cada um desses estágios, sendo necessário de 70 a 120 minutos para completar cada ciclo.

Alguns fatores comprometem a qualidade do sono e geram graves consequências para o indivíduo. Dentre esses fatores, pode-se destacar a apnéia do sono, os roncos e a Movimentação Periódica das Pernas (MPP). O ronco é definido como um ruído predominantemente inspiratório causado pela obstrução parcial das vias respiratórias superiores, dificultando a passagem do ar durante o sono. O ronco geralmente é a manifestação inicial de um problema mais sério que é a apnéia do sono [3]. A apnéia do sono consiste na redução da taxa respiratória durante o sono em pelo menos 90%, por mais de 10 segundos, não chegando, na maioria das vezes, a despertar o indivíduo, mas tornando o sono mais superficial e menos reparador [4], [1]. A movimentação periódica das pernas é um distúrbio neurológico em que a pessoa relata uma alteração de sensibilidade ou um desconforto nas pernas no início do sono, levando a movimentos involuntários e fragmentação do sono [5]. Todos esses distúrbios podem ser diagnosticados através do exame de polissonografia.

O comprometimento da qualidade do sono acarreta diversas consequências ao organismo. O sistema geralmente mais afetado é o cardiovascular, podendo ocorrer desde hipertensão até insuficiência cardíaca congestiva. No entanto, outros sistemas também afetados são o respiratório, digestivo e urinário [1], [6]. Além disso, são

frequentes os problemas de memória, a redução da concentração e da efetividade no trabalho e os acidentes de trânsito causados por motoristas que dormem ao volante.

Neste trabalho é proposta uma abordagem diferenciada para a detecção automática das ocorrências de ronco, apnéia e movimento periódico de pernas. Eventos estes que figuram dentre os mais comuns distúrbios de sono presentes nos exames de Polissonografia.

## **1.1 Conteúdo e Desenvolvimento do Trabalho**

O segundo capítulo deste trabalho, **FUNDAMENTAÇÃO FISIOLÓGICA**, trata dos fundamentos biológicos e da caracterização do procedimento de polissonografia e seus sinais de interesse, os quais serão analisados neste trabalho. Além disso, também uma breve explanação a respeito dos principais problemas relacionados a privação de sono e quais são os tratamentos mais comuns para eliminar alguns dos distúrbios de sono.

O terceiro capítulo, **ALGORITMOS PROPOSTOS PARA DETECÇÃO DOS DISTÚRBIOS DE SONO**, discorre sobre as técnicas base que fomentaram o desenvolvimento dos algoritmos de detecção propostos nesse trabalho. Também será abordado nesse capítulo uma análise da morfologia dos sinais de interesse para esse trabalho e, por fim, demonstrará como foram desenvolvidos os métodos de detecção automática dos distúrbios de sono de interesse deste trabalho.

Já no quarto capítulo, **RESULTADOS EXPERIMENTAIS**, são apresentados os resultados obtidos após a aplicação dos algoritmos em uma gama de 30 exames de polissonografia, de modo a corroborar a eficácia dos métodos desenvolvidos.

Por fim, no quinto capítulo, **Conclusões e Trabalhos Futuros**, são evidenciadas as considerações finais do trabalho, bem como as sugestões para novos trabalhos.

## 2 FUNDAMENTAÇÃO FISIOLÓGICA

### 2.1 O Sono

O sono é um estado de baixa consciência e redução significativa do metabolismo necessário para a sobrevivência saudável de todos os indivíduos. Neste estado, o cérebro se torna relativamente mais responsivo aos estímulos internos do que aos externos, mas mantém sua taxa de atividade [1]. Durante o sono, o indivíduo permanece imóvel, ou com alguns movimentos involuntários, automáticos e sem propósito definido. A reatividade aos diversos estímulos é reduzida ou abolida, principalmente em estados de sono mais profundo. A pessoa mantém-se com os olhos fechados ou entreabertos, sem interação efetiva com o ambiente. Sendo assim, o sono pode ser comparado ao coma de menor profundidade e com reversão espontânea mais ou menos programada [7].

Ainda não foi estabelecida exatamente qual a real função do sono, mas sabe-se que todas as funções do cérebro e do restante do organismo são influenciadas pela alternância da vigília com o sono, o que constitui o ciclo sono-vigília. O sono pode ser considerado um fenômeno ativo, durante o qual ocorre um aumento notável da frequência de descarga dos neurônios, podendo sobrepujar os níveis observados em vigília tranquila [8].

Até pouco tempo o conhecimento sobre o sono era bastante restrito tanto pela falta de interesse, quanto pela limitação de métodos para seu estudo. A evolução do conhecimento sobre o sono se deu a partir do uso do eletroencefalograma e, posteriormente, da polissonografia. Graças à polissonografia, reconhece-se hoje que o sono é constituído pela alternância cíclica de dois padrões fundamentais: sem movimento rápido de olhos (NREM) e com movimento rápido de olhos (REM) [7], [8], [9]. Além disso, com o maior estudo desse evento fisiológico passou-se a entender sua função e os riscos de suas condições patológicas.

#### 2.1.1 Os Estágios de Sono

O sono NREM corresponde a 75 a 80% do tempo do sono total e pode ser dividido em quatro estágios distintos que se alternam, juntamente com o estágio REM, de forma cíclica e com durações variáveis. Na transição com a vigília, geralmente ocorre o

estágio 1 do sono NREM, com duração de 1 a 7 minutos [8], [9], período denominado início do sono. Neste estágio, o sono é leve podendo ser interrompido com poucos estímulos. As ondas alfa (8 a 13 hertz) detectadas no Eletroencefalograma (EEG) em vigília começam a se fragmentar, surgindo ondas teta (4 a 7 hertz) e beta (14 a 25 hertz) [7], [9]. O estágio 2 é sinalizado no EEG pela presença de fusos de sono e pelos complexos K. Corresponde a 45 a 55% do tempo total de sono, sendo mais difícil acordar o indivíduo nesta fase [7], [8], [9]. O estágio 3, caracterizado pela presença de ondas delta (< 3,5 hertz) em 20 a 50% do traçado de EEG, tem curta duração, servindo de transição para o estágio 4 [7], [8]. O estágio 4 apresenta ondas delta em mais de 50% do EEG, sendo a fase mais profunda do sono. Dura cerca de 20 a 40 minutos havendo, em seguida, um retorno para fases mais superficiais. Neste momento, podem ocorrer movimentos corporais e um episódio de sono REM [7], [8].

Em termos gerais, o sono NREM apresenta as seguintes características: relaxamento muscular com manutenção do tônus, progressiva redução dos movimentos corporais, aumento progressivo das ondas lentas no EEG, ausência de movimentos oculares rápidos, respiração e eletrocardiograma regulares [7].

O sono REM, também chamado de sono paradoxal ou dessincronizado, corresponde a 20 a 25 % do tempo total de sono. Nesta fase, o EEG exibe as chamadas ondas em dente de serra, com atividade rítmica rápida na faixa delta a teta. Trata-se de um estágio profundo do sono, sendo difícil despertar o indivíduo. Este apresenta hipotonia ou atonia muscular, no entanto, com movimentos oculares rápidos, movimentos corporais erráticos principalmente de face e membros e possível emissão de sons. A atividade metabólica encontra-se aumentada, com respiração e eletrocardiograma irregulares. É nesta fase que ocorrem os sonhos [7], [9].

Os estados NREM e REM se alternam em períodos de cerca de 90 minutos, ocorrendo cerca de seis vezes por noite. No decorrer do período de sono, os episódios de sono REM vão se tornando cada vez mais longos, enquanto os estágios 3 e 4 do sono NREM tendem a encurtar, podendo desaparecer nos últimos ciclos, quando predomina o estágio 2 [7], [8], [9]. A Figura 1 mostra os estágios do sono e seus respectivos padrões de sinais cerebrais característicos.



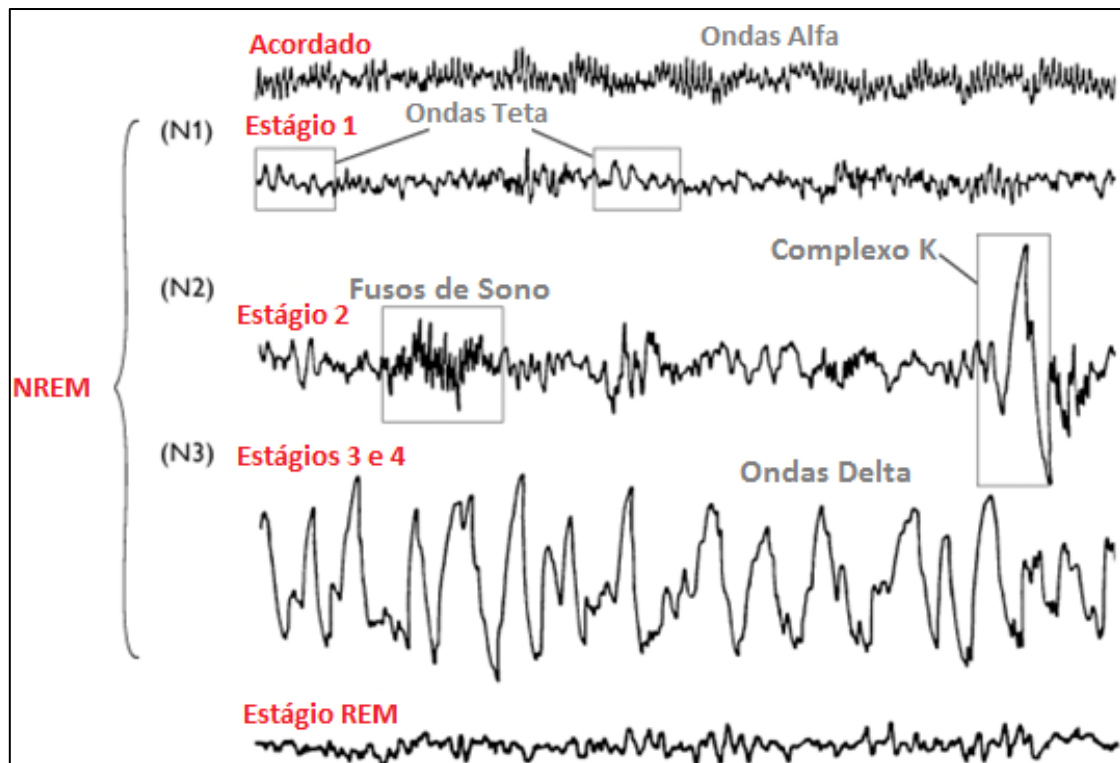


Figura 1 - Comportamento das ondas cerebrais durante os estágios de sono[modificado de 10].

Algumas intromissões de vigília podem ocorrer durante o sono normal na forma de despertares breves, somando 30 a 60 minutos por noite. Nesses episódios, não se recupera a consciência ou a memória, mas é quando ocorrem as trocas de posição durante o sono [8].

O tempo e o padrão do sono se modificam muito nas diversas fases da vida. Os recém-nascidos apresentam períodos de 3 a 4 horas de sono contínuo intercalados com 1 hora de vigília, totalizando cerca de 16 horas de sono por dia. A alternância dos estágios de sono tem duração de 50 a 60 minutos e o ciclo se inicia em sono REM. A partir dos 3 meses de idade, o sono passa a se iniciar em NREM e o bebê passa a dormir a noite toda, com cerca de dois cochilos durante o dia. Essa mudança é progressiva, se consolidando por volta de um ano de vida. Com cerca de 3 anos, é atingido o percentual adulto de sono REM e a partir de 5 anos, não ocorrem mais períodos de sono diurno. Na adolescência tende a ocorrer uma redução do sono noturno para cerca de 7 horas, com início do sono em horários mais avançados. Nos idosos, o sono passa a ser fragmentado, quando se passa mais tempo na cama, mas menos tempo dormindo [9], [11].

O ciclo sono-vigília apresenta ritmo circadiano influenciado por diversos elementos internos e externos, o que permite ao indivíduo adequar seu ciclo ao ciclo noite-dia da

terra [1], [7]. Os elementos externos que mais influenciam o ciclo são a luz solar e os sons, como ruídos de carros e o canto dos pássaros. Os fatores internos que regulam o ciclo são predominantemente hormonais e neurais.

Considera-se que a vigília seja gerada e mantida de acordo com a ativação de feixes neurais denominados sistema ativador reticular ascendente. Esses sistemas localizam-se no tronco encefálico, tálamo, hipotálamo e prosencéfalo basal, utilizando diversos neurotransmissores para a sua ativação [1]. Um dos centros encefálicos mais importantes para que ocorra a sincronização sono-vigília é o núcleo supra-óptico localizado no hipotálamo anterior. Essa área recebe impulsos luminosos vindos da retina, sendo a luz um dos fatores que controlam a ativação deste centro. A glândula pineal recebe estímulos do núcleo supra-quiasmático e secreta melatonina, um neuro-hormônio que atua na cronobiologia sono-vigília. A melatonina tem seu pico de secreção no início da noite, coincidindo com o início da sensação de sono [7], [12], [13].

Ao contrário do que geralmente se pensa, durante o sono, o sistema nervoso central encontra-se extremamente ativo, sendo responsável pela ativação de certas funções e inibição de outras. As atividades motoras que mais chamam a atenção durante o sono são a quietude e a perda do equilíbrio postural, o que faz com que as pessoas tenham a tendência de dormir deitadas. Entretanto, o tônus postural total só é abolido durante a fase do sono REM denominada REM tônica. Essa abolição do tônus pode ser avaliada na musculatura cervical, nos masseteres, nos temporais e no mento. Durante a fase do sono REM denominada REM fásica ocorrem mioclonias, movimentação rápida dos olhos e atividade dos ossículos da orelha média. Essas movimentações são muitas vezes vinculadas aos sonhos, que ocorrem nesta fase [1], [9].

Além da atividade muscular, múltiplas outras funções vegetativas também se alteram nos diversos estágios do sono. A atividade cardiovascular reduz progressivamente durante o sono, com queda da frequência cardíaca e da pressão arterial sistêmica a níveis inferiores aos encontrados na vigília, no entanto, durante o sono REM esses níveis tendem a serem superiores aos desta [1].

A respiração também é influenciada pelos diferentes estados do sono e vigília. No início do sono ocorre um período de hiperventilação, coincidindo com a vigília, seguido por um período de hipoventilação e curtas apnéias centrais, coincidindo com o início do sono. Esse padrão ocorre em 40 a 80 % das pessoas durando até 20 minutos. Logo após,

inicia-se uma ventilação regular, com queda da ventilação-minuto para 13 a 15% dos níveis da vigília. No sono REM, a ventilação se torna errática e irregular, com alterações da amplitude e da frequência, associadas a apnéias centrais de 10 a 30 segundos [1]. Essas alterações respiratórias são causadas pelas alterações de tônus das vias aéreas superiores, associada a diminuição da resposta respiratória ao controle metabólico [1], [14].

O sono provoca alterações em diversos hormônios corporais, sendo um dos principais o hormônio do crescimento (*Growth Hormone* - GH). Esse hormônio é secretado por 1 a 2 horas, predominantemente durante o sono NREM de ondas lentas. Sendo assim, crianças com algum distúrbio de sono podem ter repercussões negativas no crescimento pômbero-estatural [1], [7]. Outros hormônios também alterados de maneira significativa pelo sono são o cortisol, o hormônio tireoestimulante e a testosterona [7].

Devido a todas as suas funções fisiológicas, o sono deve ser considerado uma função vital e não apenas um momento de relaxamento e descanso. É essencial, também na consolidação da memória, na termoregulação e na restauração do metabolismo energético cerebral [9], [15]. Sendo assim, alterações do sono normal devem ser consideradas doenças, já que refletem tanto no bem estar quanto na saúde dos indivíduos.

## **2.2 Os Distúrbios de Sono**

As perturbações do sono passaram a ser estudadas nos últimos anos com o advento da polissonografia, exame que permitiu uma análise mais apurada do sono e uma caracterização das suas alterações. Essas alterações compreendem um importante conjunto de doenças, pois podem acarretar significativas alterações no funcionamento físico, ocupacional, cognitivo e social e comprometer a qualidade de vida [9], [15]. Estão associadas à cerca de 2 a 41% dos acidentes industriais e de tráfego, gerando significativas perdas financeiras e pessoais [15]. Além disso, estão cada vez mais frequentes devido ao aumento dos fatores de risco como obesidade e envelhecimento da população.

Existem múltiplas condições caracterizadas por afetar a qualidade ou a quantidade do sono. Algumas das mais importantes são: a insônia, o sonambulismo, a cataplexia, o terror noturno, o bruxismo, os roncos noturnos, a síndrome da apnéia obstrutiva do

sono, a movimentação periódica das pernas [1]. Destes, serão abordados predominantemente os três últimos, pois são mais facilmente detectados pela polissonografia e trazem consequências importantes para a saúde e a qualidade de vida dos indivíduos. Além disso, estão entre as patologias do sono mais prevalentes [15].

### **2.2.1 Apnéia Obstrutiva do Sono**

A Síndrome da Apnéia Obstrutiva do Sono (SAOS) é definida, de acordo com a Academia Americana de Medicina do Sono, como episódios recorrentes de obstrução parcial ou total das vias aéreas superiores durante o sono. Manifesta-se como uma redução (hipopnéia) ou cessação completa (apnéia) do fluxo de ar apesar de manutenção dos esforços respiratórios [1].

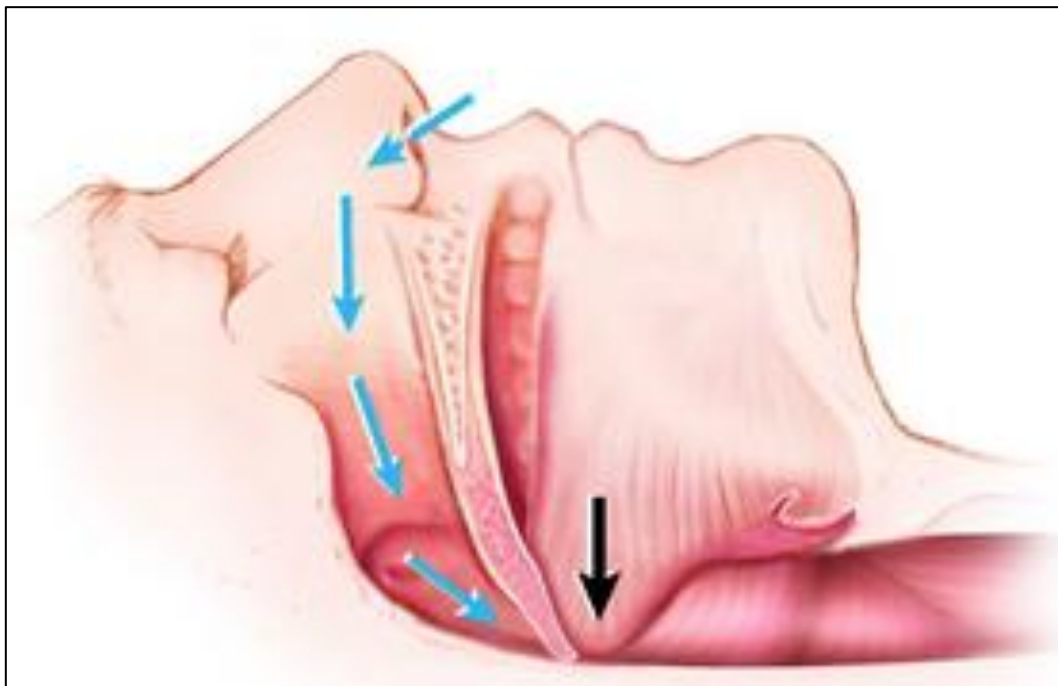
A apnéia do sono é a parada da respiração durante o sono, com redução do fluxo inspiratório em mais de 50% por, pelo menos 10 segundos, acompanhado de queda da saturação de oxi-hemoglobina em mais de 3 pontos, seguida de despertar transitório [16], [17].

Alguns estudos consideram como SAOS a presença de 5 episódios de apnéia por hora, outros só consideram como doença acima de 15 episódios por hora, não havendo ainda um consenso sobre o assunto. Esse número por hora é chamado de índice de apnéia/hipopnéia (IAH) e é o principal indicador de gravidade da doença [1], [17].

As hipopnéias do sono correspondem a períodos de redução do fluxo respiratório para até 80% do normal, acompanhados ou não de queda da saturação de até 3 pontos. Elas podem ocorrer sozinhas ou acompanhadas de roncos e, mais comumente, intercaladas por episódios de apnéia [1], [17].

A SAOS ocorre principalmente em adultos e idosos, sendo mais frequentes em homens [1]. Estima-se que sua incidência seja de 1 a 5% nos homens e de 1,2 a 2,5% nas mulheres, sendo o distúrbio do sono mais frequente [17], [18]. Ocorre em todas as faixas etárias e em ambos os sexos, sendo aparentemente mais frequente em obesos e em mulheres após a menopausa. Diversos estudos comprovam uma íntima relação entre obesidade e SAOS, sendo que cerca de 70 % dos pacientes com SAOS têm, pelo menos, sobrepeso. Além disso, cerca de 40 a 50 % dos obesos mórbidos têm apnéia do sono [18].

A obstrução ao fluxo aéreo geralmente ocorre na faringe, que aparentemente tem alterações estruturais nos indivíduos com SAOS. Devido a essas alterações estruturais, a faringe se colaba mesmo quando submetida a pressão ambiente, gerando a obstrução conforme mostra a Figura 2. Além disso, outros fatores podem contribuir para o aumento da resistência das vias aéreas superiores. Entre eles pode-se citar: alergias, infecções e aumento anormal do tecido linfóide nasal [1]. O uso de álcool e sedativos reduz a atividade neuromuscular predispondo as vias aéreas superiores ao colapso. O tabaco, por sua vez, provoca irritação da mucosa nasal e faríngea reduzindo o calibre da via aérea e predispondo a ocorrência da SAOS. A inspiração forçada contra a faringe ocluída leva a maior negativação da pressão no espaço pleural. Durante os episódios de apnéia pode haver inversão de movimentos tóraco-abdominais, com retração do tórax e expansão do abdome. Isso ocorre devido à tentativa frustrada de respirar contra uma via aérea obstruída [17]. Com a persistência da apnéia ocorrem hipóxia e hipercapnia, que levam a vasoconstrição pulmonar e consequente hipertensão pulmonar transitória. Além disso, há ativação do sistema nervoso simpático, com vasoconstrição sistêmica e hipertensão arterial [19].



**Figura 2 - Obstrução da passagem de ar durante evento de apnéia [20].**

Sumariamente, pode-se considerar que em um episódio de apnéia ocorram os seguintes eventos: o fluxo aéreo é interrompido (pela obstrução da faringe), há diminuição dos movimentos do tórax e do abdome ou estes ficam opostos (paradoxais), há queda da

saturação de oxi-hemoglobina, há bradicardia durante a apnéia e taquicardia compensatória, ocorre despertar transitório ou superficialização do sono logo após a apnéia [17].

Devido a essas alterações sistêmicas geradas, a SAOS pode gerar diversas complicações cardiovasculares como hipertensão arterial, arritmias cardíacas, doença arterial coronária, infarto, acidente vascular cerebral e insuficiência cardíaca congestiva [1], [18]. Estudos comprovam que a coexistência de SAOS e doença arterial coronária está associada ao aumento do risco cardiovascular [17]. A associação direta com a morte ainda não está definida, mas parece haver relação principalmente em obesos com a síndrome [1].

Além dessas, há outras consequências menos graves da SAOS que também devem ser valorizadas. O sono do paciente com SAOS pode ser agitado, com movimentação excessiva no leito, pernas inquietas, sonolóquio, tosse, engasgos e despertares súbitos por sensação de sufocação [17]. O indivíduo apresenta o sono fragmentado devido aos múltiplos despertares e a perda dos estágios mais profundos do sono (estágios 3 e 4 do sono NREM e sono REM). Isso se manifesta como sonolência diurna, déficit de atenção, memória e concentração, sensação de cansaço persistente, irritabilidade cefaléia matinal e, até mesmo, depressão [1], [17], [19].

A polissonografia é considerada o exame “padrão ouro” para o diagnóstico de SAOS. Para uma avaliação adequada, o exame deve identificar e quantificar em número e duração, os eventos respiratórios anormais, além de avaliar seus efeitos sobre a saturação da hemoglobina, a frequência cardíaca, o ritmo cardíaco e sua relação com os diversos estágios do sono [1], [17].

Como já dito anteriormente, ainda não se chegou a um consenso sobre o número de eventos de apnéia por hora que pode ser considerado ponto de corte para o diagnóstico de SAOS. No entanto, a maioria dos estudos define como SAOS a presença de mais de 5 episódios de apnéia por hora. A partir disso, pode-se classificar o distúrbio de acordo com a gravidade, sendo leve a presença de 5 a 15 eventos por hora, moderado de 15 a 30 eventos por hora e grave acima de 30 eventos por hora. Quanto maior a gravidade da doença, mais agressivo e imediato deve ser o tratamento [17].

### 2.2.2 Movimento Periódico de Pernas

A movimentação periódica das pernas (MPP) corresponde à presença de movimentos estereotipados dos membros inferiores durante o sono, caracterizados por extensão rítmica dos membros, seguida de dorsoflexão do tornozelo e flexão dos joelhos. Esses movimentos duram de 0,5 a 5 segundos, ocorrendo a cada 20 a 40 segundos, sendo que cada episódio de MPP pode durar de alguns minutos até horas. É considerado patológico, quando ocorrem mais de cinco movimentos por hora de sono [1].



Figura 3 – Síndrome da Movimentação Periódica das Pernas [21].

Na grande maioria dos casos, a MPP está associada à Síndrome das Pernas Inquietas (SPI), desordem neurológica em que o indivíduo refere as sensações de ansiedade e desconforto nos membros inferiores, gerando a necessidade de movimentá-los para aliviar os sintomas [22], [23], [24]. Essa síndrome é associada a depressão e estresse e tem incidência de 4 a 15% da população geral, aumentando com a idade [22], [24].

A MPP ocorre em 5% dos indivíduos com 30 a 50 anos, em 29% dos indivíduos com 51 a 64 anos e em 44% dos indivíduos com mais de 65 anos, sendo mais comum em obesos [1], [23]. Tem como principais consequências a insônia, a hipersonolência diurna e o estresse [1]. Em alguns casos pode coincidir com a Síndrome da Apnéia Obstrutiva do Sono, gerando consequências ainda mais graves para o sono e para a saúde do indivíduo, como já descrito anteriormente [23].

### 2.2.3 Ronco

Os roncos podem ser definidos como ruídos graves e rudes relacionados à respiração. São mais comuns durante a inspiração, mas ocorrendo também na expiração. Podem acontecer em qualquer estágio do sono, sendo mais prevalentes no sono NREM [17]. Este ruído pode originar-se em qualquer ponto da via aérea, tendo alguns fatores contribuintes para a sua formação. A hipotonia das musculaturas de palato, língua e faringe é a principal causa de roncos iniciados na idade adulta. Provocam uma dificuldade em manter a abertura das vias aéreas durante a inspiração, gerando turbilhonamento de ar e conseqüentemente os roncos, como mostrado na Figura 4. Em crianças e adolescentes, as causas são mais estruturais, como hipertrofia de adenóide e amígdalas e comprimento excessivo do palato mole e da úvula, entretanto os mecanismos de formação do ronco são os mesmos [19].

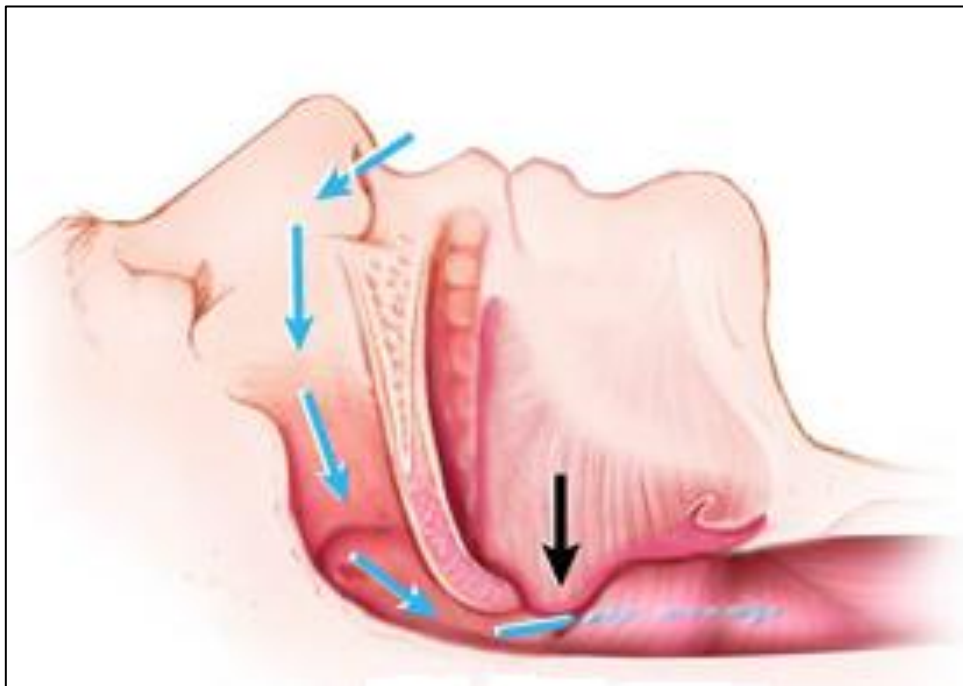


Figura 4 - Obstrução parcial da passagem de ar durante o ronco [modificado de 20].

Trata-se de uma condição clínica bastante frequente, sendo estimada sua ocorrência em 20% dos homens e 5% das mulheres com 30 a 35 anos, e em 60% dos homens e 40% das mulheres após 60 anos [19]. O álcool e os sedativos provocam flacidez na musculatura da garganta, facilitando o seu fechamento e sendo fatores que contribuem para o aumento da intensidade do ronco. As pessoas que padecem com roncos devem evitar, tanto quanto possível, a ingestão de álcool e de sedativos à noite, bem como evitar dormir de barriga para cima e procurar adormecer de lado. A obesidade, aumento



das amígdalas, desvio do septo nasal e pescoço curto, também são fatores que podem produzir obstrução da faringe e aumento da intensidade do ronco.

Os roncos, além de incomodar as pessoas que dormem próximas ao roncador, também podem causar sono fragmentado com conseqüente fadiga diária e comprometimento de atividades cotidianas [25]. Além disso, pode evoluir para a Síndrome da Apnéia Obstrutiva do Sono (SAOS), entidade clínica mais grave e que merece atenção especial [19], [25].

Devido ao fato de o ronco ser uma condição mais simples e sem comprometimento grave da saúde do indivíduo deve-se tentar diagnosticar e tratá-lo antes da sua evolução para a SAOS.

## **2.3 Conseqüências Relacionadas aos Distúrbios do Sono**

Os distúrbios do sono ainda são pouco diagnosticados e tratados, pois a população é mal instruída sobre seus riscos e possibilidade de tratamento. Os pacientes acreditam, até mesmo, que se trata de variações normais do sono, não representando riscos de maiores conseqüências. Prova disso são estudos que evidenciam que apenas 6,8% das pessoas afetadas por distúrbios do sono procuram ajuda especializada para diagnóstico e tratamento [15].

As conseqüências desses distúrbios podem ser, no entanto, bastante importantes refletindo tanto na saúde quanto no bem estar do indivíduo. Estão relacionados com o aumento das hospitalizações, do absenteísmo e de riscos de acidentes de trânsito e de trabalho. Aumenta também, a incidência de depressão, ansiedade, irritabilidade, medo, raiva, tensão, instabilidade emocional, desatenção, problemas de conduta, uso de álcool e outras drogas, ideação ou tentativa de suicídio, fadiga, falta de energia, dores de cabeça e de estômago [15], [18]. As perdas ocupacionais mais frequentes são o absenteísmo, diminuição na qualidade e na produtividade e o aumento no número de acidentes de trabalho ou de trajeto [13], [15].

A Síndrome da Apnéia Obstrutiva do Sono (SAOS) gera conseqüências ainda mais graves. Além de piorar a qualidade do sono, pode gerar quaisquer dos distúrbios já citados, pode também provocar comprometimentos orgânicos. Devido às suas características de obstrução parcial ou completa das vias aéreas superiores, com conseqüente queda da saturação de oxi-hemoglobina e períodos de apnéia, pode gerar

complicações cardiovasculares importantes [14], [18], [19]. A fisiopatologia das doenças causadas pela SAOS ainda não foi totalmente esclarecida, mas parece estar relacionada à liberação de adrenalina e mudanças na pressão sanguínea e pulmonar decorrentes dos episódios de apnéia [14], [18]. Sabe-se, no entanto que essas complicações são prevalentes e estão associadas com um aumento da mortalidade por causas cardiovasculares nesses pacientes [18].

As principais consequências cardiovasculares da SAOS são: alterações no sistema nervoso autônomo, hipertensão arterial, arritmias cardíacas, doença arterial coronária, acidente vascular cerebral e insuficiência cardíaca congestiva [18]. Os portadores de SAOS podem desenvolver hipertensão arterial em 40 a 90% dos casos. Pode-se considerar, até mesmo, que eles tenham três vezes mais chances de ter hipertensão arterial que os demais indivíduos [18].

Os roncos e a movimentação periódica das pernas não causam complicações diretas e específicas como a SAOS. Suas complicações são decorrentes da queda da qualidade do sono e da possibilidade de evolução para SAOS [9], [14], [15].

## **2.4 Os Tratamentos mais comuns para os Distúrbios de Sono**

O tratamento dos distúrbios do sono deve ser prioritariamente direcionado para mudanças comportamentais. A obesidade deve ser combatida, pois já foi comprovado que o aumento de massa corporal se relaciona com a gravidade e a frequência dos roncos e da SAOS. Além disso, a perda de peso leva a melhora do índice de apnéia e hipopnéia, da saturação da oxi-hemoglobina, da fragmentação do sono e da sonolência diurna [1], [19], [26].

Deve-se também, estimular a suspensão do consumo do álcool, do tabagismo e de certas drogas lícitas ou ilícitas [1], [19]. O álcool tem papel significativo no aparecimento e no agravamento dos distúrbios do sono. Homens que ingerem álcool próximo ao início do sono têm maior número de apnéias e de episódios de dessaturação da oxi-hemoglobina. Além disso, o álcool induz a períodos de apnéias obstrutivas em grandes roncadores e prolonga a apnéia em pacientes já portadores de SAOS. Quanto maior a quantidade de álcool, maior a gravidade dos sintomas. Aparentemente o mecanismo implicado é a diminuição da tonicidade dos músculos da faringe [1].

Drogas como barbitúricos benzodiazepínicos e os narcóticos também devem ser suspensas, pois elas podem exacerbar apnéias preexistente [1]. O uso de cafeína, nicotina e também do álcool deve ser desestimulado em pacientes com movimentação periódica das pernas, pois estão associados com a piora dos sintomas [24].

É importante, também, evitar as posições de sono que agravam os roncos e as apnéias. Na grande maioria dos indivíduos essa posição é o decúbito dorsal [1].

Pacientes com alterações do sono e que possuem distúrbios otorrinolaringológicos como hipertrofia de conchas nasais, desvios septais, rinites, deformidades, pólipos, tumores e hipertrofias amigdalíneas devem ter esses distúrbios resolvidos com o objetivo de restaurar a passagem aérea adequada [1].

O tratamento medicamentoso da SAOS pode ser feito com medicamentos que reduzem o tempo de sono REM e, por conseguinte, as apnéias a ele relacionadas, além de estimularem o controle ventilatório neural [1], [19]. No entanto, essas drogas produzem diversos efeitos colaterais e só funcionam quando associadas a outros métodos terapêuticos [1].

Além dos tratamentos comportamentais e medicamentosos, os pacientes com SAOS podem se beneficiar do uso de alguns equipamentos para evitar o colapso das vias aéreas superiores durante o sono e, principalmente, durante os roncos. Os aparelhos intra-orais são dispositivos usados na cavidade oral durante o sono com o objetivo de prevenir o colapso entre os tecidos da orofaringe e da base da língua reduzindo os eventos obstrutivos nas vias aéreas superiores [1], [19]. Existem vários tipos de aparelhos como os aparelhos ortodônticos e o dispositivo para sucção da língua, impedindo seu deslocamento em direção posterior [19]. Apesar de efetivos, esses dispositivos têm tolerabilidade muito variável, já que geralmente provocam bastante desconforto.

O CPAP (do inglês, *Continuous Positive Airway Pressure*) é considerado o “padrão ouro” para o tratamento de apnéia do sono. Consiste em um método não invasivo de gerar pressão na via aérea superior, deixando-a pérvia. O aparelho gera o fluxo de ar contínuo através de um tubo flexível, alimentando uma máscara nasal ou nasobucal adaptada à face por meio de tiras fixadoras elásticas. Gera pressões de 0 a 20 cmH<sub>2</sub>O,

que devem ser ajustadas e fixadas individualmente, sendo a faixa de pressão eficaz de 5 a 13 cmH<sub>2</sub>O (5 a 13 Kgf/cm<sup>2</sup>) [1], [19], [27].

O ar penetra sob pressão nas vias aéreas impedindo o colapso das paredes da faringe e evitando, assim, a ocorrência de apnéias, hipopnéias e esforços respiratórios. Além disso, evita a vibração das estruturas das vias aéreas durante o fluxo de ar, evitando o ronco [27].

A pressão ideal do CPAP deve ser estabelecida para cada indivíduo, através da realização de uma nova polissonografia, com o aparelho acoplado ao circuito. O ajuste da pressão busca abolir todos os eventos respiratórios anormais como apnéias, hipopnéias, despertares noturnos por esforço respiratório, limitação ao fluxo aéreo, roncos e dessaturação de oxi-hemoglobina [27].

Os pacientes com distúrbios mais graves são os que mais aderem ao tratamento, o que significa usar o aparelho por mais de 6 horas por noite, seis a sete dias por semana. A baixa adesão ocorre principalmente em jovens, solteiros, ou pacientes com distúrbios leves [27].

A eficácia do método, no entanto, depende da aderência do paciente ao tratamento, só funcionando quando usado regularmente. O uso adequado gera uma verdadeira mudança de vida. Seus efeitos são bastante benéficos com reversão de casos de sonolência diurna, melhora da memória, diminuição da irritabilidade, arritmias e isquemia miocárdica [1], [19], [27].

Podem ocorrer complicações decorrentes do uso do CPAP, principalmente quando esse uso é inadequado. As principais conseqüências são: desconforto torácico, piora da congestão nasal e da rinorréia em pacientes com rinite alérgica, pneumotórax, pneumoencéfalo, dor em seios da face, sinusopatias, ressecamento nasal, enfisema subcutâneo em pálpebras inferiores, aerofagia e epistaxe. Além disso, o ruído do aparelho pode interromper o sono e gerar intolerância do cônjuge [27].

Outros dispositivos de pressão positiva têm sido desenvolvidos para tentar melhorar a aderência dos pacientes. O BIPAP (*Bi-level Positive Airway Pressure*) permite dois níveis de pressão diferentes durante a inspiração e a expiração. O menor nível pressórico na expiração permite uma eliminação mais fácil do ar, reduzindo o esforço respiratório e sendo mais confortável. A utilização deste método é indicada em presença

de apnéias centrais significativas, hipoventilação alveolar primária ou secundária, doença pulmonar obstrutiva crônica, doenças restritivas pulmonares e extrapulmonares e em caso de dificuldade de adesão ao CPAP [19], [27].

O auto-CPAP é mais uma opção de tratamento para SAOS. Este equipamento detecta eventos respiratórios anormais, gerando pressão positiva de acordo com a necessidade do momento, o que gera mais conforto e adesão ao tratamento. A utilização deste aparelho é ainda restrita, não devendo ocorrer em pacientes com insuficiência cardíaca congestiva, doença pulmonar obstrutiva crônica e hipoventilação relacionada a obesidade [27].

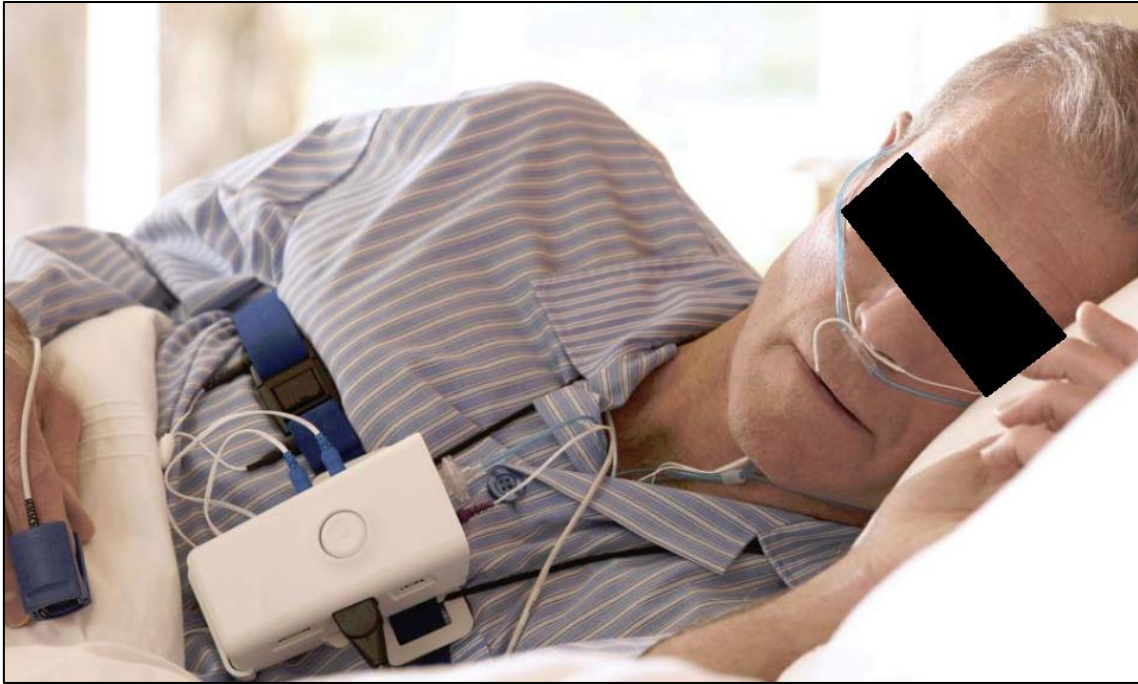
## **2.5 O Exame de Polissonografia**

### **2.5.1 Suas características básicas**

A Polissonografia é um exame que foi introduzido na medicina a partir da década de 1960 e que constitui atualmente o principal método para diagnóstico dos distúrbios do sono. Faz o registro de diversas variáveis fisiológicas ao longo do tempo, durante o sono espontâneo.

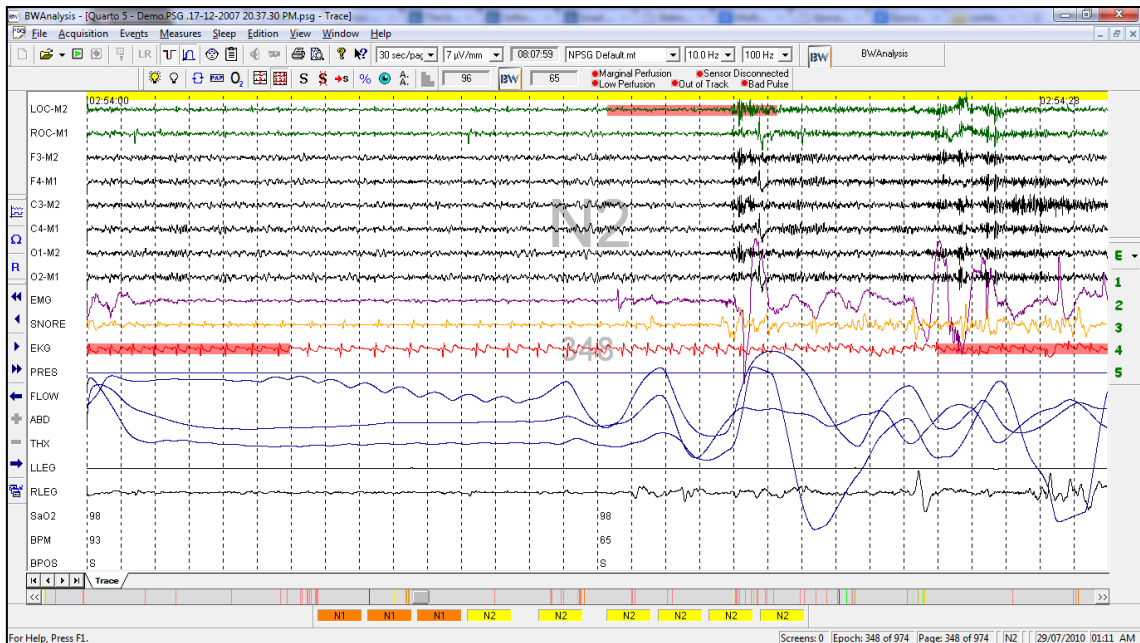
O exame deve ser realizado em clínicas especializadas sob supervisão de um técnico treinado. No entanto, deve-se tomar o cuidado de proporcionar um ambiente confortável e silencioso para o paciente, de modo que, seu padrão de sono se aproxime o máximo possível do usual. É fundamental, também, que o horário de realização do exame respeite os horários de sono normal do paciente [1], [28].

Geralmente, o paciente responde um questionário pré-exame, relatando seus sintomas e os medicamentos utilizados, e outro pós-exame relatando como foi seu sono naquela noite e quais os fatores o prejudicaram. Alguns pacientes apresentam grande dificuldade em dormir com tantos eletrodos acoplados ao corpo, conforme mostra a Figura 5, sendo comum a necessidade de realização de um novo exame [28].



**Figura 5 - Paciente pronto para a realização de uma polissonografia [modificado de 10].**

Para que o exame seja válido, é necessário que o técnico que o realiza seja bem treinado, para que todos os sinais sejam captados adequadamente. Além disso, o software de registro e análise de dados deve ser de boa qualidade.



**Figura 6 - Software para registro e análise de polissonografia [29].**

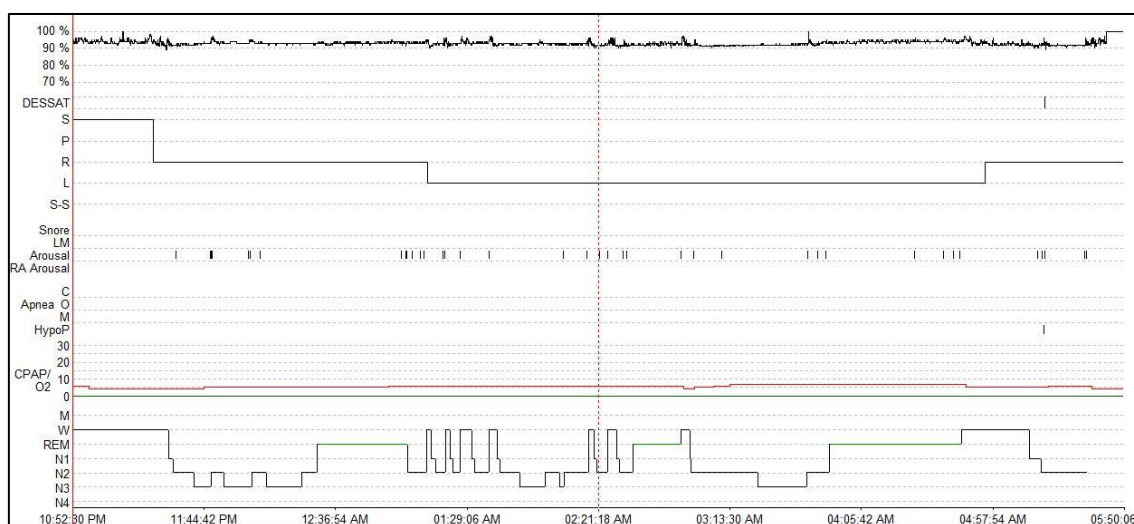
Durante o exame, é necessário registrar o eletroencefalograma (EEG), o eletrooculograma (EOG) e a eletromiografia (EMG) para se realizar o estagiamento do

sono. Esse registro deve ter duração mínima de seis horas, sendo feito com as luzes apagadas [1], [28].

Para a avaliação dos distúrbios respiratórios do sono, é necessário registrar o fluxo aéreo naso-bucal, o esforço respiratório, a oximetria ou capnograma, o eletrocardiograma, o sensor de roncos, o sensor de posição corporal e a eletromiografia das pernas [1], [28].

Outros distúrbios podem requerer avaliações específicas. No bruxismo é necessário eletromiografia de masseteres. Na doença do refluxo gastro-esofágico a pHmetria. Nas disfunções eréteis as cintas penianas e medidores de rigidez. Nos distúrbios comportamentais do sono, o vídeo-EEG [28].

Após a obtenção dos registros, os dados são avaliados por um especialista que emite um laudo. Para o laudo são avaliados, em geral, a latência para o início do sono, a porcentagem e distribuição de cada estágio do sono, o índice de despertares e de microdespertares, além de outros eventos específicos, avaliando a eficiência do sono [28]. A Figura 7 mostra uma análise gráfica típica dos principais parâmetros do exame de polissonografia.



**Figura 7 - Gráfico típico com os parâmetros de um exame de polissonografia [29].**

O laudo é, então, encaminhado ao profissional que solicitou o exame, sendo correlacionado com as queixas do paciente. Após mais esta análise, são instituídas propostas terapêuticas individuais.

## **2.5.2 Os sinais de interesse**

Para a realização de um exame de polissonografia completo diversos sinais são essenciais para garantir um diagnóstico preciso e adequado. Dentre os quais destacamos:

1. Eletroencefalograma (EEG);
2. Eletrooculograma (EOG);
3. Eletromiografia (EMG) mentoniana;
4. Fluxo respiratório;
5. Esforço respiratório;
6. Ronco;
7. Eletrocardiograma (ECG);
8. Posicionamento Corpóreo;
9. Movimentação de Pernas;
10. Oximetria de pulso.

Os próximos sub-tópicos abordarão de forma breve e individual cada um desses parâmetros.

### **2.5.2.1 Eletroencefalograma (EEG):**

Os eletrodos para o registro das atividades cerebrais são colocados no couro cabeludo após higienização e aplicação de uma pasta condutora. Esses eletrodos medem tensões muito baixas oriundas da atividade sináptica dos neurônios cerebrais.

A disposição dos eletrodos no couro cabeludo obedece ao Sistema Internacional 10-20 de colocação de eletrodos descrito por Jasper em 1958, e evidenciada na Figura 8. São utilizados geralmente, o eletrodo central esquerdo (C3), referenciado com a orelha ou o mastoide direito (M2) e central direito (C4) referenciado com a orelha ou o mastoide esquerdo (M1). Esses eletrodos captam a maioria das ondas cerebrais, sendo utilizados para avaliar os estágios do sono. Também podem ser utilizados os eletrodos occipitais (O1 e O2) e frontais (F1 e F2). Quando se suspeita de comportamentos anormais do sono e de crises epiléticas, outros eletrodos do sistema 10-20 devem ser utilizados, principalmente os temporais [10].



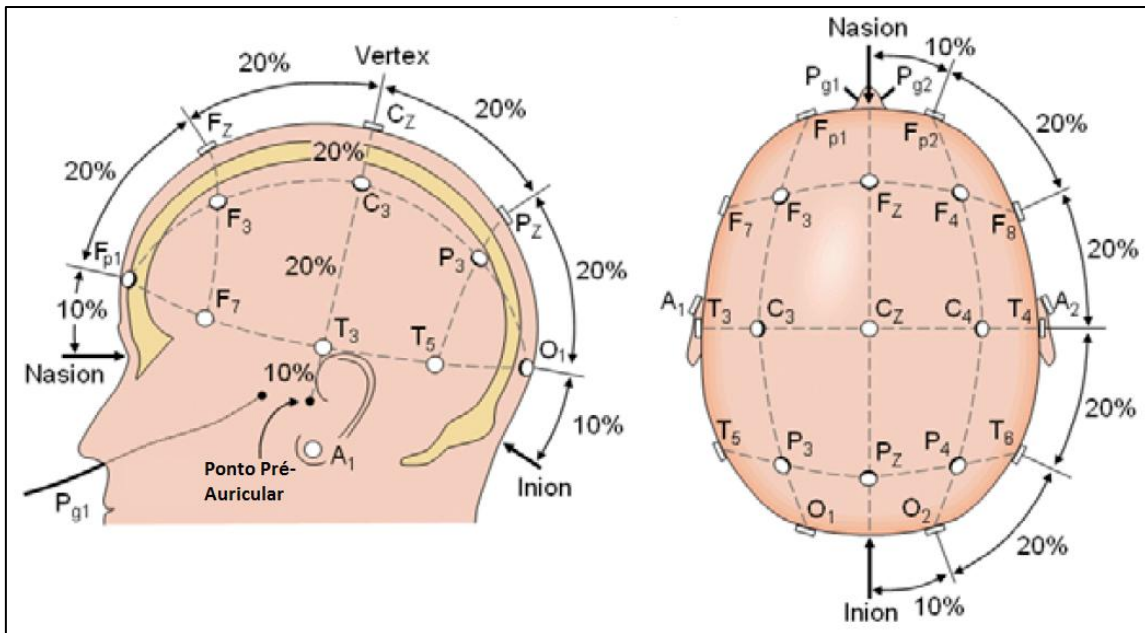


Figura 8 - Posicionamento dos eletrodos no sistema 10-20 [10].

As ondas formadas no EEG são analisadas de acordo com sua amplitude e frequência. As ondas alfa têm frequência de 8 a 13 hertz, ocorrendo predominantemente durante a vigília em repouso. Essas ondas são captadas pelos eletrodos occipitais [7], [9], [10]. As ondas teta têm frequência de 4 a 7 hertz e surgem no início do sono. Os fusos têm frequência de 12 a 14 hertz com duração de, pelo menos, 0,5 segundo. Juntamente com o complexo K, os fusos ocorrem no estágio 2 do sono. Ambos são avaliados pelos eletrodos centrais (C3-M2 e C4-M1) [9], [10]. As ondas delta têm frequência de 0,5 a 2 hertz e amplitude de, pelo menos, 75  $\mu$ V. Estas são mais comuns no estágio 3 do sono e melhor avaliadas por eletrodos frontais [10]. Na Figura 9 pode ser visualizado um hipnograma: gráfico que relaciona as alterações dos estágios do sono durante o exame de PSG.

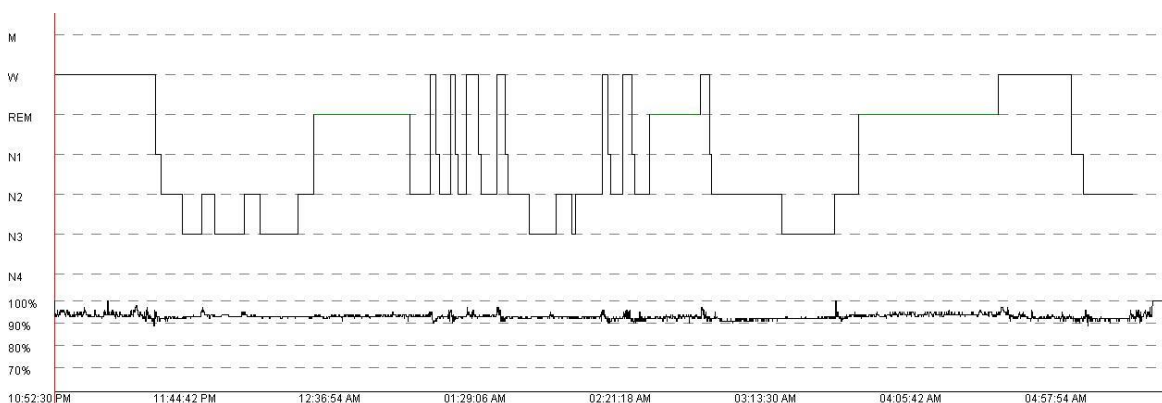


Figura 9 – Gráfico de hipnograma evidenciando os estágios de sono e a saturação de oxi-hemoglobina [29].

Antes de iniciar o exame, o aparelho deve ser calibrado com filtros passa-baixas e passa-altas com frequência de corte de, respectivamente, 70 hertz e 0,3 hertz [1], [10].

### 2.5.2.2 Eletro-oculograma (EOG):

O eletro-oculograma serve para avaliar os movimentos dos olhos durante o sono. São colocados eletrodos 1 cm lateralmente à fenda palpebral, sendo o direito 1 cm acima (E2) e o esquerdo 1 cm abaixo da fenda (E1) [10], conforme indicado na Figura 10.

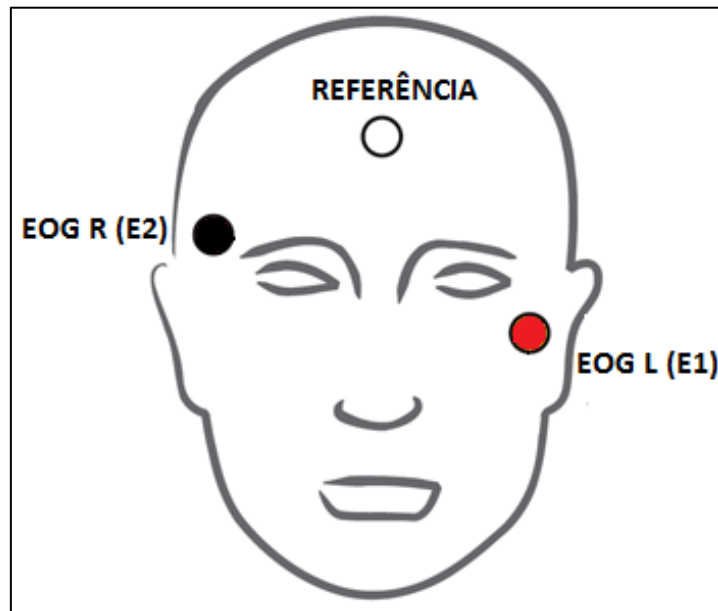


Figura 10 - Posicionamento dos eletrodos de EOG [modificado de 10].

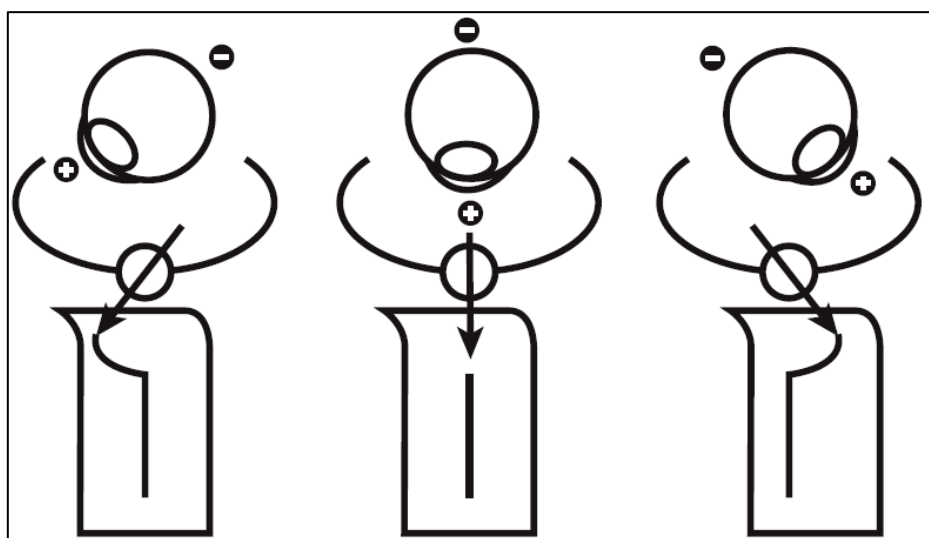


Figura 11 - Padrão de sinais capturados pelos eletrodos de EOG [10].

Esses eletrodos registram a diferença de potencial existente entre as regiões anterior e posterior do globo ocular, sendo a córnea positiva em relação à retina. Os eletrodos permitem captar movimentos oculares verticais, horizontais e oblíquos [1], [10]. Um exemplo dos sinais capturados por esses eletrodos pode ser observada na Figura 11.

Para o EOG deve-se utilizar filtros passa-baixas e passa-altas com frequência de corte de, respectivamente, 35 hertz e 0,3 hertz [10].

### 2.5.2.3 Eletromiografia (EMG) mentoniana:

A eletromiografia mentoniana e submentoniana são importantes para caracterizar os estágios do sono, principalmente o sono REM, caracterizado pela atonia muscular [1].

São utilizados três eletrodos aderidos nas regiões mentonianas e submentonianas. Um eletrodo é posicionado 2 cm a direita da linha central da face e o outro 2 cm a esquerda. Ambos são posicionados 1 cm acima da mandíbula. O terceiro eletrodo é utilizado como reserva caso um dos dois anteriores apresente problemas na captação do sinal [1], [10]. Um exemplo do posicionamento destes eletrodos é evidenciado na Figura 12 abaixo.

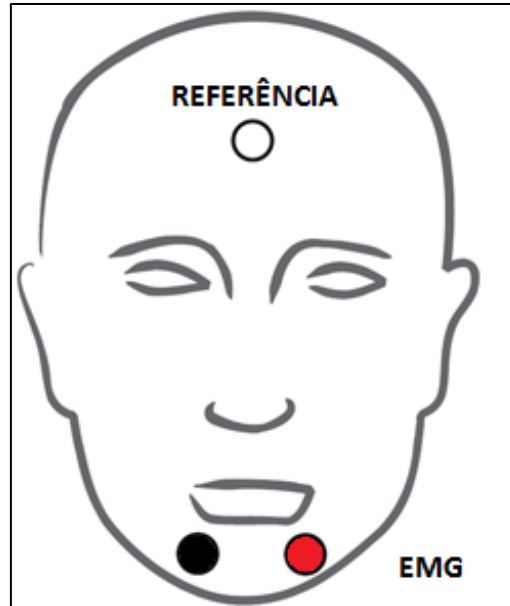


Figura 12 - Posicionamento dos eletrodos de EMG. [modificado de 10].

No EMG de mento, utiliza-se um filtro passa-baixas e passa-altas com frequência de corte de, respectivamente, 70 hertz e de 5 a 10 hertz [10].

#### 2.5.2.4 Fluxo respiratório:

O fluxo aéreo juntamente com a avaliação do esforço respiratório são os principais parâmetros para a detecção dos distúrbios respiratórios do sono.

Uma das formas de avaliar o fluxo aéreo é através de sensores de temperatura, já que o ar inspirado e o expirado têm temperaturas diferentes. O sensor de temperatura é posicionado acima do lábio superior, um eletrodo é colocado em frente a cada narina e um terceiro eletrodo em frente a boca [1], [10]. Os exemplos de sensores e do posicionamento correto destes podem ser visualizados, respectivamente, na Figura 13 e na Figura 14.

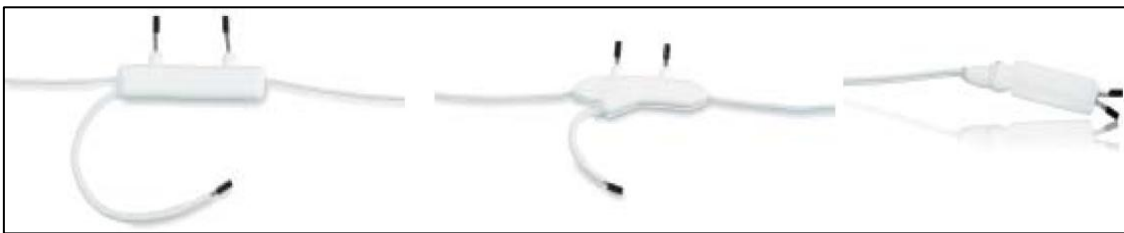
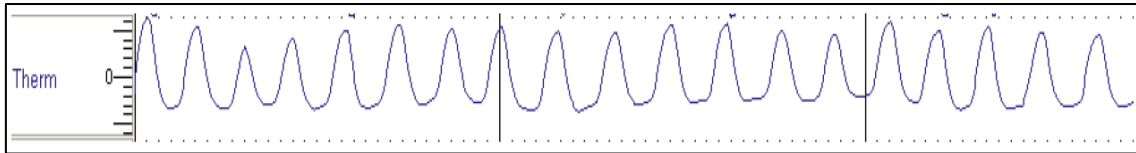


Figura 13 - Sensores de fluxo térmico para estudos adultos, pediátricos e neo-natais [10].



Figura 14 - Posicionamento dos termistores no paciente [modificado de 10].

O ar exalado aquece o sistema, enquanto inalado o resfria. Essa variação de temperatura é captada pelo sistema, sendo convertida em um sinal, mostrado na Figura 15, que corresponde ao fluxo de ar na polissonografia [10].



**Figura 15 – Exemplo de sinal do fluxo respiratório gerado pelo termistor [modificado de 10].**

Essa técnica é limitada pelas condições ambientais que podem proporcionar pequenas variações de temperatura principalmente em ambientes aquecidos. Além disso, torna mais difícil a detecção de roncos.

Atualmente, tem-se utilizado, também, transdutores de pressão que geram medidas mais precisas do fluxo aéreo. Os sensores são posicionados praticamente na mesma posição dos sensores de temperatura, conforme evidenciado na Figura 16, e são conectados a um transdutor extremamente sensível a mudanças de pressão por meio de uma cânula de pressão similar a mostrada na Figura 17. A presença de sensores orais serve para monitorizar a presença de respiração oral [1], [10].

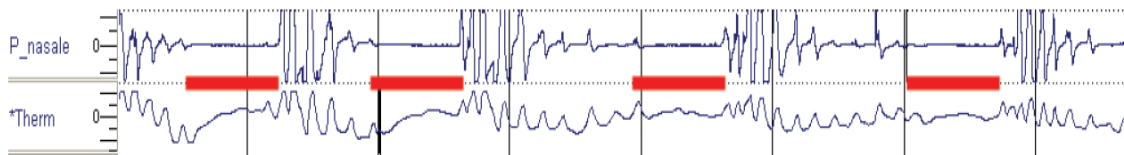


**Figura 16 - Colocação da cânula de pressão [10].**



**Figura 17 - Cânula de Pressão [10].**

Em alguns casos, usa-se conjuntamente sensores de temperatura e pressão, o que melhora a acurácia do exame por serem disponibilizados dois sinais para o mesmo parâmetro, conforme evidenciado pela Figura 18, mas aumenta muito o desconforto do paciente [10].



**Figura 18 – Exemplos de sinais do fluxo ar capturado pela cânula e termistor. [modificado de 10].**

#### **2.5.2.5 Esforço respiratório:**

Os movimentos respiratórios podem ser monitorizados através da medida dos movimentos das paredes torácica e abdominal.

Um dos métodos mais efetivos da medida do esforço respiratório é através da manometria esofágica. A medida é feita pela inserção de um cateter medidor de pressão através de uma das narinas chegando até o esôfago. A detecção de mudança de pressão intratorácica na ausência de fluxo respiratório identifica eventos de apnéia. A acurácia do método é muito boa, mas ele é pouco usado por ser muito invasivo e desconfortável [10].

A pletismografia elástica consiste na utilização de cintas plestimiograficas indutivas posicionadas ao redor do tórax e do abdome. Estas cintas conseguem captar movimentos de contração e expansão do tórax e do abdome através da mudança de sua

tensão. Essa alteração de tensão é captada e analisada pelo software. No entanto, o método tem limitações já que a cada mudança de posição do paciente no leito, há mudança na tensão, com consequentes artefatos no exame [1], [10]. A Figura 19 mostra os sensores e seu posicionamento no corpo do paciente.



**Figura 19 - Cintas e Posicionamento dos sensores. [modificado de 10]**

Além desses métodos, pode-se também realizar o registro de eletromiografia intercostal. No entanto, este método está em desuso [10].

#### **2.5.2.6 Ronco:**

Os roncos são uma das queixas mais comuns dos pacientes que realizam a polissonografia. Eles podem ser avaliados pela simples gravação através de um microfone. Este microfone é posicionado no pescoço, lateralmente à laringe para obter o maior sinal possível [1], [10].

Outra forma de avaliar os roncos é através de um sensor denominado piezoelétrico que é posicionado a frente do pescoço e capta a vibração gerada e a transforma em sinal elétrico, conforme evidenciado na Figura 21. Essa tensão é transmitida para o equipamento onde é analisada como sinal [10].

Os sensores de pressão utilizados para avaliar o fluxo aéreo também podem ser utilizados na captação dos roncos. O fluxo aéreo normal gera frequências de 0,5 a 5 hertz sobre o aparelho, enquanto os roncos geram frequências de 10 a 70 hertz, percebidas como anormais e analisadas como eventos de roncos [10].



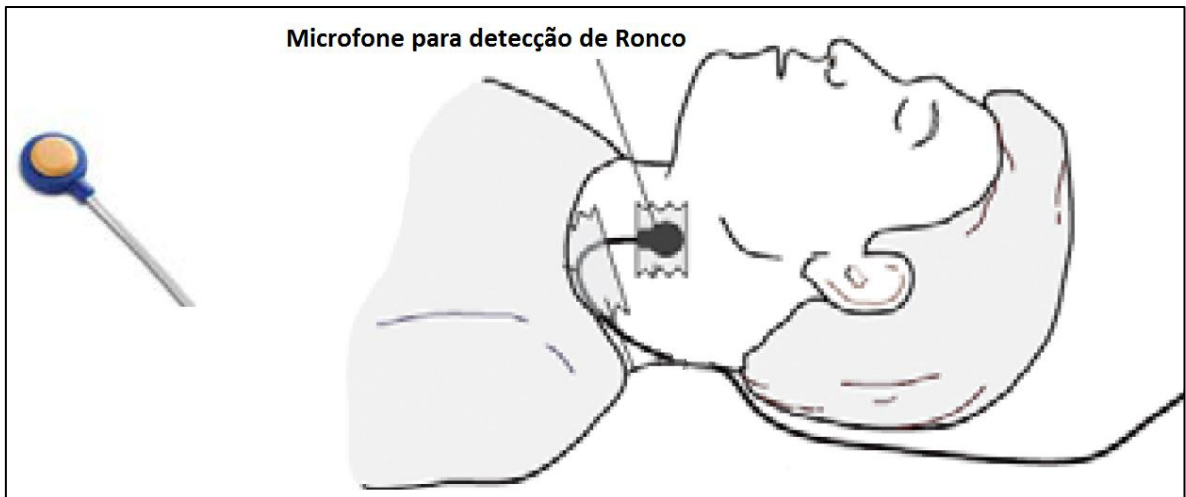


Figura 20 - Exemplo do microfone para detecção de ronco e seu posicionamento [modificado de 10].

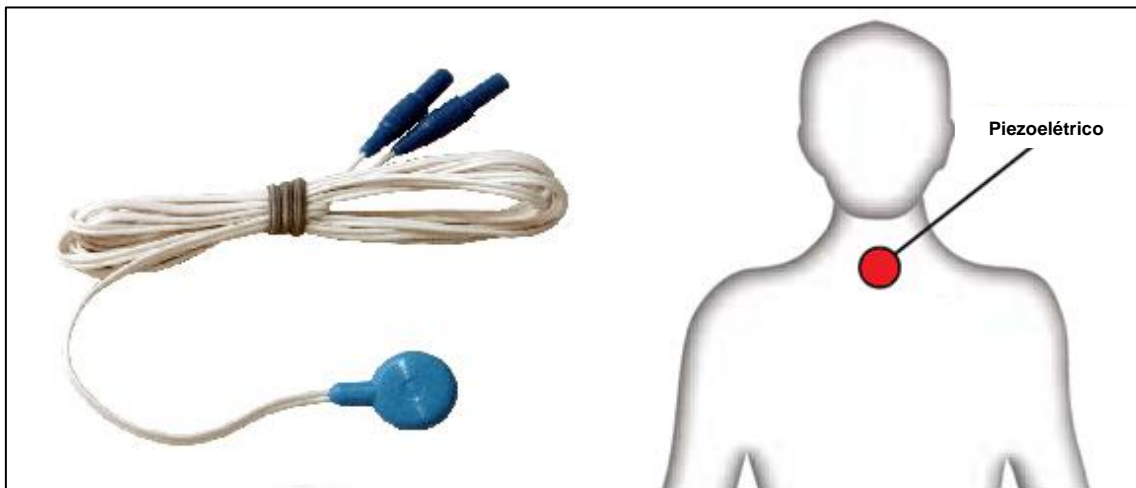


Figura 21 - Exemplos do sensor e posicionamento do piezoelétrico [modificado de 10].

### 2.5.2.7 Eletrocardiograma (ECG):

O eletrocardiograma consiste na captação de mudanças de potencial elétrico gerado pelas células musculares do coração, através de eletrodos posicionados na superfície da pele. Essa captação é importante para detecção de eventos de arritmias relacionadas a distúrbios do sono, além dos despertares que geram taquicardia [1], [10].

Os eletrodos para a captação do ECG devem ser posicionados no braço direito, acima do nível do coração e na perna esquerda deve estar abaixo do nível do coração, como evidenciado na Figura 22.



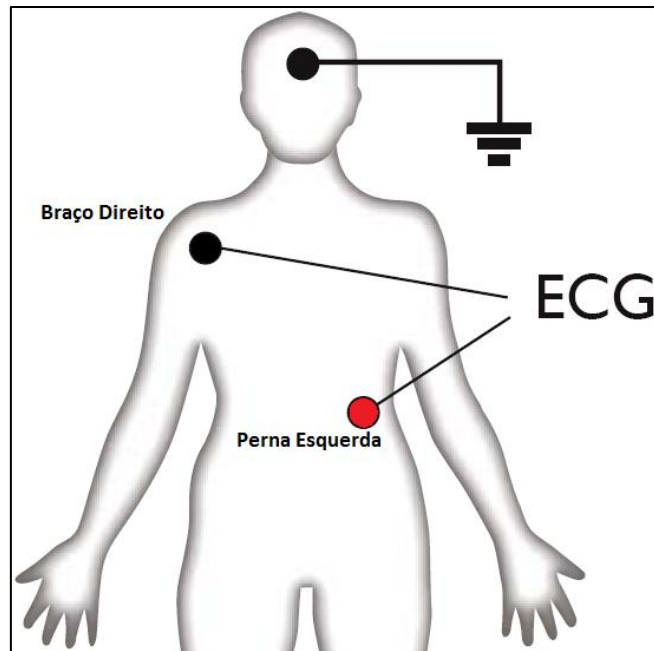


Figura 22 - Posicionamento dos Eletrodos de ECG [modificado de 10].

#### 2.5.2.8 Posicionamento Corpóreo

A monitorização do posicionamento corpóreo do paciente durante o sono é realizado por meio da utilização de um sensor, mostrado na Figura 23, que é acoplado à cinta torácica e, por meio da utilização de chaves, consegue perceber as mudanças de posição durante o sono.

Esse monitoramento é importante em virtude da possibilidade de alguns distúrbios de sono serem dependentes do posicionamento do paciente durante a noite. Por exemplo, podem ocorrer eventos de ronco e principalmente de apnéia quando o paciente dorme na posição supino, a qual, devido a influência da gravidade torna-se a posição mais propícia para a ocorrência destes tipos de distúrbios.

Dessa forma, é possível gerar a informação referente à porcentagem de cada posição ocupada pelo paciente durante a noite e sono e ainda correlacionar essa porcentagem aos distúrbios diagnosticados no estudo de polissonografia.



Figura 23 - Sensor de Posicionamento Corpóreo, [modificado de 10].

### 2.5.2.9 Movimentação de Pernas

Um dos sinais mais importantes do estudo de polissonografia é a movimentação de pernas, a qual é fundamental para o diagnóstico da Síndrome das Pernas Irrequietas durante o sono.

O sinal em questão é obtido pela monitorização da atividade miográfica do músculo anterior tibial das duas pernas do paciente. Para tanto são utilizados dois pares de sensores sobre estes músculos como mostrado na Figura 24.

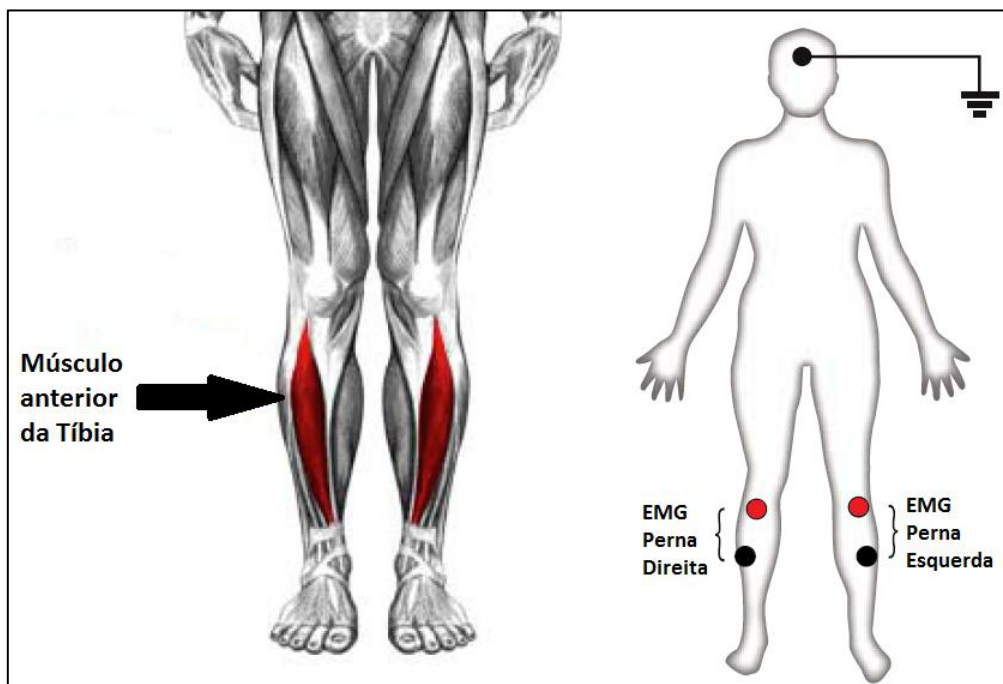


Figura 24 - Posionamento dos sensores de movimentação de pernas [modificado de 10].

### 2.5.2.10 Oxímetro de Pulso

Por fim, o último parâmetro que será abordado neste trabalho é a oximetria de pulso. Com a utilização do sensor mostrado na Figura 25, é possível obter três diferentes informações de grande utilidade para os diagnósticos realizados no exame de polissonografia: Saturação Periférica de Oxi-hemoglobina ( $SpO_2$ ), Frequência cardíaca (*Heart Rate* - HR) e a curva plestimiográfica.



Figura 25 - Sensor de Oximetria [10].

O funcionamento deste sensor baseia-se na emissão de luz vermelha e infravermelha as quais atravessam os vasos existentes na extremidade do dedo do paciente, como mostra a Figura 26 (esse sensor pode ser posicionado no lobo auricular ou ainda, no caso de bebês, ao redor de seu pé) e, de acordo com a absorbância das frequências emitidas, obtém-se os parâmetros de interesse.

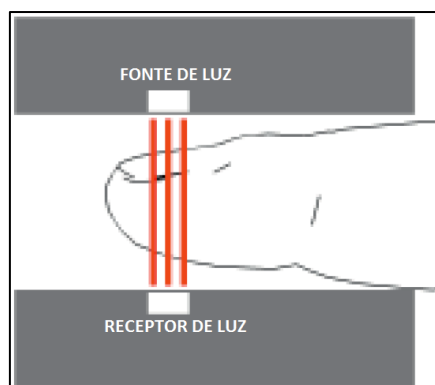


Figura 26 - Princípio de funcionamento do oxímetro [modificado de 10].

A saturação periférica de oxi-hemoglobina indica o percentual de oxi-hemoglobina presente no sangue arterial, assim, podendo evidenciar as dessaturações que são fundamentais para determinar a existência de eventos respiratórios, bem como diferenciar entre os eventos de apnéia e hipopnéia.

Já a frequência cardíaca e a curva plestimiográfica podem ser relacionadas aos eventos cardíacos, despertares e outros que possam influenciar a dinâmica cardíaca.

# 3 ALGORITMOS PROPOSTOS PARA DETECÇÃO DOS DISTÚRBIOS DE SONO

## 3.1 Os Algoritmos de Referência

Para a concepção dos algoritmos deste trabalho foi, inicialmente, realizada uma pesquisa junto à literatura para identificar diferentes técnicas que poderiam compor a solução proposta nesta dissertação.

Dentre os algoritmos pesquisados merecem destaque três diferentes abordagens desenvolvidas para identificar e eliminar a transmissão de situações de ausência de fala, silêncio, existentes durante as conversas telefônicas. Dessa forma, é possível minimizar o consumo de banda em tais ocasiões, uma vez que as informações irrelevantes ao processo de comunicação são suprimidas. As três diferentes técnicas analisadas no desenvolvimento deste trabalho tratam-se dos algoritmos de supressão do silêncio descritos a seguir [30]:

- Supressão do Silêncio pela Energia;
- Supressão do Silêncio pela Taxa de Cruzamento do Zero (do inglês *Zero Cross Rate* – ZCR);
- Supressão do Silêncio composta pela Energia e ZCR.

Cada uma destas técnicas será brevemente abordada de forma individual nos sub-tópicos a seguir.

### 3.1.1 Algoritmo de Supressão de Silêncio por Energia

A primeira técnica de supressão do silêncio a ser abordada nesse trabalho trata-se do algoritmo que utiliza como parâmetro de análise a energia contida no sinal, bem como a sua variação durante a fala do interlocutor. Assim, conseguindo identificar e eliminar as situações nas quais ocorre a ausência de comunicação.

Neste tipo de técnica faz-se uso da premissa de que o silêncio (ausência de sinal sonoro) possui uma densidade de energia sensivelmente inferior à observada nas porções que apresentam presença de sinal sonoro. Dessa forma, é estabelecido um limiar (limite) para diferenciar as porções pertencentes ao silêncio das pertencentes ao sinal sonoro propriamente dito [30].

Para efetuar o cálculo da energia do sinal este é dividido em blocos de tamanho “ $n$ ” fixo, sendo o fator “ $n$ ” determinado empiricamente. A energia total de cada bloco é obtida através da execução da somatória do quadrado de cada um de seus elementos, como evidencia a Equação 1 [30].

$$E(\text{bloco}) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (y(i))^2 \quad \text{Equação 1}$$

Assim sendo, o método responsável por identificar a ausência de comunicação nos blocos de sinal funciona da seguinte forma: inicialmente é calcula a energia contida em certo bloco de sinal e, em seguida, compara este valor a certo limiar de referência. Caso o valor seja superior ao limiar o bloco de sinal é mantido, caso contrário o bloco é eliminado [30].

É válido ressaltar que o valor do limiar (limite) a ser utilizado no método deverá ser ajustado empiricamente de modo a considerar o nível de ruído médio intrínseco do sistema.

Na Figura 27, mostrada a seguir, tem-se o fluxograma de funcionamento do algoritmo de supressão de silêncio por energia.

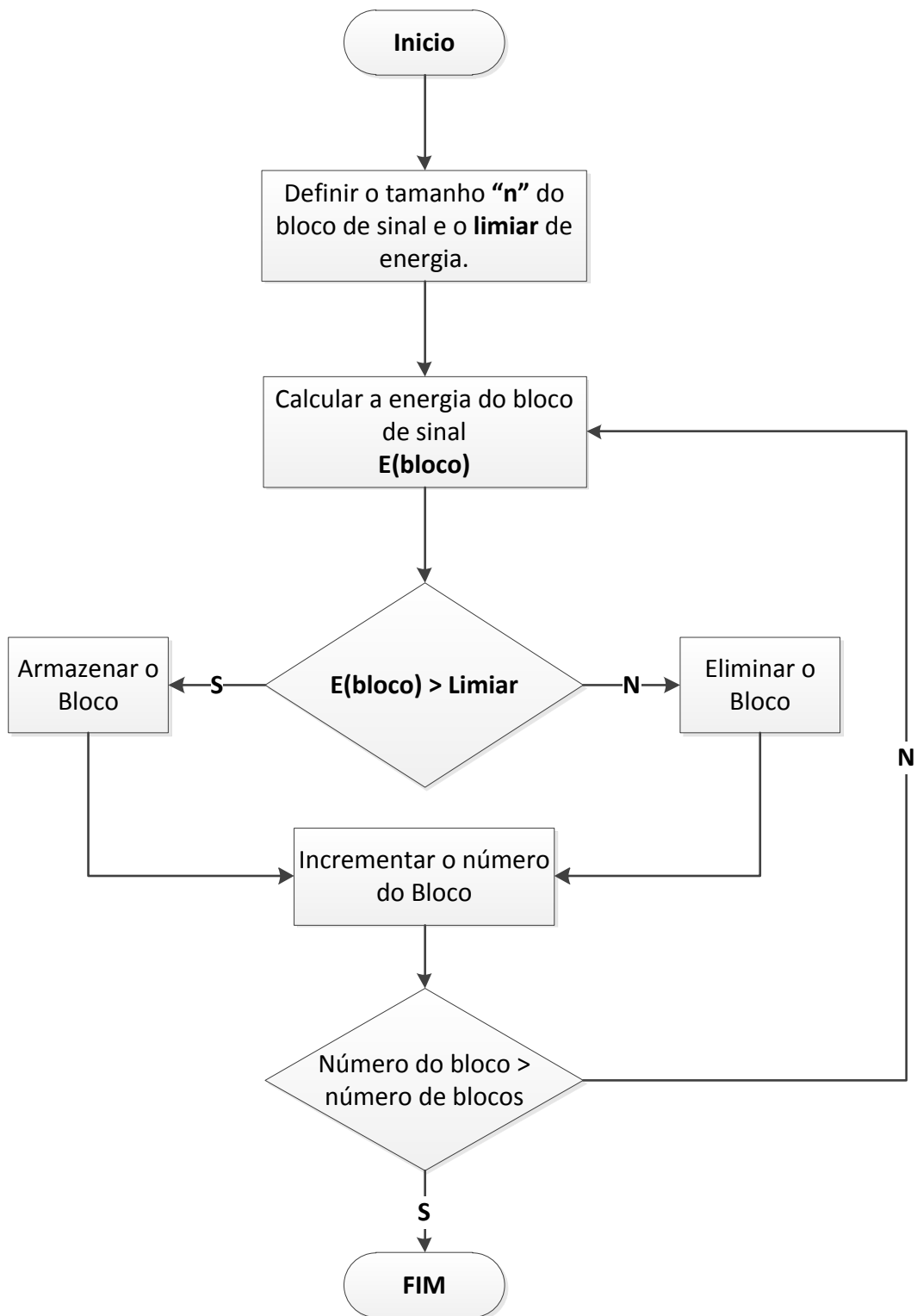


Figura 27 - Fluxograma do algoritmo de supressão de silêncio pela energia [modificado de 30].

### 3.1.2 Algoritmo de Supressão de Silêncio por ZCR

O segundo método utilizado para executar a supressão do silêncio em transmissões telefônicas a ser abordado neste trabalho faz uso da Taxa de Cruzamento pelo Zero (*Zero Cross Rate – ZCR*), ou seja, da contagem do número de ocasiões em que o sinal ultrapassa o eixo de referência horizontal.

Assim sendo, esta técnica distingue as ocasiões de presença de sinal e os momentos de silêncio por meio da análise do número de vezes que a curva cruza o nível zero de amplitude. Portanto, tem-se como premissa o fato de que as porções de silêncio possuem uma menor frequência de cruzamento quando comparadas as porções que evidenciam sinais sonoros [30].

Para realizar a implementação deste método inicialmente define-se o tamanho do bloco de sinal a ser analisado, o que ocorre de modo semelhante ao descrito na supressão por energia. Em seguida, a identificação dos blocos de silêncio é feita através da comparação com um limite previamente definido. Este será responsável por evidenciar quais blocos fazem parte do sinal sonoro por apresentarem taxa de ZCR superiores ao mesmo, bem como quais blocos correspondem ao silêncio que deve ser eliminado por apresentarem valores inferiores ao limiar estabelecido [30].

É válido ressaltar que os valores do limiar são determinados empiricamente para cada um dos sistemas que executará o algoritmo, uma vez que o valor de ZCR de silêncio poderá variar de acordo com o nível de ruído intrínseco médio do sistema.

De modo a evidenciar melhor o funcionamento deste algoritmo, a Figura 28, mostrada a seguir, trata do fluxograma do método de supressão de silêncio pela taxa de cruzamento pelo zero (ZCR).



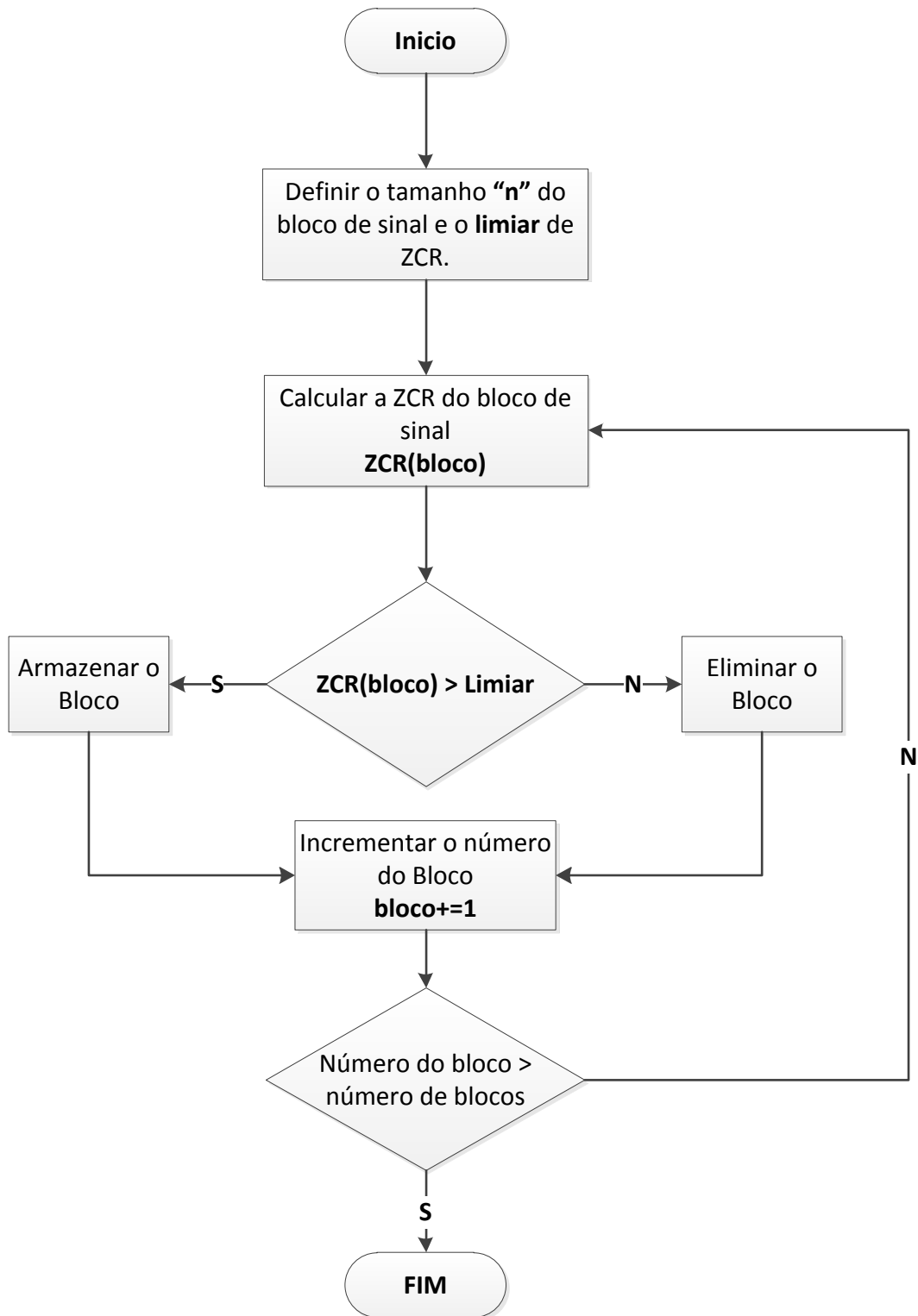


Figura 28 - Fluxograma do algoritmo de supressão de silêncio pela ZCR [modificado de 30].

### **3.1.3 Algoritmo de Supressão de Silêncio pela Energia e ZCR**

O terceiro método de eliminação dos blocos de silêncio existentes nos sinais de comunicação apresentado neste trabalho, trata-se de uma combinação dos dois métodos anteriores. O Algoritmo de supressão de silêncio pela energia e ZCR une os conceitos de identificação dos dois métodos com o intuito de se aumentar a sensibilidade e acurácia da detecção dos casos de ausência de comunicação e, consecutivamente, de sua supressão [30].

Assim sendo, o início do método continua o mesmo descrito anteriormente, divide-se o sinal em blocos de tamanho fixo “ $n$ ” e, em seguida, calcula-se para o bloco os valores tanto da Energia, respeitando a Equação 1, quanto da taxa de ZCR. A principal diferença deste método ocorre na avaliação dos resultados obtidos no passo anterior, ou seja, na sequência tais resultados serão comparados com um limite distinto para cada um dos parâmetros, caso os valores calculados sejam inferiores a pelo menos um dos dois limiares então o bloco é eliminado, caso contrário, sendo superiores aos dois valores então são mantidos [30].

De modo similar ao que acontece com os limiares dos métodos isolados, seus limites são ajustados empiricamente de modo a considerar que os valores da Energia e da ZCR dos blocos de silêncio pode variar de acordo com o nível de ruído intrínseco médio do sistema.

Com o agrupamento das duas técnicas a eficiência de detecção do método aumenta e, assim, proporciona um sinal final com reduzidas porções de silêncio. O fluxograma detalhado deste algoritmo pode ser observado na Figura 29.

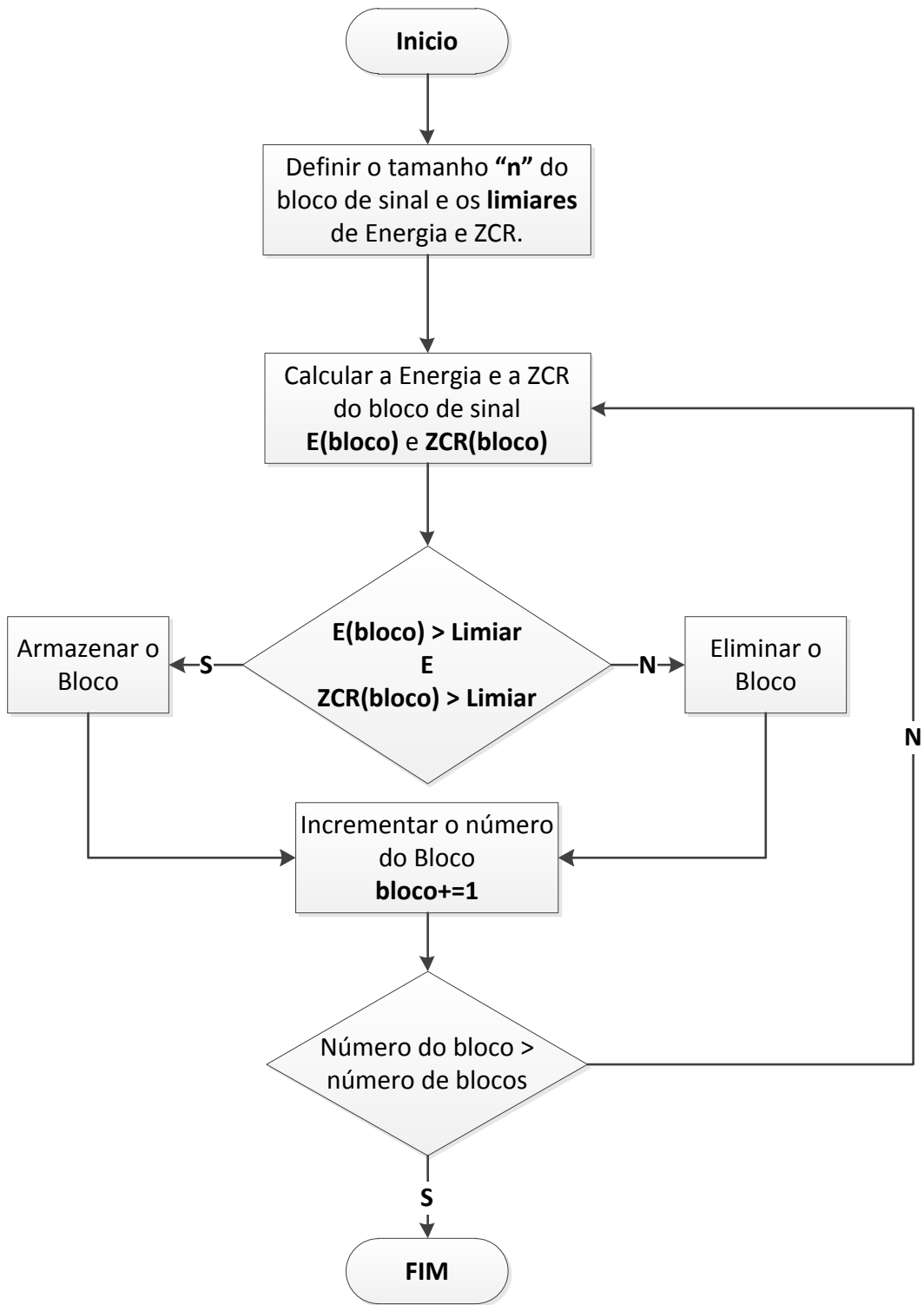


Figura 29 - Fluxograma do algoritmo resultado da junção dos métodos da energia e ZCR [modificado de 30].

## **3.2 A Concepção do Algoritmo Geral para Detecção**

Uma vez identificados e estudados os três algoritmos de supressão de silêncio cujas técnicas serão base dos métodos que irão compor as soluções propostas neste trabalho, iniciou-se o desenvolvimento das soluções as que se referem o tema deste trabalho. Esta fase foi dividida em duas etapas distintas conforme descrito a seguir:

1. Estudo das características de cada um dos sinais que serão analisados.

Na primeira etapa foi realizado um estudo para o levantamento das características morfológicas dos sinais de fluxo respiratório, ronco e movimento de pernas (MP), de modo a proporcionar o embasamento necessário para o desenvolvimento do método de identificação automático propriamente dito.

2. Desenvolvimento do algoritmo geral.

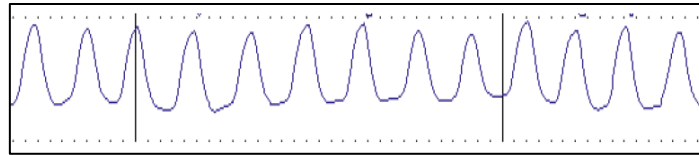
Na segunda fase, tendo por base o conhecimento gerado na fase anterior e as técnicas de supressão de silêncio analisadas, foi desenvolvido o método geral responsável pela análise dos sinais presentes no exame de polissonografia e identificação automática dos distúrbios de apnéia, ronco e movimento periódico de pernas.

Dessa forma, os itens subsequentes apresentam as informações detalhadas referentes a cada uma das fases que resultaram na concepção do algoritmo geral de detecção discutido nesse trabalho.

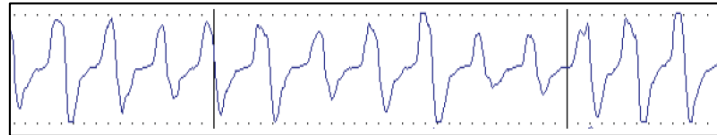
### **3.2.1 As Características dos Sinais em Análise**

#### **3.2.1.1 O Sinal de Fluxo Respiratório**

Conforme foi apresentado no item 2.5.2.4, o fluxo de ar durante a respiração pode ser capturado através de dois tipos de sensores: termistores e cânula de pressão. Tais sensores geram os dois principais sinais para a identificação dos episódios de Apnéia. Basicamente, os dois sinais gerados por estes sensores correspondem a ondas de morfologia próximas de senoides, conforme mostra a Figura 30 e a Figura 31, as quais correspondem aos movimentos de inspiração e expiração do paciente.



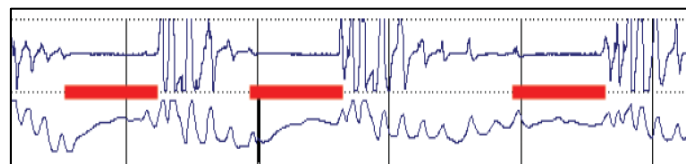
**Figura 30 - Sinal do fluxo respiratório do termistor [10].**



**Figura 31 - Sinal do fluxo respiratório da cânula de pressão [10].**

Para a identificação dos episódios de apnéia realiza-se uma análise da morfologia desses sinais, os quais sofrem alterações significativas em suas morfologias durante o evento em questão. Como explicado no item 2.2.1, durante um evento de apnéia ocorre uma diminuição de pelo menos 90% na amplitude do sinal respiratório por um período superior a 10 segundos, nesse caso deve-se marcar um evento de Apnéia [4].

A Figura 32 exemplifica a marcação manual de eventos de apnéia, cada uma das marcações vermelhas correspondem a eventos de Apnéia. É possível verificar que no intervalo que compreende o evento sua amplitude é bastante diminuída, chegando quase a corresponder a uma linha correspondendo há ausência de sinal e, por conseguinte, de fluxo de ar nas vias superiores.



**Figura 32 - Sinais do fluxo respiratório dos dois sensores [10].**

É válido ressaltar que os dois sinais evidenciados na Figura 32 foram gerados pela utilização em conjunto de dois diferentes tipos de sensores, conforme mostrado na Figura 16.

Dessa forma, os profissionais de saúde que fazem a leitura do exame possuem um maior número de parâmetros para evidenciar esses tipos de distúrbios respiratórios, o que, certamente, aumenta a acurácia no seu diagnóstico.

Neste trabalho, o algoritmo que efetuará a detecção e marcação automática dos eventos de apnéia, será responsável pela análise do sinal proveniente do sensor termistor e identificar os distúrbios presentes em todo o exame.

### 3.2.1.2 O Sinal de Ronco

O item 2.5.2.6 demonstra como o sinal de ronco pode ser capturado, utilizando dois tipos de sensores: microfone ou piezoelétrico. Atualmente o sensor mais utilizado é o segundo, pois se trata de um transdutor mais versátil e que proporciona grande acurácia no sinal gerado, como evidenciado na Figura 33.

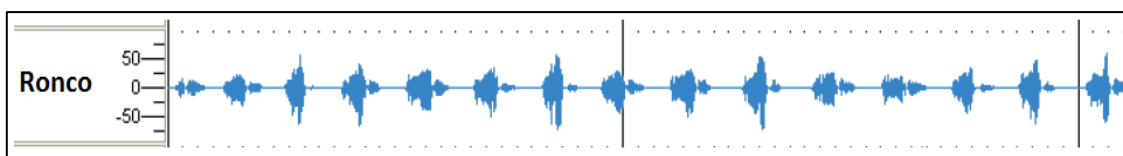


Figura 33 - Sinal de Ronco capturado pelo piezoelétrico [modificado de 10].

Os episódios de ronco caracterizam-se, como mostra a Figura 33, por curtos períodos de intensa presença de sinal e demais períodos que podem ser considerados como ausência do mesmo, fato explicado no item 2.2.3. Através da contagem do número destes eventos e de sua associação com outros distúrbios de sono o médico responsável pelo diagnóstico e tratamento do paciente pode indicar ou não a utilização de um CPAP ou outro tratamento que possa minimizar ou até eliminar as fontes deste distúrbio.

Neste trabalho, o algoritmo que efetuará a detecção e marcação automática dos eventos de ronco, analisará o sinal proveniente do sensor piezoelétrico de modo a identificar as ocorrências desse distúrbio no exame em análise.

### 3.2.1.3 O Sinal de Movimentação das Pernas

Já o sinal de movimento das pernas, apresentado no item 2.5.2.9, é capturado por sensores de miografia posicionados no músculo anterior da tíbia das duas pernas do paciente. Assim sendo, toda e qualquer movimentação realizada por uma das pernas do paciente será capturada pelos sensores e o sinal resultante, como mostrado na Figura 34, é armazenado no exame para análise posterior.

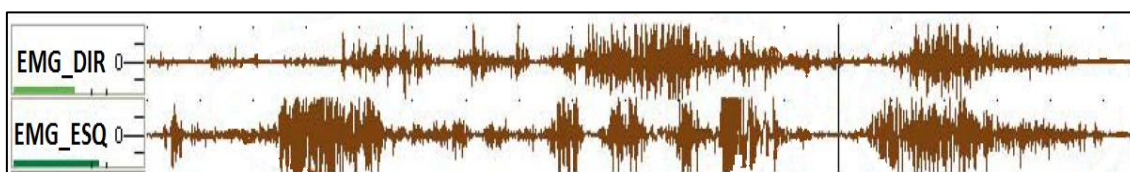


Figura 34 - Sinal da movimentação das pernas capturado pelos sensores de miografia [modificado de 10].

Os episódios de movimentação de pernas caracterizam-se, como explicado no item 2.2.2 e evidenciado pela Figura 34, por curtos períodos de intensa presença de sinal e demais períodos com sinais de amplitude baixa ou até nula. Além da simples contagem do número destes eventos, também devem ser consideradas e identificadas as ocorrências em sequência desse tipo de distúrbio, caracterizando a periodicidade dos mesmos e, com isso, a síndrome da movimentação periódica das pernas (*Periodic Limb Movement Syndrome – PLMS*).

Neste trabalho, o algoritmo a ser desenvolvido efetuará a detecção e marcação automática dos eventos de movimentação de pernas e também a caracterização de sua periodicidade por meio da marcação de eventos de MPP. Para tanto, analisará o sinal proveniente do sensor da miografia de uma das pernas do paciente de modo a identificar as ocorrências desse distúrbio no exame em análise.

### 3.2.2 O Algoritmo Geral para Detecção

Depois de identificados os algoritmos que fomentariam as metodologias a serem utilizadas na identificação e marcação dos eventos e estudadas as morfologias dos sinais de interesse para este trabalho inicia-se o desenvolvimento dos métodos computacionais que se encarregarão de analisar os sinais do exame de PSG e identificar, em seus respectivos canais, os eventos de ronco (canais de ronco ou cânula de pressão), apnéia (canais de fluxo de ar ou cânula de pressão) e movimento de pernas (canal de miografia dos membros inferiores).

Para tanto, o primeiro passo do desenvolvimento dos métodos tema deste trabalho constituiu-se da avaliação de quais estruturas sugeridas pelos sistemas de supressão de silêncio apresentados anteriormente nos itens 3.1.1, 3.1.2 e 3.1.3 melhor se adequam aos sinais de interesse. Como pode ser visto nos itens 3.2.1.2 e 3.2.1.3 a morfologia dos sinais de ronco e MPP são bastante similares, como evidenciado na Figura 35, e a aplicação do método que combina a supressão por energia e pela taxa de cruzamento pelo zero, uma vez que os sinais possuem uma densidade considerável de passagens pela origem.

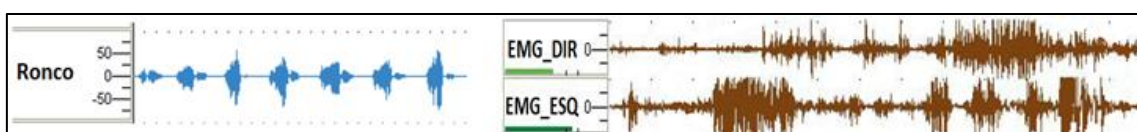


Figura 35 - Similaridade entre os sinais de Ronco e MPP [modificado de 10].

Entretanto, ao se analisar as características da morfologia do sinal de fluxo respiratório, apresentado no item 3.2.1.1, o qual se trata do sinal utilizado para a detecção dos eventos de apnéia verificou-se que o sua morfologia senoidal impossibilitava a utilização da análise baseada na taxa de cruzamentos pelo zero, uma vez que a cada ciclo respiratório, inspiração e expiração, o sinal passa somente uma vez pelo eixo da origem, conforme mostrado na Figura 36. Logo, para este sinal o método mais indicado a ser utilizado trata-se da supressão levando em consideração apenas os níveis de energia.

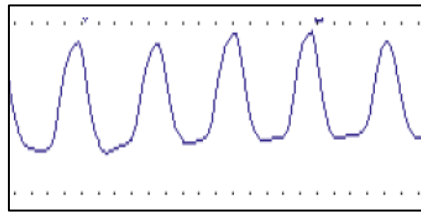


Figura 36 - ZCR do sinal de fluxo respiratório [modificada de 10].

Dessa forma, como o intuito deste trabalho trata-se da criação de um método geral para utilização nos três sinais, foi eliminada a utilização da taxa de cruzamentos pelo zero e focou-se na estrutura descrita para a supressão do silêncio pela energia.

Após definida qual a ideia essencial seria utilizada no desenvolvimento do algoritmo tema desta dissertação, fez-se algumas adaptações no método base de modo que o mesmo pudesse atender as características dos três sinais em questão. É válido ressaltar que cada adaptação aqui descrita antes de passar a compor o algoritmo geral era validada de modo empírico para cada um dos sinais de interesse. Deste modo, corroborando a efetividade de sua inserção no algoritmo geral.

Assim sendo, o algoritmo base deste trabalho pode ser dividido em 3 partes distintas, cujas funcionalidades encontram-se descritas abaixo:

### 1. Preparação dos sinais:

- a. O sinal capturado a 200 Hz passa por um filtro Butterworth passa-faixa (FPF) de 2ª ordem, com banda de passagem configurada entre 0,1 e 70 Hz [33], [34].



- b. Posteriormente, o sinal já filtrado passa por um processo de retificação, de modo a disponibilizar apenas sinais positivos, fato que privilegia a identificação dos eventos.
- c. Em seguida é aplicado um processo para evidenciar os picos de energia em cada um dos canais para isso são realizadas somas sucessivas para o acúmulo dos valores de 10 amostras. Assim, melhorando a acurácia dos limiares de detecção utilizados nos algoritmos.
- d. Por fim, o sinal resultante passa por uma filtragem de média móvel (*Moving Average Filter*) que utiliza 10 pontos em seu cálculo. Com isso é possível diminuir oscilações nos sinais em análise e evidenciar ainda mais os pontos com maior energia [33], [34];

## **2. Identificação do evento:**

Nesta fase o sinal resultante da preparação realizada na primeira fase do algoritmo é percorrido em sua totalidade a fim de se identificar os eventos válidos para cada um dos distúrbios [4], [31], [32], [35], [36]. Para cada distúrbio específico foram utilizados valores dos parâmetros específicos, os quais serão descritos posteriormente nos itens 3.3.1, 3.3.2 e 3.3.3 que tratarão das modificações realizadas para cada caso;

## **3. Validação e marcação do evento:**

Por fim, cada evento identificado deve ser validado antes de ser realmente inserido no exame. Este processo avalia as características específicas de cada evento, dentre elas: duração, distância entre os eventos subsequentes e a soma de ambos [4], [31], [32], [35], [36]. Caso a ocorrência identificada não respeite algum desses limites o mesmo é descartado. Como já dito anteriormente, os valores específicos para cada evento serão descrito posteriormente nos itens 3.3.1, 3.3.2 e 3.3.3.

Logo, a interação entre cada uma das partes do algoritmo é ilustrado no fluxograma da Figura 37.

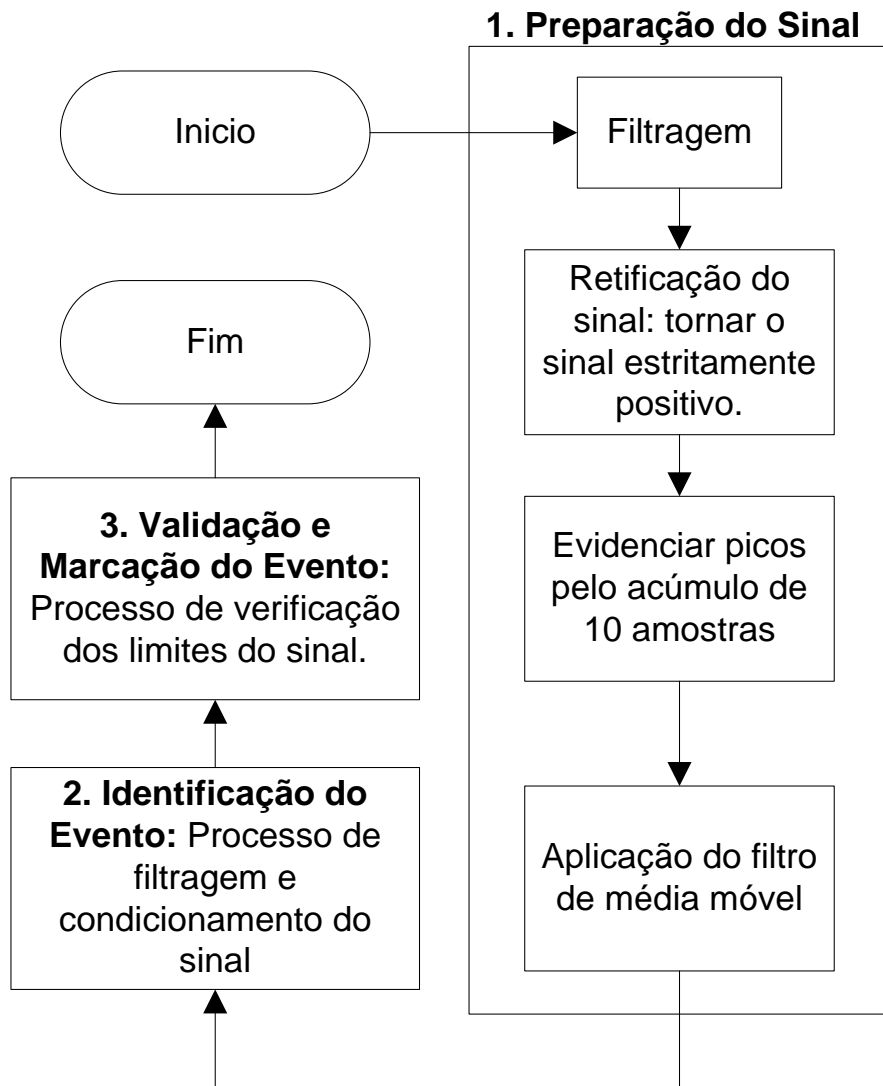


Figura 37 - Fluxograma do algoritmo geral para detecção de distúrbios de sono [37].

### 3.3 Modificações no Algoritmo Geral para Detecção de cada Distúrbio

Nesta seção do capítulo 3 serão apresentadas as alterações que devem ser realizadas no algoritmo geral de modo a que este se adapte as peculiaridades identificadas para cada um dos distúrbios de sono tratados neste trabalho. Assim, nos subitens que se encontram na sequencia encontram-se as informações detalhadas dos itens alterados para as detecções dos eventos de apnéia, movimento periódico das pernas e do ronco.

#### 3.3.1 Detecção dos Eventos de Apnéia

Os eventos de apnéia do sono são identificados através da avaliação das características morfológicas do sinal de fluxo de ar, conforme explanado no item 3.2.1.1. Logo levando em consideração a forma de onda senoidal deste sinal foram realizadas algumas alterações no algoritmo principal conforme explanado a seguir:

- A primeira alteração realizada corresponde à adequação da duração mínima aceitável para um evento de apnéia [4], [37]. Segundo o guia da academia americana de medicina do sono (*American Academy of Sleep Medicine - AASM*) uma ocorrência de apnéia não pode ser inferior à 10 segundos como mostrado na Tabela 1 e Figura 38.

Tabela 1 - Parâmetros utilizados para a detecção de eventos de Apnéia [4], [37].

Parâmetro	Valor Mínimo
Duração	10 s
Diminuição em relação a linha de base	90 %

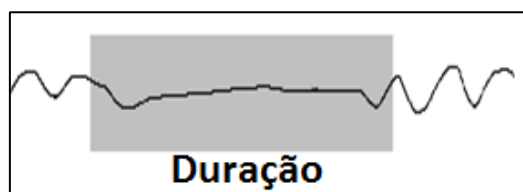
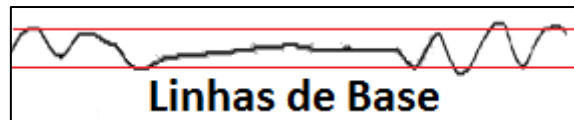


Figura 38 - Duração Apnéia.

- O segundo item alterado no algoritmo geral trata-se da adição de uma linha de base para determinar os eventos de diminuição da respiração, de modo a identificar quando tal decréscimo em relação à linha de base alcança-se os 90% indicados também na Tabela 1 [4], [37] e na Figura 39.



**Figura 39 - Linhas de Base Apnéia.**

Essa linha de base tem como papel indicar qual o nível basal da respiração do paciente, a qual deve ser comparada à energia momentânea do fluxo de ar e, com isso, determinar se ocorreu um evento de apnéia.

É válido salientar que a amplitude do sinal de fluxo respiratório varia durante a noite de sono, começando de forma mais intensa – maior amplitude – e a partir do momento em que o paciente entra nos estágios de sono mais intenso a amplitude da onda diminui. Assim sendo, a linha de base é calculada a partir da média móvel dos ciclos respiratórios (identificados pelos picos existentes no canal de fluxo de ar) em um intervalo de 5 minutos, ou seja, quando um novo ciclo de respiração é inserido no cálculo, o ciclo mais antigo deixa de ser considerado. Logo, garante-se que a linha de base acompanhará as alterações do ciclo respiratório durante a noite de sono [4], [37].

Com a alteração do algoritmo geral conforme descrito acima se obtém o método final de detecção dos eventos de apnéia, o qual é evidenciado pelo fluxograma da Figura 40.

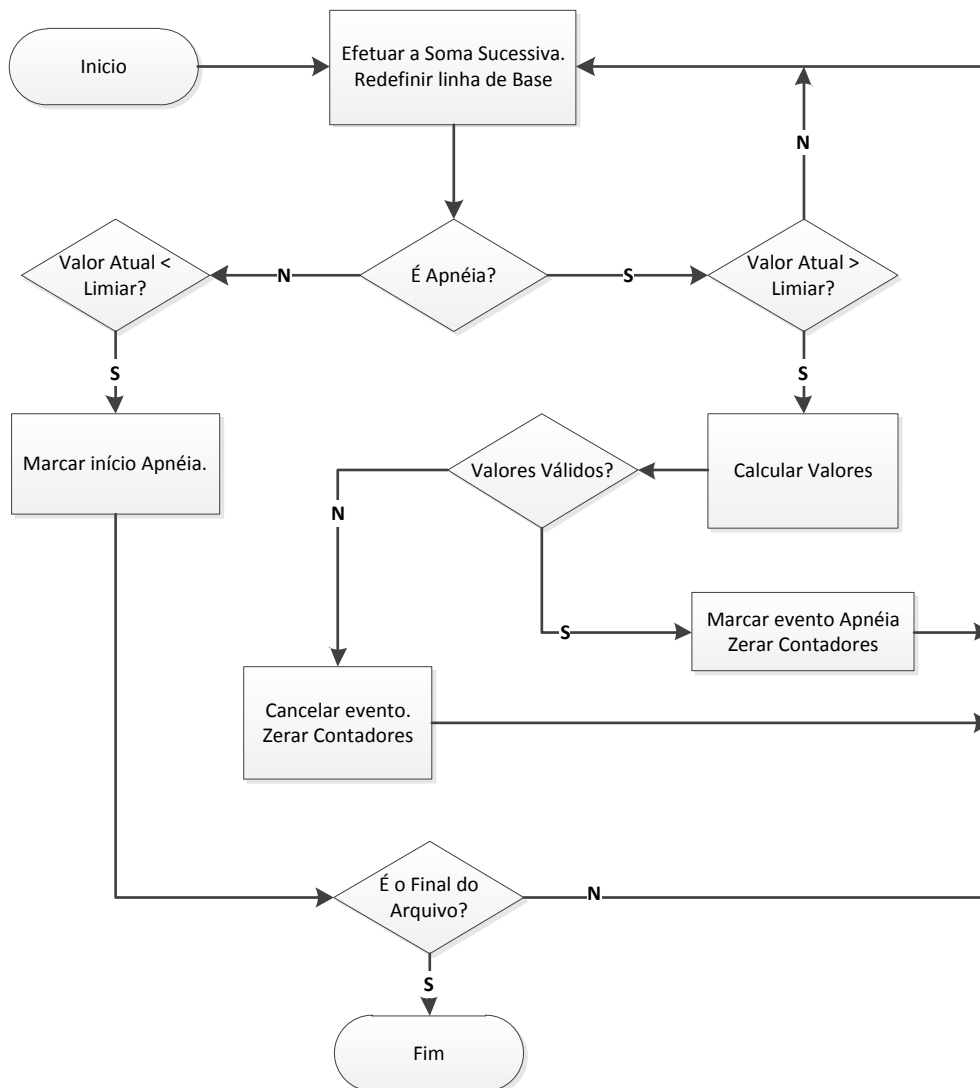


Figura 40 - Fluxograma Apnéia.

### 3.3.2 Detecção dos Eventos de Movimento de Pernas

Os eventos de movimento de pernas são identificados através da avaliação das características morfológicas do sinal do elétrico do músculo anterior da tíbia, conforme explanado no item 3.2.1.3. Neste tipo de evento, ao contrário dos algoritmos de detecção de apnéia e de ronco, deveremos proceder dois processos de detecção, sendo eles: detecção dos movimentos de pernas e a detecção da movimentação periódica de pernas. Logo levando em consideração a forma de onda deste sinal e a caracterização da periodicidade dos mesmos realizaram-se algumas alterações no algoritmo principal conforme explanado a seguir:

- A primeira alteração realizada corresponde à adequação dos eventos de MP quanto a sua duração mínima e máxima [4], [37]. Segundo o guia da AASM

uma ocorrência de MP deve possuir sua duração entre 0,5 e 10 segundos, como evidenciado na Tabela 2 e Figura 41.

Tabela 2 - Parâmetros utilizados para a detecção dos movimentos de perna [4], [37].

<b>Movimento de pernas (MP)</b>		
<b>Parâmetro</b>	<b>Valor Mínimo [s]</b>	<b>Valor Máximo [s]</b>
Duração	0,5	10
<b>Movimento Periódico de Pernas (MPP)</b>		
<b>Parâmetro</b>	<b>Valor Mínimo</b>	<b>Valor Máximo</b>
Número de eventos	4	-
Intervalo	5 s	90 s

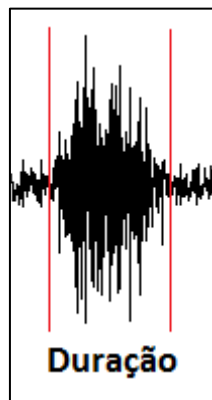


Figura 41 - Duração MP.

- Uma vez identificadas às ocorrências de Movimentos de Pernas (MP) inicia-se o processo de identificação dos eventos de MPP. Para caracterizar um evento de MPP, é preciso verificar se o MP pertence a um conjunto válido de MPs, o que consiste em uma sequência de 4 MPs espaçados entre si por um intervalo de no mínimo 5 segundos e no máximo 90 segundos, conforme ilustrado na Figura 42.

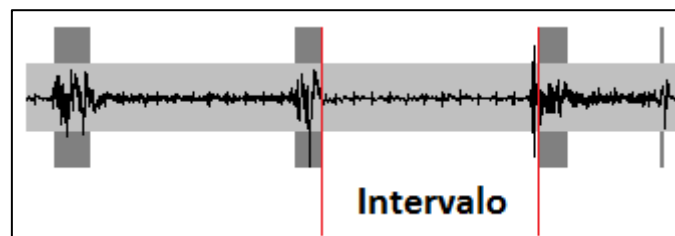


Figura 42 - Intervalo entre eventos de MP.

Alterando o algoritmo geral conforme descrito acima se obtém o método final de detecção dos eventos de MP e MPP, o qual é evidenciado pelo fluxograma da Figura 43.

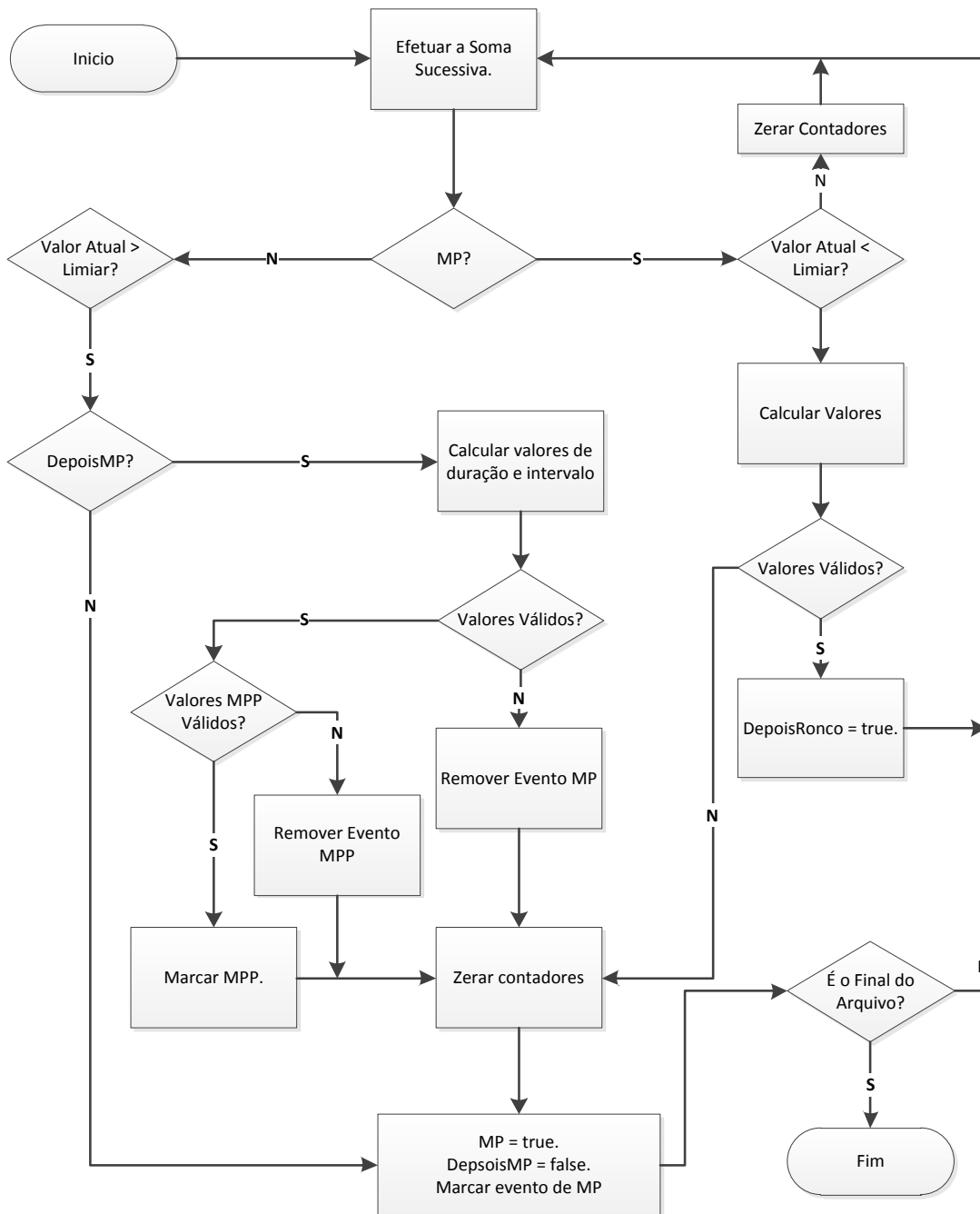


Figura 43 - Fluxograma algoritmo MPP.

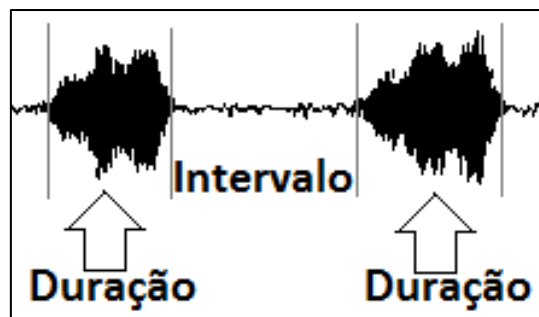
### 3.3.3 Detecção dos Eventos de Ronco

O evento de ronco é identificado através da avaliação das características morfológicas do sinal do piezoelétrico posicionado no pescoço do paciente, conforme explicado no item 3.2.1.2. Logo levando em consideração a forma de onda deste sinal realizaram-se algumas alterações no algoritmo principal conforme explicado a seguir:

- A adequação do algoritmo geral para a identificação dos eventos de ronco de modo efetivo foi feita através da adequação de sua duração mínima, duração máxima, intervalo mínimo, intervalo máximo e os valores máximos e mínimos para a somatória entre os dois valores (duração + intervalo) [4], [37]. Os valores de referência para os parâmetros em questão encontram-se descritos na Tabela 3 e uma indicação gráfica destes limites é evidenciada na Figura 44.

**Tabela 3 - Parâmetros utilizados para a detecção de eventos de Ronco [32] [37].**

<b>Parâmetro</b>	<b>Valor Mínimo [s]</b>	<b>Valor Máximo [s]</b>
Duração	0,6	1,8
Intervalo	1,4	4,0
Duração + Intervalo	2,8	5,5



**Figura 44 - Limites Ronco.**

Com a alteração realizada no algoritmo geral se obtém o método final de detecção dos eventos de Ronco, o qual é evidenciado pelo fluxograma da Figura 45.



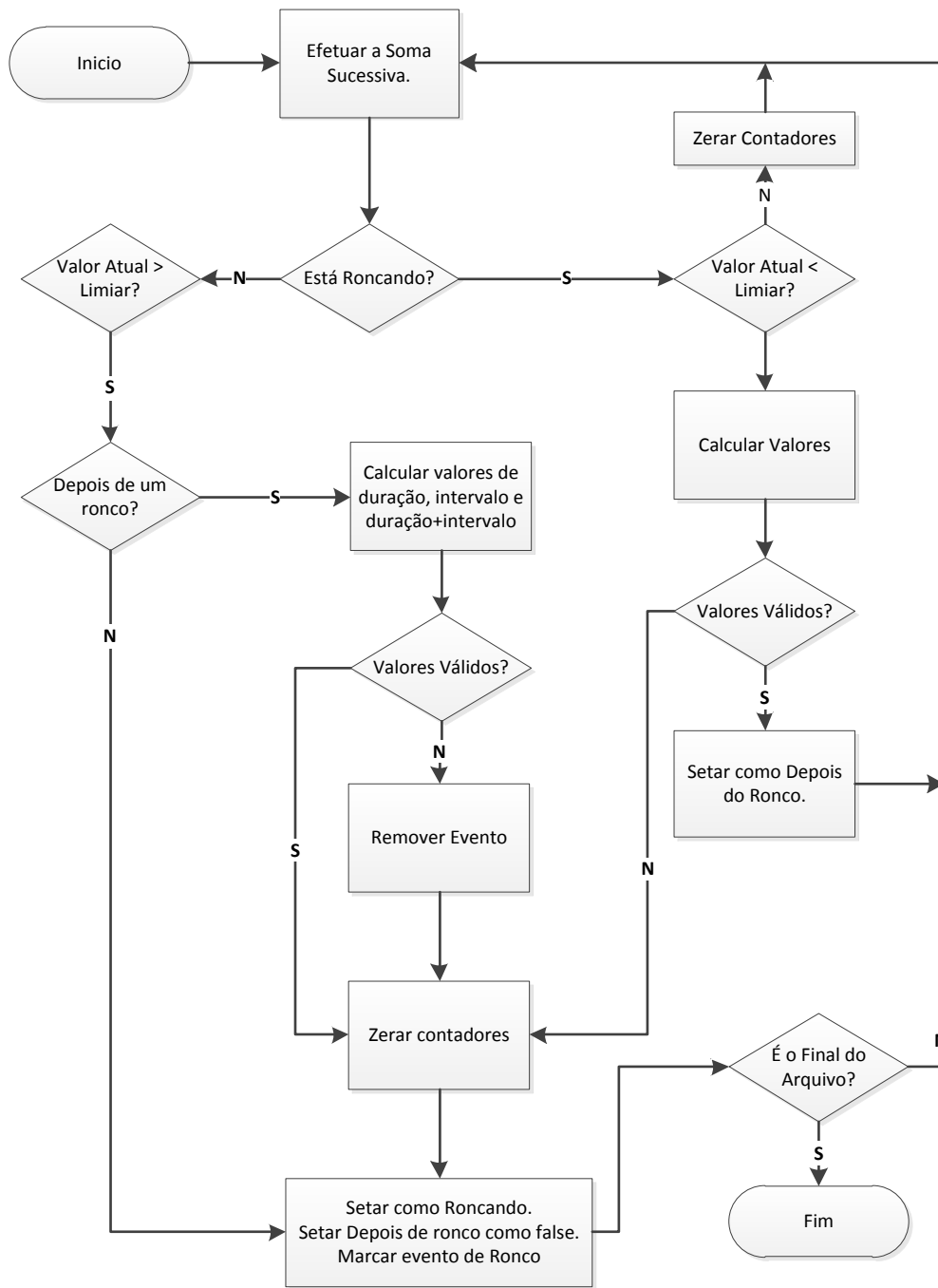


Figura 45 - Fluxograma Algoritmo de Detecção dos Eventos de Ronco

## 4 RESULTADOS EXPERIMENTAIS

Para a validação dos métodos computacionais propostos neste trabalho, foi utilizada uma gama de 30 diferentes exames de PSG, os quais foram submetidos a cada um dos algoritmos de detecção de modo a possibilitar uma avaliação quantitativa dos acertos de cada um deles. Assim validando sua eficácia.

Dessa forma, esse capítulo tem como intuito apresentar o sistema utilizado para a captura dos dados, os exames de referência utilizados para validar os algoritmos e, por fim, analisar os resultados apresentados pelos sistemas de detecção frente aos sinais de validação utilizados.

### 4.1 O Sistema de Aquisição de Dados

Os exames utilizados para a validação dos algoritmos desenvolvidos neste trabalho foram capturados por um sistema de hardware BWII PSG de 32 canais devidamente certificado junto aos órgãos pertinentes, sendo fabricado e comercializado pela empresa brasileira Neurovirtual.

Este hardware trabalha com uma taxa de amostragem de 200 hertz, sendo assim, armazenando no arquivo de exame 200 amostras por segundo para cada um dos 32 canais. O arquivo de exame contendo cerca de 8 horas de estudo possui cerca de 300 MB, podendo ou não possuir um arquivo de vídeo com a gravação do quarto do paciente. Neste trabalho não será levado em consideração o arquivo de vídeo.

Os sinais de interesse são capturados junto ao paciente por meio de sensores posicionados e afixados conforme indicado no capítulo 2 deste trabalho. Uma vez coletados os sinais passam por 4 estágios de amplificação com o intuito de elevar sua amplitude, bem como por um circuito de condicionamento para a eliminação de possíveis ruídos indesejados e evitar o efeito *aliasing* no processo de conversão.

Em seguida o sinal já amplificado, condicionado e, até então, analógico passa pelo processo de conversão analógico-digital (AD), no qual são utilizados ADCs de 12 bits com o intuito de obter-se um sinal digital para ser enviado ao software de alto nível presente no computador.

Por fim, o sinal digitalizado proveniente do sistema de hardware e enviado ao computador é organizado e serializado de acordo com a estrutura de dados do arquivo de exame, o qual recebe a extensão “.psg”.

A Figura 46 mostra o digrama de blocos simplificado do sistema de coleta de dados descrito neste tópico.

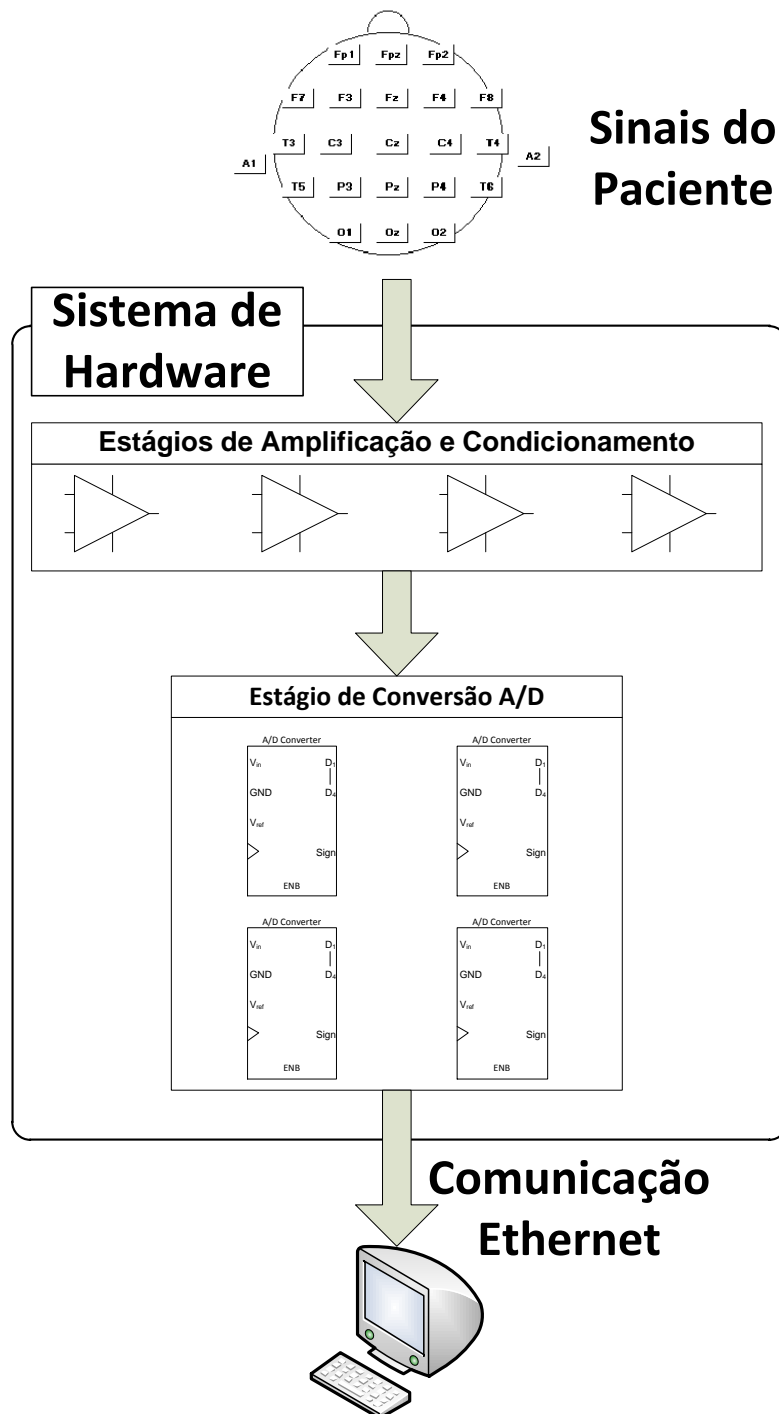


Figura 46 - Diagrama de Blocos Sistema de Captura dos Dados

## 4.2 Os Sinais Utilizados para Validação

Uma vez finalizado o desenvolvimento dos três algoritmos tema desta dissertação é necessário validar seu funcionamento, bem como avaliar o seu desempenho de modo a corroborar a efetividade destes na identificação autônoma dos eventos de Apnéia, Movimentação das Pernas e Ronco.

Para a validação do algoritmo foi utilizado um total de 30 estudos de PSG previamente estagiados fornecidos pela Neurovirtual, empresa nacional especializada em neurofisiologia e polissonografia clínica, sendo estes pertencentes ao acervo particular da empresa. É válido ressaltar que os exames mantidos pela Neurovirtual não possuem qualquer indicação demográfica dos pacientes, ou seja, não se tem acesso a nenhuma informação pessoal dos mesmos, ficando disponíveis apenas os dados fisiológicos de cada estudo. Dessa forma, por não haver a possibilidade de se ferir a confidencialidade dos pacientes envolvidos, a forma escolhida para a validação deste trabalho não foi submetida ao crivo de um comitê de ética.

Além disso, os exames escolhidos apresentam uma densidade de ocorrências de distúrbios de média para grande, garantindo a existência de eventos suficientes para avaliar o desempenho dos métodos desenvolvidos neste trabalho.

Para cada um dos 30 exames se executou os três algoritmos desenvolvidos neste trabalho. Os resultados obtidos foram tabulados e seus valores comparados com os índices previamente existentes de cada um dos distúrbios.

É válido ressaltar que todos os estudos utilizados na validação dos métodos desenvolvidos neste trabalho correspondem a exames de referência (“*Golden Standard*”), ou seja, são exames estagiados por especialistas, cujas marcações são rigorosamente verificadas uma vez que estes são utilizados em rotinas de treinamento e também para avaliar a coerência das marcações realizadas por cada um dos integrantes da clínica. A AASM determina que todos os laboratórios credenciados executem uma avaliação periódica denominada *Interscore Reliability (ISR)*, comparando as marcações realizadas por cada um dos técnicos e médicos de seu corpo clínico com os valores previamente existentes nos exames de referência.

Assim sendo, a base de dados utilizada para executar a avaliação dos métodos é bastante confiável e confere aos resultados obtidos a consistência necessária para corroborar a eficácia de cada um dos algoritmos.

### **4.3 Análise dos Resultados Experimentais**

Realizados os testes dos 3 algoritmos em cada um dos 30 exames obteve-se um volume de dados considerável que foi compilado nas tabelas com as contagens dos mesmos para validar a eficácia dos métodos.

Para criar um padrão de análise dos resultados, foram definidos um conjunto de seis índices, cuja verificação permite comprovar a eficiência de cada uma das detecções. A listagem dos índices bem como as explicações referentes aos seus cálculos encontra-se a seguir:

**1. Média dos Eventos Existentes (MEE):**

Média calculada pela divisão entre a soma de todos os eventos presentes nos exames avaliados e o número de exames avaliados;

**2. Média de Acertos do Algoritmo (MAA):**

Média calculada pela divisão entre o total de verdadeiros positivos identificados pelo algoritmo nos exames e o número de exames avaliados;

**3. Falsos Positivos (FP):**

Calculado pela divisão entre o total de falsos positivos identificados pelo algoritmo nos exames e o número de exames avaliados;

**4. Falsos Negativos (FN):**

Calculado pela divisão entre o total de falsos negativos identificados pelo algoritmo nos exames e o número de exames avaliados;

**5. Faixa de acertos (FA):**

Valores percentuais referentes às condições de maior e menor nível de acertos;

**6. Percentual de acertos (PA):**

Representação percentual da razão entre o número de eventos identificados pelo algoritmo e o número real de perturbações existentes nos exames.

Além disso, também será gerada uma tabela completa com a compilação das informações dos 30 exames. Esta tabela será composta pelos seguintes dados:

- **Número de Eventos:**

Corresponde ao número total de eventos originalmente presentes em cada um dos exames avaliados.

- **Número de Acertos:**

Corresponde ao número de eventos marcados corretamente pelo algoritmo, ou seja, eventos que correspondem exatamente a eventos existentes no exame.

- **Número de Falsos Positivos:**

Corresponde ao número de eventos marcados que não correspondem efetivamente a um evento válido.

- **Número de Falsos Negativos:**

Corresponde ao número de eventos que deveriam ser marcados, entretanto foram ignorados pelo algoritmo.

Dessa forma, levando em consideração os índices apresentados anteriormente, serão apresentados, nos próximos itens, os resultados apurados da aplicação dos métodos tema desta dissertação.

### 4.3.1 Resultados Obtidos para a Detecção de Apnéia

Para cada um dos 30 estudos selecionados foi executado o algoritmo para detecção de eventos de apnéia. Os resultados da aplicação do método podem ser avaliados quando a dois parâmetros diferentes: parâmetro visual e parâmetros numéricos.

Como resultado visual da aplicação do método obteve-se inúmeras marcações referentes às ocorrências das apnéias, como pode ser visualizado na Figura 47, Figura 48 e Figura 49.

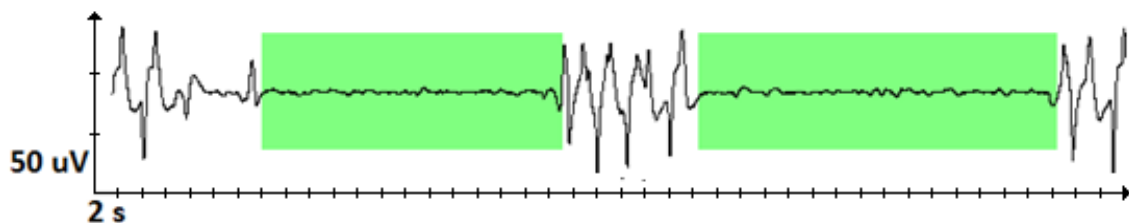


Figura 47 - Exemplo de eventos de Apnéia identificados pelo sistema.

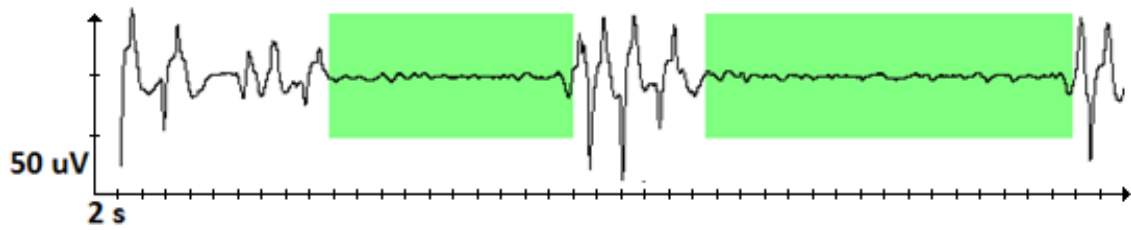


Figura 48 - Exemplo de eventos de Apnéia identificados pelo sistema.

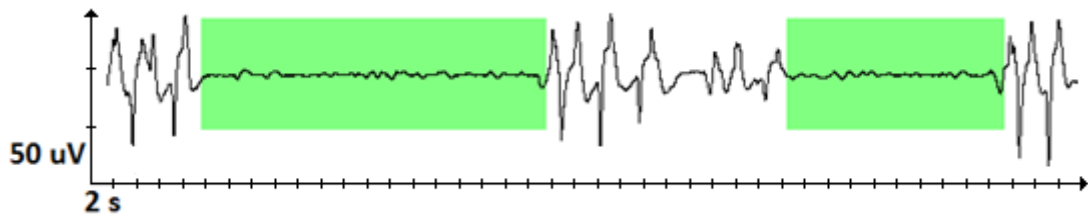


Figura 49 - Exemplo de eventos de Apnéia identificados pelo sistema.

Atentando às figuras é possível verificar que todas as marcações ocorrem nos pontos do sinal em que realmente a amplitude tem um decréscimo superior a 90% em relação à sua linha de base. Dessa forma, é possível afirmar que no que diz respeito aos parâmetros visuais o algoritmo desenvolvido está desempenhando as marcações de forma satisfatória.

Além disso, é válido evidenciar exemplos de situações nas que o algoritmo apresentou erros na marcação dos eventos, ou seja, uma amostra dos casos de Falsos Positivos (em verde) e Falsos Negativos (em vermelho), os quais são evidenciados na Figura 50, Figura 51 e Figura 52.

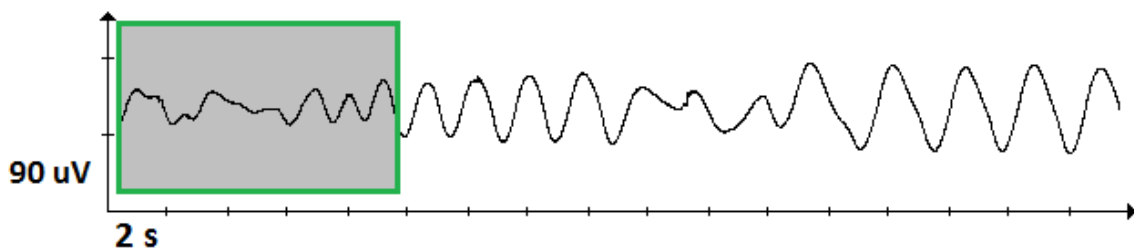


Figura 50 - Exemplos de Falsos Positivos (Verde) para eventos de Apnéia.

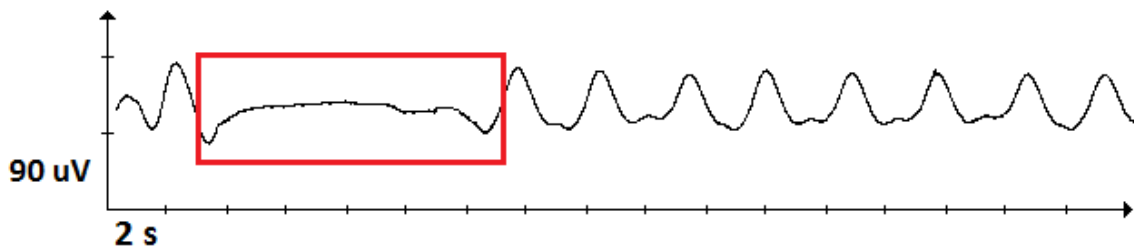


Figura 51 - Exemplos de Falsos Negativos (Vermelho) para eventos de Apnéia.

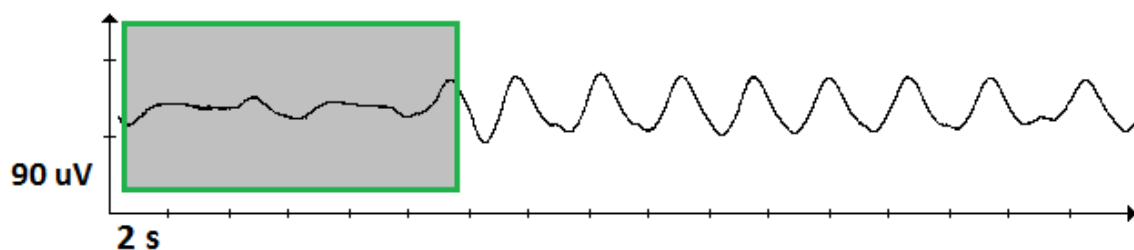


Figura 52 - Exemplos de Falsos Positivos (Verde) para eventos de Apnéia.

Uma avaliação mais técnica do funcionamento do algoritmo pode ser realizada por meio da análise dos parâmetros numéricos dos resultados, cujos cálculos foram apresentados no início deste item. Dessa forma, serão disponibilizadas duas tabelas. A primeira, Tabela 4, trata-se da tabela com os parâmetros gerais a respeito da execução do algoritmo.

Tabela 4 - Resultados da detecção de eventos de Apnéia nos 30 exames.

	Número de Eventos	Número de Acertos	Número de FP	Número de FN
1	73	49	4	24
2	71	48	3	23
3	69	48	2	21
4	75	55	3	20
5	70	54	5	16
6	69	52	6	17
7	73	55	3	18
8	76	51	2	25
9	70	53	5	17
10	71	58	4	13
11	72	58	3	14
12	74	58	1	16
13	67	52	0	15
14	72	57	1	15
15	71	57	2	14
16	70	57	3	13
17	76	59	4	17
18	74	58	5	16
19	65	47	6	18
20	67	54	6	13
21	72	57	2	15
22	66	51	3	15
23	73	55	4	18
24	68	49	5	21
25	73	58	5	15
26	71	50	4	21
27	70	56	3	14
28	72	55	6	17
29	69	51	3	18
30	73	49	4	24



Já a segunda, Tabela 5, possui os índices totais da execução do algoritmo. Analisando esta tabela observa-se que o método alcançou um nível de acerto superior a 75%, tendo casos com 82% de acertos. Esses resultados são suficientes para corroborar a eficácia do método desenvolvido neste trabalho para a detecção de eventos de apnéia.

Tabela 5 - Resultados total da detecção de eventos de Apnéia em 30 exames diferentes.

MEE	MAA	FP	FN	FA [%]	PA [%]
71	54	6	17	67 - 82	75,8

### 4.3.2 Resultados Obtidos para a Detecção de Movimento de Pernas

Para cada um dos 30 estudos selecionados executou-se o algoritmo de detecção movimento de pernas e também de sua movimentação periódica. Assim como o evento de apnéia, os resultados da aplicação deste método podem ser avaliados por parâmetros visuais e parâmetros numéricos.

No que diz respeito ao resultado visual da aplicação do método, analisando a Figura 53, Figura 54 e Figura 55 observa-se que as marcações referentes tanto ao movimento de pernas (marcação cinza escuro) quanto ao movimento periódico de pernas (marcação em cinza claro) obedecem às regras para marcação de cada uma das ocorrências supracitadas.

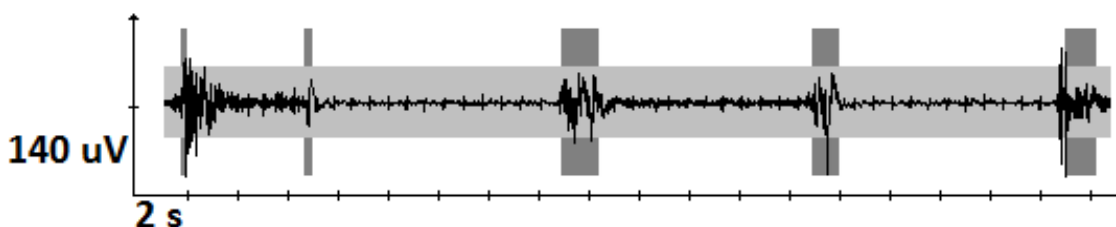


Figura 53 - Exemplo de eventos de MP (cinza escuro) e MPP (cinza claro) identificados.

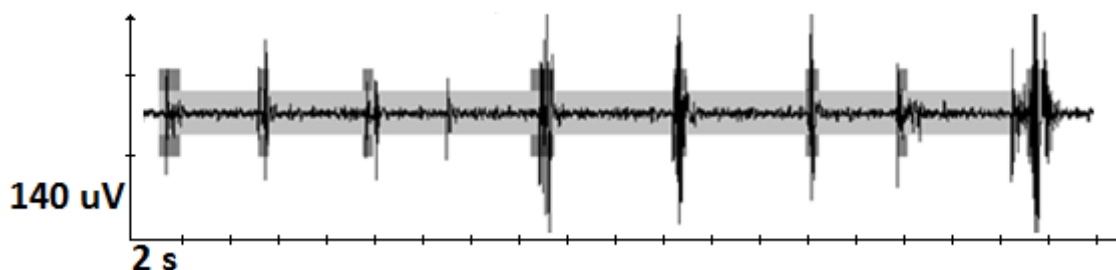


Figura 54 - Exemplo de eventos de MP (cinza escuro) e MPP (cinza claro) identificados

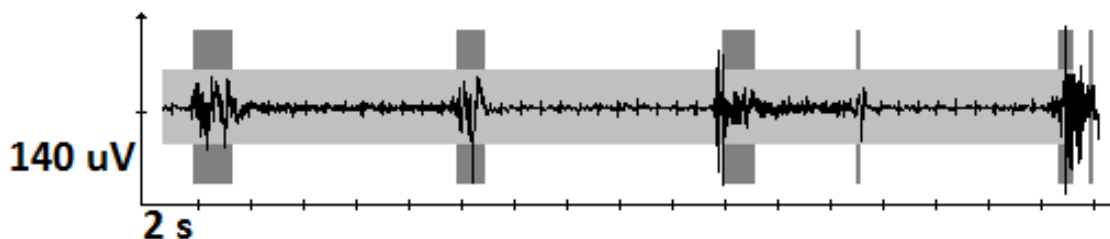


Figura 55 - Exemplo de eventos de MP (cinza escuro) e MPP (cinza claro) identificados

Assim sendo, é possível afirmar que no que diz respeito aos parâmetros visuais o algoritmo desenvolvido está desempenhando as marcações de forma satisfatória.

Além disso, é válido evidenciar exemplos de situações nas que o algoritmo apresentou erros na marcação dos eventos, ou seja, uma amostra dos casos de Falso Positivos (em verde) e Falso Negativos (em vermelho), os quais são evidenciados na Figura 56, Figura 57 e Figura 58.

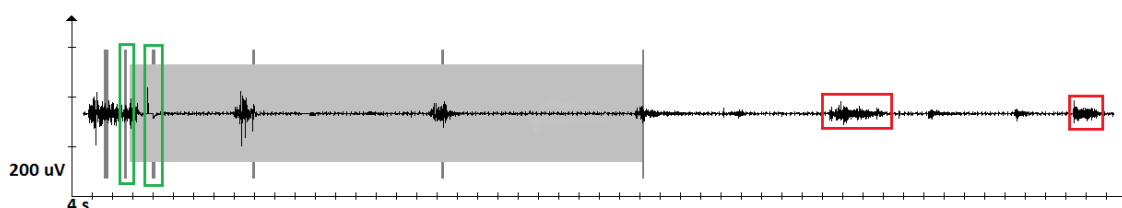


Figura 56 - Exemplos de Falsos Positivos (Verde) e Falsos Negativos (Vermelho) para eventos de MPP.

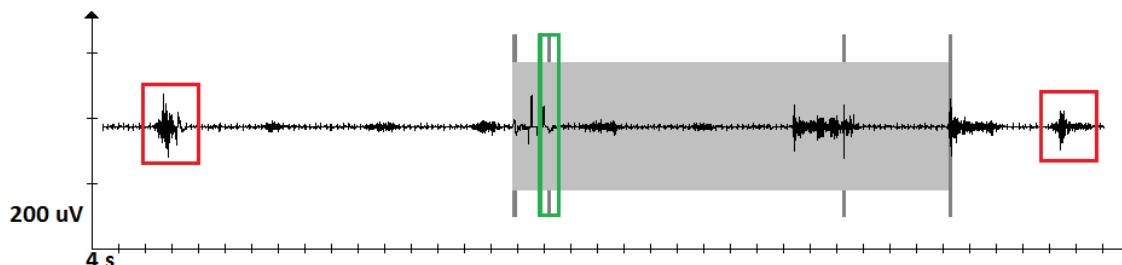


Figura 57 - Exemplos de Falsos Positivos (Verde) e Falsos Negativos (Vermelho) para eventos de MPP.

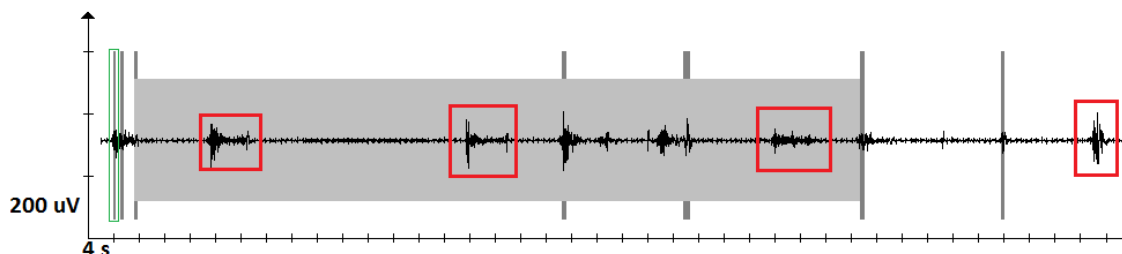


Figura 58 - Exemplos de Falsos Positivos (Verde) e Falsos Negativos (Vermelho) para eventos de MPP.

Já para uma avaliação mais técnica da eficácia do algoritmo é possível analisar os parâmetros numéricos do resultado, os quais se encontram disponibilizados duas

tabelas. A primeira, Tabela 6, trata-se da tabela com os parâmetros gerais a respeito da execução do algoritmo.

**Tabela 6 - Resultados da detecção de eventos de MPP em 30 exames.**

	<b>Número de Eventos</b>	<b>Número de Acertos</b>	<b>Número de FP</b>	<b>Número de FN</b>
1	53	39	4	14
2	55	40	3	15
3	51	38	2	13
4	56	45	3	11
5	60	49	5	11
6	73	55	6	18
7	40	30	3	10
8	45	35	2	10
9	65	56	5	9
10	75	62	4	13
11	45	36	3	9
12	50	40	1	10
13	52	40	0	12
14	54	43	1	11
15	56	45	2	11
16	35	29	3	6
17	40	31	4	9
18	43	34	5	9
19	47	38	6	9
20	48	40	6	8
21	57	46	2	11
22	49	38	3	11
23	51	38	4	13
24	46	39	5	7
25	63	50	5	13
26	60	49	4	11
27	50	43	3	7
28	58	44	6	14
29	55	41	3	14
30	53	39	4	14

Já a segunda, Tabela 7, possui os índices totais da execução do algoritmo. Analisando esta tabela observa-se que o método alcançou um nível de acerto superior a 79%, tendo casos com 86% de acertos. Esses resultados são suficientes para corroborar a eficácia do método desenvolvido neste trabalho para a detecção de eventos de MP e MPP.

**Tabela 7 - Resultados total da detecção de eventos de MPP em 30 exames diferentes.**

<b>MEE</b>	<b>MAA</b>	<b>FP</b>	<b>FN</b>	<b>FA [%]</b>	<b>PA [%]</b>
53	42	4	11	73 - 86	79,1

### 4.3.3 Resultados Obtidos para a Detecção de Ronco

Para cada um dos 30 estudos selecionados executou-se o algoritmo de detecção de eventos de ronco. Os resultados da aplicação deste método podem ser avaliados por parâmetros visuais e parâmetros numéricos.

No que diz respeito ao resultado visual da aplicação do método, analisando a Figura 59, Figura 60 e Figura 61 observa-se que as marcações referentes aos eventos de ronco obedecem as regras para marcação de cada uma das ocorrências supracitadas. Sendo possível também atentar que o algoritmo tem uma pequena taxa de falha na marcação, perdendo poucos eventos.

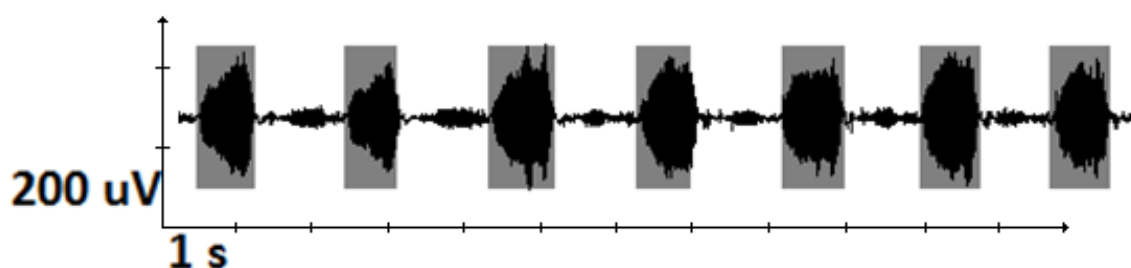


Figura 59 - Exemplo de Eventos de Ronco identificados pelo sistema.

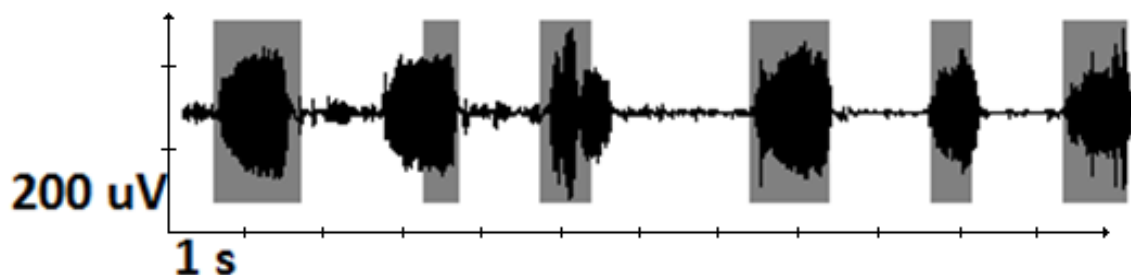


Figura 60 - Exemplo de Eventos de Ronco identificados pelo sistema

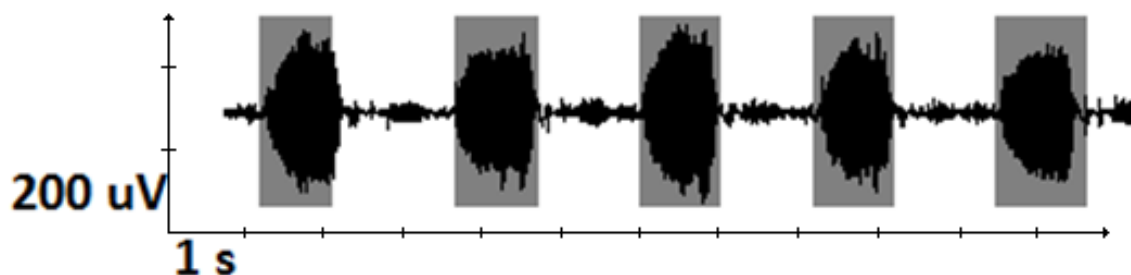


Figura 61 - Exemplo de Eventos de Ronco identificados pelo sistema.

Além disso, é válido evidenciar exemplos de situações nas que o algoritmo apresentou erros na marcação dos eventos, ou seja, uma amostra dos casos de Falso Positivos (em

verde) e Falso Negativos (em vermelho), os quais são evidenciados na Figura 62, Figura 63 e Figura 64.

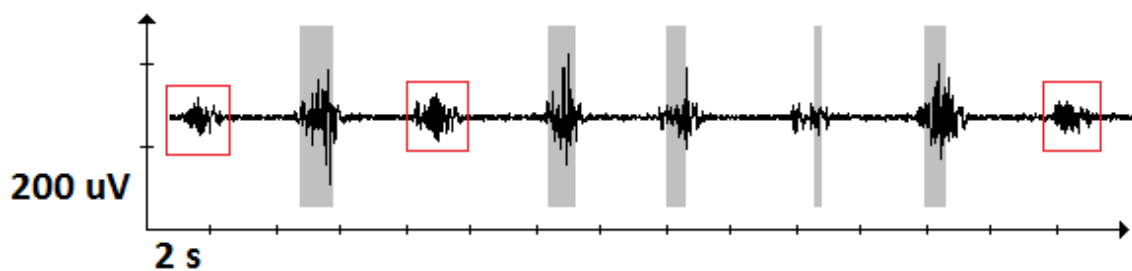


Figura 62 - Exemplos de Falsos Negativos (Vermelho) para eventos de Ronco.

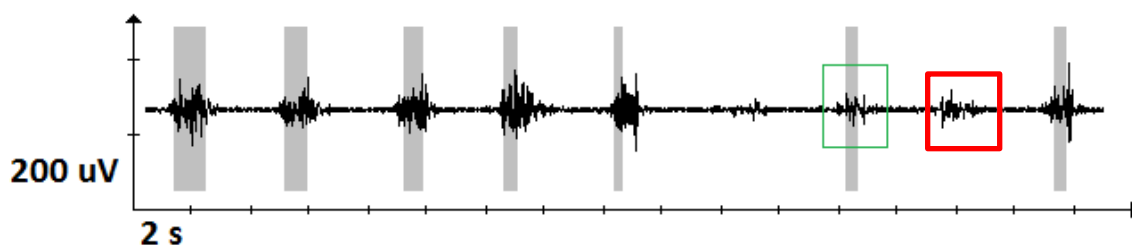


Figura 63 - Exemplos de Falsos Positivos (Verde) e Falsos Negativos (Vermelho) para eventos de Ronco.

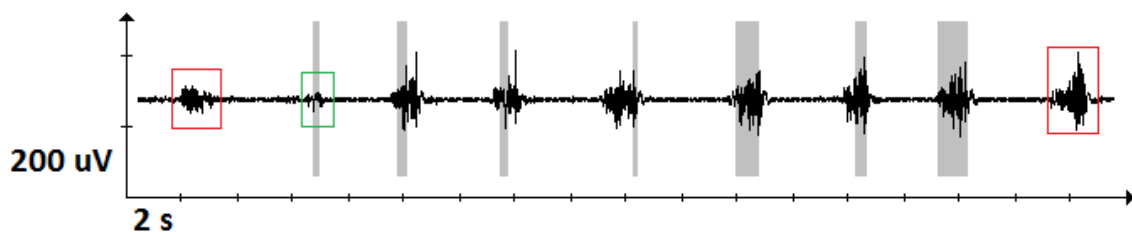


Figura 64 - Exemplos de Falsos Positivos (Verde) e Falsos Negativos (Vermelho) para eventos de Ronco.

Assim sendo, é possível afirmar que no que diz respeito aos parâmetros visuais o algoritmo desenvolvido está desempenhando as marcações de forma satisfatória.

Já para uma avaliação mais técnica da eficácia do algoritmo é possível analisar os parâmetros numéricos do resultado, os quais se encontram disponibilizados duas tabelas. A primeira, Tabela 8, trata-se da tabela com os parâmetros gerais a respeito da execução do algoritmo, tendo os dados referentes a todos os 30 exames nos quais o algoritmo foi executado.

**Tabela 8 - Resultados da detecção de eventos de Roncos nos 30 exames.**

	<b>Número de Eventos</b>	<b>Número de Acertos</b>	<b>Número de FP</b>	<b>Número de FN</b>
1	576	403	50	173
2	440	317	52	123
3	600	438	48	162
4	290	212	46	78
5	620	477	42	143
6	633	481	49	152
7	485	364	51	121
8	590	425	53	165
9	575	431	49	144
10	586	498	47	88
11	602	482	46	120
12	588	465	45	123
13	599	461	54	138
14	532	420	44	112
15	635	508	46	127
16	685	582	42	103
17	593	463	47	130
18	577	456	44	121
19	605	466	48	139
20	586	475	50	111
21	596	471	45	125
22	579	446	49	133
23	615	461	44	154
24	569	432	47	137
25	612	483	45	129
26	581	442	51	139
27	576	490	52	86
28	566	430	47	136
29	610	451	43	159
30	576	403	50	173

Já a segunda, Tabela 9, possui os índices totais da execução do algoritmo. Analisando esta tabela observa-se que o método alcançou um nível de acerto superior a 77%, tendo casos com 85% de acertos. Esses resultados são suficientes para corroborar a eficácia do método desenvolvido neste trabalho para a detecção de eventos de Ronco.

**Tabela 9 - Resultados totais da detecção de eventos de Roncos nos 30 exames.**

<b>MEE</b>	<b>MAA</b>	<b>FP</b>	<b>FN</b>	<b>FA [%]</b>	<b>PA [%]</b>
576	444	47	132	70 - 85	77,2

# 5 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

## 5.1 Conclusões

Com a rotina cada vez mais agitada proporcionada pelo estilo de vida dos grandes centros, o tempo reservado para o descanso está cada vez mais escasso. Resultado disso é o grande número de pessoas que são diagnosticadas com algum distúrbio de sono após a realização de uma Polissonografia (PSG). A Academia Americana de Medicina do Sono estima que pelo menos 10% da população mundial sofra de algum distúrbio de sono, principalmente apnéia obstrutiva, porém a grande maioria desse montante ainda não foi formalmente diagnosticada e, dessa forma, não iniciou nenhum tipo de tratamento.

Essa população que permanece convivendo com noites com baixa qualidade de sono aumentam o risco de no curto prazo sofrerem algum tipo de acidente de trabalho ou de trânsito causados por déficit de atenção ou cochilos incontroláveis. Além disso, também sofrem com a queda na produtividade e capacidade de raciocínio no desempenho de atividades básicas. No longo prazo podem desenvolver problemas cardíacos, déficits de memória entre outros problemas.

Dessa forma, é necessário expandir a abrangência das clínicas especializadas em diagnóstico relacionado ao sono, para assim possibilitar o atendimento de um maior número de pessoas e, com isso diminuindo o risco para elas próprias e daqueles que compartilham o mesmo círculo social destes.

Neste trabalho foi proposta uma abordagem para a detecção, de forma automática, dos eventos de Apnéia, Movimento Periódico de Pernas e Ronco. Fazendo uso deste tipo de ferramenta os profissionais de saúde conseguem maximizar sua capacidade de leitura de exames, uma vez que alguns parâmetros passam a ser apenas revisados e não totalmente marcados. Dessa forma, ampliando sua capacidade de atendimento.

Os algoritmos desenvolvidos nesse trabalho se mostraram capazes de identificar as ocorrências de distúrbios de sono com significativa precisão, apresentando como menor média de acertos de 75,8%, como mostrada na Tabela 10, a qual é superior ao valor

máximo de 72% apresentado na literatura [38] para sistemas automatizados de marcação de eventos nos exames de PSG.

**Tabela 10 - Resultados gerais dos algoritmos de detecção.**

	<b>FA [%]</b>	<b>PA [%]</b>
<b>Detecção Apnéia</b>	67 - 82	75,8
<b>Detecção MP e MPP</b>	73 - 86	79,1
<b>Detecção de Ronco</b>	70 - 85	77,2

Além disso, os algoritmos apresentaram sensibilidade significativa variando entre 76,06 e 79,25%, além de uma alta especificidade com valores entre 91,55 e 92,45%, conforme mostrado na. Tais números evidenciam a capacidade de se identificar cada um dos distúrbios nos exames.

**Tabela 11 – Sensibilidade e Especificidade dos algoritmos de detecção.**

	<b>Sensibilidade [%]</b>	<b>Especificidade [%]</b>
<b>Detecção Apnéia</b>	76,06	91,55
<b>Detecção MP e MPP</b>	79,25	92,45
<b>Detecção de Ronco</b>	77,08	91,84

Dessa forma, observa-se que o sistema desenvolvido neste trabalho possui excelente desempenho, sendo bastante preciso para a detecção das ocorrências de apnéia, MPP e Ronco. Assim, a inclusão de tal abordagem no dia a dia dos profissionais de saúde poderá agilizar o diagnóstico e ampliar a capacidade de atendimento desses profissionais. Com isso, aumentando o número de diagnósticos de pessoas que sofrem com distúrbios que prejudicam a boa qualidade do sono e, conseqüentemente, minimizando os acidentes e situações perigosas ocasionadas pela privação do sono. Afinal uma noite de sono com qualidade não é um acessório, mas sim uma necessidade para uma vida saudável.



## 5.2 Trabalhos Futuros

Tendo em vista a necessidade de expandir a capacidade de atendimento e de diagnóstico dos distúrbios do sono com qualidade, ficam como sugestões para melhoria nos métodos propostos nesse trabalho os seguintes itens:

- Implementação da capacidade de diferenciação entre os diversos tipos de apnéia, uma vez que para um diagnóstico ainda mais elaborado é importante diferenciar quais ocorrências de apnéia um paciente pode ter, visto que diferentes tipos de apnéia podem sugerir tratamentos distintos. Além da diferenciação entre os tipos de apnéia outro ponto importante que pode ser melhorado seria a identificação dos eventos de hipopnéia, que consistem em uma ocorrência mais branda de apnéia, e que também sugere um tratamento diferenciado.
- Outro ponto bastante interessante que pode ser trabalhado trata-se da inserção de uma rede neural para parametrizar os limites que são utilizados em todos os algoritmos de detecção apresentados neste trabalho. Com o auxílio deste sistema inteligente para tornar o limiar dinâmico é possível aumentar ainda mais a eficácia do método, pois tais limites passariam a poder ser alterados em tempo de execução.
- Por fim, fica como última sugestão a criação de uma ferramenta para inserir e associar de modo autônomo eventos de despertares e dessaturação com as ocorrências de apnéia e hipopnéia. Assim, o profissional ficaria com uma ferramenta de diagnóstico mais ágil, pois engloba em uma marcação vários eventos relacionados entre si, fato que proporciona mais um ganho em eficiência para o profissional de saúde.

## 6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] TUFIK, S. (2008), Medicina e Biologia do Sono, Ed Manole, 1ª edição.
- [2] GUYTON, A.C., Hall, J.E. (2006) Tratado de Fisiologia Médica, Ed Elsevier, 11ª Edição.
- [3] NETO, S.K. (2007) RONCOS, Revista Paraense de Medicina V.21 (3) julho-setembro.
- [4] IBER, C. et al (2007), The AASM Manual for the Scoring of Sleep and Associated Events: Rules, Terminology and Technical Specifications. 1. ed. Westchester, Illinois: American Academy of Sleep Medicine.
- [5] ZUCCONI, M. et al (2006), The official World Association of Sleep Medicine (WASM) standards for recording and scoring periodic leg movements in sleep (PLMS) and wakefulness (PLMW) developed in collaboration with a task force from the International Restless Legs Syndrome Study Group (IRLSSG). Sleep Medicine 7, p. 175–183.
- [6] BERRY, R.B., Harding, S.M. (2004), Sleep and medical disorders. Med Clin North Am., p. 88:679-703, IX.
- [7] FERNANDES RMF. (2006), O Sono Normal, Medicina, Ribeirão Preto, 39 (2); 157-168, abr- jun- Simpósio: Distúrbios Respiratórios do Sono, Capítulo 1.
- [8] TAFNER, M. A. (2000). O Sono, Sua Estrutura e Monitorização, State Univerity of Campinas .
- [9] CHIONG, T. L. (2006), Sleep: A comprehensive handbook, Jonh Wiley & Sons.
- [10] PHILIPS RESPIRONICS (2009) The Sleep Technician guide, Practical aspects of sleep diagnostics. Disponível na internet pela URL (último acesso 19/07/2011): [http://global.respironics.eu/pdf/Sleep\\_Technician\\_Guide.pdf](http://global.respironics.eu/pdf/Sleep_Technician_Guide.pdf).
- [11] NUNES, M. L. (2002), Distúrbios do sono, Jornal de Pediatria – vol. 78, Suplemento 1.

- [12] MARTINEZ, D., LENZ, M. C. S., MENNA-BARRETO, L. (2008), Diagnóstico dos transtornos do sono relacionados ao ritmo circadiano, *Jornal Bras. de Pneumologia*; 34 (3):173-180.
- [13] ALÓE, F., AZEVEDO, A. P., HASAN, R. (2005), Mecanismos do ciclo sono-vigília, *Ver Bras. de Psiquiatria*; 27 (supl. 1): 33-39.
- [14] PALOMBINI, L. O. (2010), Fisiopatologia dos distúrbios respiratórios do sono, *Jornal Bras. de Pneumologia*; 36 (supl 2): S1- S61.
- [15] MÜLLER, M. R., GUIMARÃES, S. S. (2007), Impacto dos transtornos do sono sobre o funcionamento diário e a qualidade de vida, *Estudos de Psicologia I, Campinas I* 24 (4) I 519- 528.
- [16] VIEGAS, C. A. A. (2010), Epidemiologia dos distúrbios respiratórios do sono, *Jornal Bras. de Pneumologia*; 36 (supl.2): S1- S61.
- [17] SILVA, G. A., GIACON, L. A. T. (2006), Síndrome das Apnéias / Hipopnéias Obstrutiva do Sono (SAHOS), *Ribeirão Preto*, 39 (2): 185-194, abr./jun., Simpósio: Distúrbios Respiratórios do Sono, Capítulo III.
- [18] CINTRA, F. D., et al. (2006), Alterações cardiovasculares na Síndrome da Apnéia Obstrutiva do Sono, *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, vol. 86, n6.
- [19] BALBANI, A. P. S., FORMIGONI, G. G. S. (1999), Ronco e Síndrome da Apnéia Obstrutiva do Sono, *Rev. Ass. Med. Brasil*: 45 (3): 273- 278.
- [20] <http://www.entsleep.com/pillar-procedure/pillar-snoring-causes.asp>. Último acesso 20/07/2011.
- [21] <http://www.porterhealth.com/our%20services/pages/sleep%20disorders%20institute.aspx>. Último acesso 20/07/2011.
- [22] RODRIGUES, R. N. D., et al (2009), Evolution of non-treated restless legs syndrome, *Arq. Neuropsiquiatria*, 67 (1); 16-20.
- [23] SUÁREZ, E. O., DÍAZ, A., PORRAS, A., RAMÍREZ, J. (2009), Frecuencia de Presentación del Síndrome de Piernas Inquietas Y Su Asociación Con Apnea Obstrutiva del Sueño, *Rev.Fac.Med. Vol. 57 No.3*

- [24] SPOLADOR, T., ALLIS, J. C. S., PONDE, M. P. (2006), Treatment of restless legs syndrome, *Rev. Bras. Psiquiatria*; 28(4):308-15
- [25] NETO, S. K. (2007), Roncos, *Revista Paraense de Medicina* V.21 (3).
- [26] T, S. M. G. P., F, F. H. (2010), Hipoventilação relacionada ao Sono, *Jornal Brasileiro de Pneumologia*; 36 (supl.20: S1- S61).
- [27] SILVA, G. A., PACHITO, D. V. (2006), Abordagem Terapêutica dos Distúrbios Respiratórios do Sono Tratamento com Ventilação Não-Invasiva (CPAP, BiPAP E AUTO-CPAP), *Medicina, Ribeirão Preto, Simpósio: DISTÚRBIOS RESPIRATÓRIOS DO SONO* 39 (2): 212-217, Capítulo VI
- [28] BUSTAMANTE, G. O. (2006), Monitorização Polissonográfica – Aspectos Gerais, *Medicina, Ribeirão Preto, Simpósio: DISTÚRBIOS RESPIRATÓRIOS DO SONO* 39 (2): 169-184, Capítulo II.
- [29] NEUROVIRTUAL (2002-2011), Software BWAnalysis.
- [30] ORTIZ, D. A. C., NISHIE, D. (2006), Reconhecimento de locutor empregando redes neurais. Trabalho de Conclusão de Curso - UNIFEI.
- [31] KUSHIDA, C. A. et al (2005). Practice parameters for the indications for polysomnography and related procedures: An update for 2005. *SLEEP*, v. 28, n. 4.
- [32] HSU, Y. et al (2005), Development of a portable device for home monitoring of snoring. *Biomedical Engineering - Applications, Basis & Communications* Vol. 17 No. 4.
- [33] SMITH, S. W. (1997), *A Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing*, 2 ed, California Technical Publishing.
- [34] OPPENHEIM, A.V., Schafer, R.W. (1975), *Digital Signal Processing*, London: Prentice-Hall International.
- [35] REDLINE, S. et al (2007), The Scoring of Respiratory Events in Sleep: Reliability and Validity, *Journal of Clinical Sleep Medicine*, Vol. 3, No. 2.
- [36] WALTERS, A. et al (2007), The Scoring of Movements in Sleep, *Journal of Clinical Sleep Medicine*, Vol. 3, No. 2.

[37] FONSECA, G. C., SILVA, L. E. B., TORRES, G. L. (2010), Sistema Para Detecção Automática de Eventos de Ronco, Apnéia e Movimento Periódico de Pernas em Exames de PSG, Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica.

[38] SVETNIK, V. et al (2007), Evaluation of Automated and Semi-Automated Scoring of Polysomnographic Recordings from a Clinical Trial Using Zolpidem in the Treatment of Insomnia, *Sleep*; 30(11): 1562–1574.

# 7 APÊNDICES

## 7.1 Apêndice A

Artigo aprovado e publicado nos anais (p. 1374-1377) do Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica realizado em Tiradentes em novembro de 2010.

### **SISTEMA PARA DETECÇÃO AUTOMÁTICA DE EVENTOS DE RONCO, APNÉIA E MOVIMENTO PERIÓDICO DE PERNAS EM EXAMES DE PSG.**

G. C. Fonseca\*, L. E. B. Silva\* e G. L. Torres\*

\*IESTI/UNIFEI – Universidade Federal de Itajubá, Itajubá, Brasil

e-mail: gcfonseca@gmail.com

**Abstract:** Sleep is a state of low consciousness and low metabolic rates, vital to the maintenance of health for every human. Following the growth of cities, human life styles have changed, reducing the sleep period and, consequently, generating numerous disorders that decrease sleep efficiency. Some of these disorders could be diagnosed by the Polysomnography (PSG) exam. In this work we propose a method to perform automatic scoring of some sleep disorders (Snoring, Apnea and Periodic Limb Movement) in PSG. We evaluate the method applying it to 10 different PSG Signals and reaching over 75% success rate in the scoring results.

**Palavras-chave:** Polissonografia (PSG), Ronco, Apnéia, Movimentação Periódica das Pernas (MPP).

#### **Introdução**

O sono é um estado de baixa consciência e redução drástica do metabolismo necessário para a sobrevivência saudável de todos os indivíduos. Neste estado, o cérebro se torna relativamente mais responsivo aos estímulos internos do que aos externos, mas mantém sua taxa de atividade. O sono normal é caracterizado pela queda da temperatura corporal, da taxa respiratória, da pressão arterial e de outras funções do organismo [1]. Durante o sono, ocorrem quatro estágios: três referentes ao sono de ondas lentas ou não REM (estágios

1, 2 e 3) quando as ondas cerebrais são de grande amplitude e de baixa frequência; e o sono com movimentos rápidos dos olhos ou REM, quando apesar de a pessoa estar dormindo, os olhos realizam movimentos rápidos [2]. Para que o sono seja reparador é necessário que ocorram, durante cada noite, cerca de quatro a seis passagens por cada um desses estágios, sendo necessário de 70 a 120 minutos para completar cada ciclo.

Alguns fatores comprometem a qualidade do sono e geram drásticas consequências para o indivíduo. Dentre esses fatores, pode-se destacar a apnéia do sono, os roncos e a Movimentação Periódica das Pernas (MPP). O ronco é definido como um ruído predominantemente inspiratório causado pela obstrução parcial das vias respiratórias superiores, dificultando passagem do ar durante o sono. O ronco geralmente é a manifestação inicial de um problema mais sério que é a apnéia do sono [3]. A apnéia do sono consiste na redução da taxa respiratória durante o sono em pelo menos 90%, por mais de 10 segundos, não chegando, na maioria das vezes, a despertar o indivíduo, mas tornando o sono mais superficial e menos reparador [4],[1]. A movimentação periódica das pernas é um distúrbio neurológico em que a pessoa relata uma alteração de sensibilidade ou um desconforto nas pernas no início do sono, levando a movimentos involuntários e fragmentação do sono [5]. Todos esses

distúrbios podem ser diagnosticados através do exame de polissonografia.

O comprometimento da qualidade do sono acarreta diversas consequências ao organismo. O sistema geralmente mais afetado é o cardiovascular, podendo ocorrer desde hipertensão até insuficiência cardíaca congestiva. No entanto, outros sistemas também bastante afetados são o respiratório, digestivo e urinário [1],[6]. Além disso, são frequentes os problemas de memória, a redução da concentração e da efetividade no trabalho e os acidentes de trânsito causados por motoristas que dormem ao volante.

Neste trabalho é proposta uma abordagem diferenciada para a detecção automática das ocorrências de ronco, apnéia e movimento periódico de pernas. Eventos estes que figuram dentre os mais comuns distúrbios de sono presentes nos exames de Polissonografia.

## Materiais e Métodos

**A concepção do algoritmo base** – Os algoritmos desenvolvidos neste trabalho foram criados tendo por base a técnica de Supressão do Silêncio por Energia [7], a qual se trata de um método que calcula a energia contida em certo bloco de sinal e, em seguida, compara este valor a certo limiar de referência. Caso o valor seja superior ao limiar o bloco de sinal é mantido, caso contrário o bloco é eliminado. Assim sendo, é capaz de evitar a transmissão de informações irrelevantes (silêncio) ao processo de comunicação.

Para a utilização deste método no desenvolvimento deste trabalho foram feitas alterações em sua estrutura inicial, de modo a adaptá-lo a aplicação tema deste trabalho. Além disso, foram inseridas no algoritmo as características temporais (duração mínima e máxima, intervalo entre os eventos e, para alguns casos, a soma entre a duração do evento e seu intervalo) de cada um dos eventos [4],[8],[9].

Dessa forma, o algoritmo geral concebido neste artigo tem por intuito analisar os sinais do exame de PSG e identificar, em seus respectivos canais os eventos de ronco (canais de ronco ou cânula de pressão), apnéia (canais de fluxo de ar ou cânula de pressão) e movimento de pernas (canal de miografia dos membros inferiores). O fluxograma deste algoritmo é evidenciado na Figura 1.

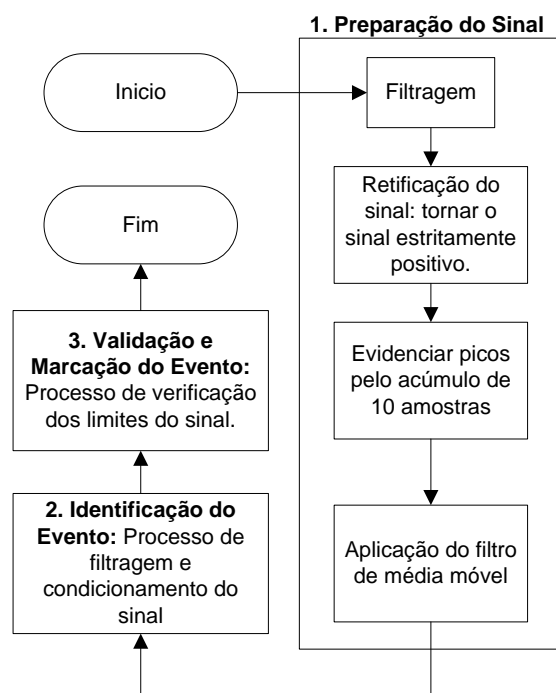


Figura 1: Fluxograma do algoritmo geral para detecção de distúrbios de sono.

O algoritmo base é dividido em 3 partes como mostrado abaixo:

### 4. Preparação dos sinais:

- O sinal capturado a 200Hz passa por um filtro passa faixa (FPF), com banda de passagem entre 0,1 e 70 Hz [10],[11].
- Posteriormente, o sinal é retificado, de modo a trabalharmos apenas com sinais positivos.
- Em seguida é aplicado um processo para evidenciar os picos de energia em cada um dos canais, para isso são realizadas somas sucessivas para o acúmulo dos valores de 10 amostras.
- Por fim, o sinal resultante passa por uma filtragem de média móvel (Moving Average Filter), para diminuir oscilações e evidenciar ainda mais os pontos com maior energia [10],[11];

5. Identificação do evento: Nesta fase o sinal resultante da preparação é percorrido a fim de se encontrar eventos válidos para cada um dos distúrbios [4],[8],[9],[12],[13]. Os valores dos parâmetros específicos de cada distúrbio de sono encontram-se descritos nos itens que tratarão das modificações realizadas para cada caso;

6. Validação e marcação do evento: Por fim, o evento identificado passa pelo processo de validação antes de ser realmente inserido no

exame. Este processo avalia algumas características específicas de cada evento [4],[8],[9],[12],[13], por exemplo: duração, distância entre os eventos subsequentes e a soma de ambos. Caso o evento não respeite algum desses limites o mesmo é descartado (os valores específicos para cada evento serão descrito posteriormente).

É válido ressaltar ainda que para a detecção de cada um dos eventos algumas alterações se fizeram necessárias para um melhor desempenho do método. Essas modificações encontram-se descritas nos próximos itens.

**Detecção de eventos de Ronco** – Para a identificação deste tipo de evento o algoritmo supracitado foi alterado de modo a obedecer aos parâmetros listados na Tabela 1.

Tabela 1: Parâmetros utilizados para a detecção de eventos de Ronco [9].

Parâmetro	Valor Mínimo [s]	Valor Máximo[s]
Duração	0,6	1,8
Intervalo	1,4	4,0
Duração + Intervalo	2,8	5,5

**Detecção de eventos de Apnéia** – Na identificação das ocorrências de apnéia, além de se modificar o algoritmo geral de modo a atender as especificações evidenciadas na Tabela 2, também foi necessário acrescentar uma linha de base para determinar os eventos de diminuição da respiração.

Essa linha de base tem como papel indicar qual o nível basal da respiração que deve ser comparado ao fluxo de ar momentâneo e, com isso, determinar se ocorreu um evento de apnéia.

Para tanto, a linha é calculada a partir da média móvel de 120 ciclos respiratórios (identificados pelos picos existentes no canal de fluxo de ar), ou seja, quando um novo ciclo de respiração é inserido no cálculo, o ciclo mais antigo deixa de ser considerado. Dessa forma, garante-se que a linha de base acompanhará as alterações do ciclo respiratório durante a noite.

Tabela 2: Parâmetros utilizados para a detecção de eventos de Apnéia [4].

Parâmetro	Valor Mínimo
Duração	10 s
Diminuição em relação a linha de base	90 %

**Detecção de Movimentos Periódicos de Pernas (MPP)** – Já para o processo de identificação dos eventos de MPP é necessário, inicialmente, identificar as ocorrências de movimentos de pernas (MP), seguindo os parâmetros mostrados na Tabela 3. Feito isso, é preciso verificar se o MP pertence a uma sequência válida de MPP, a qual se caracteriza por um conjunto de, pelo menos, 4 movimentos de pernas espaçados por um intervalo de no mínimo 5 s e no máximo 90 s.

Tabela 3: Parâmetros utilizados para a detecção dos movimentos de perna [4].

Movimento de pernas (MP)		
Parâmetro	Valor Mínimo [s]	Valor Máximo [s]
Duração	0,5	10
Movimento Periódico de Pernas (MPP)		
Parâmetro	Valor Mínimo	Valor Máximo
Número de eventos	4	-
Intervalo	5 s	90 s

**Sinais para análise** – Para a verificação da eficácia dos algoritmos descritos neste trabalho foram utilizados 30 diferentes exames de PSG. Estes estudos foram divididos em 3 grupos de acordo com a predominância de eventos de ronco, apnéia e movimento de pernas, ou seja, 10 exames para cada um dos distúrbios de sono deste trabalho.

É importante ressaltar que os exames escolhidos tratam-se de PSGs típicos com duração entre 6 e 8 horas capturados a uma taxa de 1kHz e armazenados a uma taxa de 200Hz. Além disso, seus eventos foram marcados por profissionais certificados pela Sociedade Brasileira do Sono. Tais estudos foram disponibilizados pela empresa Neurovirtual, os quais fazem parte do banco de dados particular da empresa.

## Resultados

Para a validação dos métodos descritos anteriormente, foi utilizado uma gama de 30 diferentes exames de PSG, sendo 10 específicos para cada distúrbio. Após a criação de uma cópia dos exames originais, todos os eventos presentes nos exames foram excluídos. A seguir, cada grupo de 10 exames foi submetido ao seu algoritmo correspondente e, por fim, foi realizada uma avaliação quantitativa dos acertos de cada um deles, em comparação aos eventos originalmente marcados pelos especialistas nos exames. Assim, foram criados índices



suficientes para se verificar a eficácia de cada uma das detecções.

Os índices gerados foram:

1. Média dos eventos existentes (M.E.E): calculado pela divisão entre o número de eventos totais pelo número de exames avaliados;
2. Média de acertos do algoritmo (M.A.A): divisão entre o total de verdadeiros positivos pelo número de exames avaliados;
3. Falsos Positivos (F.P): divisão entre o total de falsos positivos pelo número de exames avaliados;
4. Falsos Negativos (F.N): divisão entre o total de falsos negativos pelo número de exames avaliados;
5. Faixa de acertos (F.A): valores percentuais referentes às condições de maiores e menores acertos;
6. Percentual de acertos (P.A): representação percentual da razão entre o número de eventos existentes nos exames e o número identificado pelo sistema.

A análise destes índices para cada um dos métodos encontra-se descrita abaixo.

**Deteção de eventos de Ronco** – A aplicação do método nos exames resulta na marcação de eventos como mostra a Figura 2.



Figura 2: Exemplo de Eventos de Ronco identificados pelo sistema.

Analisando os resultados obtidos após a aplicação do método nos exames conseguiu-se os dados compilados na Tabela 4.

Tabela 4: Resultados da detecção de eventos de Ronco em 10 exames diferentes.

M.E.E	M.A.A	F.P	F.N	F.A [%]	P.A [%]
576	444	47	132	70 - 85	77,1

**Deteção de eventos de Apnéia** – Ao aplicar-se o método nos exames, resultou na marcação de eventos como mostra a Figura 3.

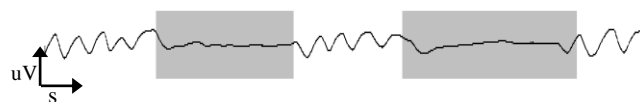


Figura 3: Exemplo de eventos de Apnéia identificados pelo sistema.

Analisando os resultados após a aplicação do método em cada exame foi possível obter os dados mostrados na Tabela 5.

Tabela 5: Resultados da detecção de eventos de Apnéia em 10 exames diferentes.

M.E.E	M.A.A	F.P	F.N	F.A [%]	P.A [%]
71	54	6	17	67 - 82	75,8

**Deteção de Movimentos Periódicos de Pernas (MPP)** – Aplicando-se o método nos exames em análise resultou na marcação de eventos como mostra a Figura 4.

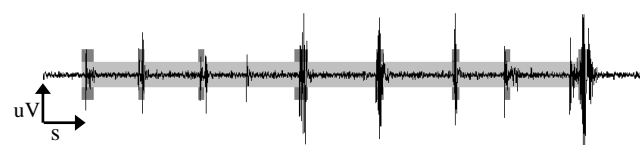


Figura 4: Exemplo de eventos de MP (cinza escuro) e MPP (cinza claro) identificados pelo sistema.

Após a aplicação do método nos exames foi realizada uma análise dos eventos marcados, resultando no conjunto de dados mostrados na Tabela 6.

Tabela 6: Resultados da detecção de eventos de MPP em 10 exames diferentes.

M.E.E	M.A.A	F.P	F.N	F.A [%]	P.A [%]
51	40	4	11	73 - 86	78,8

## Discussão

Com a rotina cada vez mais agitada proporcionada pelo estilo de vida dos grandes centros, o tempo reservado para o descanso está cada vez mais escasso. Resultado disso é o grande número de pessoas que são diagnosticadas com algum distúrbio de sono após a realização de uma Polissonografia (PSG).

Neste artigo foi proposta uma abordagem distinta para a detecção, de forma automática, dos eventos de Ronco, Apnéia e Movimento

Periódico de Pernas. A técnica mostrou-se capaz de identificar tais eventos com significativa precisão, apresentando como menor média de acertos 75%, a qual é superior ao valor máximo de 72% apresentado na literatura [14] para sistemas automatizados de marcação de eventos nos exames de PSG.

Além disso, os algoritmos apresentaram alta sensibilidade variando entre 76,06 e 79,25%, além de uma especificidade significativa com valores entre 92,15 e 96,77%. Tais números evidenciam a capacidade de se identificar cada um dos distúrbios nos exames.

Dessa forma, observa-se que o sistema apresentado neste trabalho possui excelente desempenho, sendo bastante preciso para a detecção dos distúrbios de sono discutidos anteriormente. Assim, tal abordagem pode ser aplicada para auxiliar no diagnóstico dos eventos que prejudicam a boa qualidade do sono.

### Agradecimentos

Este trabalho foi parcialmente financiado pela CAPES e teve o apoio da Dra. Patrícia Bernardes Brandão e das empresas Neurovirtual e MITS.

### Referências

- [1] Tufik, S. (2008), *Medicina e Biologia do Sono*, Ed Manole, 1ª edição.
- [2] Guyton, A.C., Hall, J.E. (2006) *Tratado de Fisiologia Médica*, Ed Elsevier, 11ª Edição.
- [3] Neto, S.K. (2007) RONCOS, *Revista Paraense de Medicina* V.21 (3) julho-setembro.
- [4] Iber, C. et al (2007), *The AASM Manual for the Scoring of Sleep and Associated Events: Rules, Terminology and Technical Specifications*. 1. ed. Westchester, Illinois: American Academy of Sleep Medicine.
- [5] Zucconi, M. et al (2006), *The official World Association of Sleep Medicine (WASM) standards for recording and scoring periodic leg movements in sleep (PLMS) and wakefulness (PLMW) developed in collaboration with a task force from the International Restless Legs Syndrome Study Group (IRLSSG)*. *Sleep Medicine* 7, p. 175–183.
- [6] Berry, R.B., Harding, S.M. (2004), *Sleep and medical disorders*. *Med Clin North Am.*, p. 88:679-703, IX.
- [7] Ortiz, D. A. C., Nishie, D. (2006), *Reconhecimento de locutor empregando redes neurais*. Trabalho de Conclusão de Curso - UNIFEI.
- [8] Kushida, C. A. et al (2005). *Practice parameters for the indications for polysomnography and related procedures: An update for 2005*. *SLEEP*, v. 28, n. 4.
- [9] Hsu, Y. et al (2005), *Development of a portable device for home monitoring of snoring*. *Biomedical Engineering - Applications, Basis & Communications* Vol. 17 No. 4.
- [10] Smith, S. W. (1997), *A Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing*, 2 ed, California Technical Publishing.
- [11] Oppenheim, A.V., Schafer, R.W. (1975), *Digital Signal Processing*, London: Prentice-Hall International.
- [12] Redline, S. et al (2007), *The Scoring of Respiratory Events in Sleep: Reliability and Validity*, *Journal of Clinical Sleep Medicine*, Vol. 3, No. 2.
- [13] Walters, A. et al (2007), *The Scoring of Movements in Sleep*, *Journal of Clinical Sleep Medicine*, Vol. 3, No. 2.
- [14] Svetnik, V. et al (2007), *Evaluation of Automated and Semi-Automated Scoring of Polysomnographic Recordings from a Clinical Trial Using Zolpidem in the Treatment of Insomnia*, *Sleep*. November 1; 30(11): 1562–1574.