

UnB - UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FGA - FACULDADE GAMA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA
BIOMÉDICA

DETECÇÃO AUTOMÁTICA DE EVENTOS RELACIONADOS À
SÍNDROME DA APNEIA-HIPOPNEIA DE SONO

LIBARDO EDMUNDO OBANDO GOMEZ

ORIENTADOR: Prof. Dr. EULER DE VILHENA GARCIA

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

PUBLICAÇÃO: 006A/2012

BRASÍLIA/DF: DEZEMBRO – 2012

UnB - UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FGA - FACULDADE GAMA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA
BIOMÉDICA

DETECÇÃO AUTOMÁTICA DE EVENTOS RELACIONADOS À
SÍNDROME DA APNEIA-HIPOPNEIA DE SONO

LIBARDO EDMUNDO OBANDO GOMEZ

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO SUBMETIDA AO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA DA FACULDADE GAMA DA UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA, COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

APROVADA POR:

Prof. Dr. Euler de Vilhena Garcia
(Orientador)

Prof. Dr. José Felício da Silva
(Examinador Interno)

Prof. Dr. Leonardo Aguayo
(Examinador Externo)

BRASÍLIA/DF, 20 DE DEZEMBRO DE 2012.

FICHA CATALOGRÁFICA

OBANDO G., LIBARDO EDMUNDO.

Detecção automática de eventos relacionados à Síndrome da Apneia-Hipopneia de Sono, [Distrito Federal] 2012.

No.146p., 210 x 297 mm (FGA/UnB Gama, Mestre, Engenharia Biomédica, 2012).
Dissertação de Mestrado - Universidade de Brasília. Faculdade Gama. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica.

- | | |
|---------------------------------------|--------------------|
| 1. Síndrome Apneia-Hipopneias de Sono | 2. Polisomnografia |
| 3. Dessaturação | 4. Oximetria |
| I. FGA UnB Gama/ UnB. | II. Título (série) |

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

OBANDO G., L. E. (2012). Detecção automática de eventos relacionados à Síndrome da Apneia-Hipopneia de Sono. Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica, Publicação 006A/2012, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Faculdade Gama, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 146.p.

CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: LIBARDO EDMUNDO OBANDO GOMEZ.

TÍTULO: Detecção automática de eventos relacionados à Síndrome da Apneia-Hipopneia de Sono.

GRAU: Mestre

ANO: 2012

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta dissertação de mestrado e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte desta dissertação de mestrado pode ser reproduzida sem a autorização por escrito do autor.

LIBARDO EDMUNDO OBANDO GOMEZ

2012

Q4-CJ C-LT 07-CS 02 GAMA SUL

72415203 Brasília, DF – Brasil.

AGRADECIMENTOS

Expresso minha gratidão a todas as pessoas que com sua experiência, colaboração e apoio contribuíram para a conclusão de uma etapa da minha vida, convertendo este tempo de mestrado em uma experiência maravilhosa e engrandecedora:

A Deus meu Pai quem sempre esta guiando minha vida a meu lado, indicando os caminhos e me protegendo dos perigos.

A minha família, meus pais: Libardo e Aura Líbia, suas bênçãos, seu amor e carinho me mantiveram em equilíbrio cada um dos dias que levou este processo. Minhas irmãs: Evelin e Aura Maria, seu apoio incondicional, sua confiança me permitiram suportar tempos difíceis. A minha filha: Camila quem é minha razão de viver.

A minha namorada: Paola que com seu apoio e seu amor me permitiu continuar este caminho para ser uma pessoa melhor.

Aos meus orientadores Prof. Euler Garcia, Prof. Cristiano Miosso, pelas diretrizes seguras, supervisão, confiança e oportunidade que me concederam para o desenvolvimento desta pesquisa e por todo o apoio prestado durante estes meses.

A CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior) pelo apoio financeiro deste estudo.

RESUMO

DETECÇÃO AUTOMÁTICA DE EVENTOS RELACIONADOS À SÍNDROME DA APNEIA-HIPOPNEIA DE SONO

Autor: LIBARDO EDMUNDO OBANDO GOMEZ

Orientador: Prof. Dr. EULER DE VILHENA GARCIA

Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica

Brasília, Dezembro de 2012.

Nos últimos anos, os distúrbios respiratórios – principalmente apneia e hipopneia do sono – têm gerado crescente interesse tanto na comunidade médica como na sociedade, posto que há evidências de que a Síndrome de Apneia e Hipopneia do Sono (SAHS) é uma doença de saúde pública altamente prevalente, com manifestações clínicas específicas e alto impacto sobre a saúde e bem-estar físico, psicológica e mental. Em todo o mundo tem-se procurado diferentes alternativas diagnósticas ao exame de polissonografia convencional noturna (PSG), que embora seja considerado como o teste de escolha e referência, não é livre de problemas – além de ser caro, demorado, de alta complexidade e baixo acesso. Este trabalho apresenta o desenvolvimento de dois algoritmos – em amplitude (AMP) e energia (ENG) – para a detecção e cálculo de eventos respiratórios associados com SAHS, como uma ferramenta para automatizar a detecção manual atualmente realizada na maioria dos centros de polissonografia. Utilizando apenas dois sinais fisiológicos – saturação de oxigênio e fluxo de ar – para reduzir a quantidade de sinais usados em sistemas convencionais de diagnóstico de eventos respiratórios. Utilizou-se uma base de dados com seis gravações de registros polissonográficos e eletromiográficos (Apnea-ECG *database*) disponibilizadas gratuitamente por Physionet, abrangendo indivíduos saudáveis ou com apneia-hipopneia em diferentes graus de severidade, para validar os algoritmos. As detecções são calculadas tendo em conta os atuais critérios clínicos da Associação Americana de Medicina do Sono (AASM), cada tipo de evento (apneia e hipopneia) em registros (épocas) de um minuto e quatro modelos de implementação com características de processamento diferentes (varredura única e dupla com janela fixa ou ajustável). Os algoritmos foram analisados a partir de seus verdadeiros e falsos positivos e negativos (VP, FP, VN, FN); sensibilidade (Se), especificidade (Es) e exatidão (E). A análise estatística foi feita com teste ANOVA 2-vias com medidas repetidas e testes post-hoc, Chi-quadrado ou Teste Exato de Fisher, conforme apropriado. Resultados considerados significativos para $p \leq 0,05$. A análise ANOVA demonstrou que a sensibilidade depende significativamente da varredura (AMP, $p=0,0037$; ENG, $p=0,004$), janela (AMP, $p=0,027$; ENG, $p=0,1248$), da interação entre estes fatores (AMP, $p=0,0051$; ENG, $p=0,0294$) e do pareamento (AMP, $p=0,0005$; ENG, $p=0,0019$). Resultados semelhantes foram encontrados para exatidão, salvo que esta não é afetada pelo tipo de janela (AMP, $p=0,0611$; ENG, $p=0,1971$); varredura (AMP, $p=0,0342$; ENG, $p=0,0354$); pareamento (AMP, $p<0,0001$; ENG, $p=0,0004$); interação (AMP, $p=0,0112$; ENG, $p=0,0497$). Variações de especificidade foram estatisticamente não significativas sob todos os aspectos. Foram obtidos, em média \pm DP, os valores de (Se) $82 \pm 9,4\%$, (Es) $85 \pm 13\%$ e $83 \pm 8,5\%$ (E) – compatíveis com outros trabalhos da literatura. Os arquivos A01R, A02R, A04R apresentaram variações significativas de VP (AMP, $p=0,0298$; $p=0,0079$; $p=0,0238$, respectivamente; ENG, $p=0,00298$; $p=0,05$; $p=0,2294$, respectivamente) e FN (AMP, $P=0,00015$; $p=4,43 \cdot 10^{-6}$; $p=4,38 \cdot 10^{-6}$, respectivamente; ENG, $p=7,45 \cdot 10^{-12}$; $p=0,0627$; $p=0,0811$, respectivamente). FP e VN não variaram significativamente em nenhum dos seis registros. Os resultados mostraram que o algoritmo de amplitude com varredura dupla e janela fixa teve o melhor desempenho na detecção conforme critérios da AASM. Trabalhos futuros indicam uma possível ferramenta de triagem diagnóstica, de baixo custo e alta funcionalidade para SAHS.

Palavras-chaves: Síndrome da Apneia e hipopneia (SAHS), polissonografia, Physionet.

ABSTRACT

AUTOMATIC DETECTION OF EVENTS RELATED TO THE SYNDROME APNEA- HIPOPNEA OF THE DREAM

Author: LIBARDO EDMUNDO OBANDO GOMEZ
Supervisor: Dr. EULER DE VILHENA GARCIA
Post-Graduation Program in Biomedical Engineering
Brasília, December of 2012.

In the last years the respiratory disorders and specially Apnea- Hypopnea's Syndrome of Dream (SAHS), they have gone generated an increasing interest in the medical community as in the society, since to demonstrated that the (SAHS), it is a disease of health it publishes very prevalent, with clinical manifestations you specify, that it needs of the doctor to identify and to provide suitable and opportune treatment, due to his impact in the health, physical, psychological and mental well-being, which spoils the quality of life and survival of the persons who suffer it. This because in the available units of dream in hospitals and institutions of health for the diagnosis and analysis from disturbance, they are insufficient in number and in equipment for attender the increasing demand, giving origin to extensive lists of waits, in often with one or more years before to realize an examination of dream. In the whole world there has looked for different diagnostic alternatives to the examination of polisomnografia conventional night (PSG), which now is considered to be the examination of choice and reference, though it is not free of disadvantages since beside being of high cost, delayed and high complexity is available in few centers. This work presents the development of two algorithms: extent (AMP) and energy (ENG) for the detection and calculation of the respiratory events associated with (SAHS), as a tool to automate the manual form of detection that nowadays one comes handling in the majority of the centers polisomnograficos. Using two physiological signs saturation of oxygen and air flow, to reduce the quantity of signs used in the conventional systems to diagnose events (of apneas and hypopneas), with 6 recordings records polisomnograficos and electromiograficos (Apnea-ECG database) available free for Physionet, covering healthy individuals and with syndrome of apnea - hypopnea of the dream in varied degrees of severity, to validate the algorithms. The detections are calculated bearing in mind; the clinical criteria associated with the American Academy Medicine of Dream (AASM), every type of event (apnea and hipopnea), registers in time of a minute and 4 models of implementation with different characteristics from processing (the only and double sweep with sales fixes and adjustable). The algorithms were analyzed from his real and false positives and negatives (VP, FP, VN, FN); sensibility (Se), specificity (Es) and accuracy (E). The statistical analysis was realized by the Test ANOVA 2 routes com measures repeated and it tries post-hoc, Chi-cuadrado o Tests Exact de Fisher, as it was appropriate. Considered results significations for $p=0,05$. The analysis of ANOVA depositor that the sensibility depends significantly on the sweep (AMP, $p=0,0037$; ENG, $p=0,004$), window (AMP, $p=0,027$; ENG, $p=0,1248$), of the interaction between these factors (AMP, $p=0,0051$; ENG, $p=0,0294$) and fitting (AMP, $p=0,0005$; ENG, $p=0,0019$). Similar results were found for accuracy, except that this one does not fall ill for the type of window (AMP, $p=0,0611$; ENG, $p=0,1971$): window (AMP, $p=0,0342$; ENG, $p=0,0354$); fitting (AMP, $p < 0,0001$; ENG, $p=0,0004$); interaction (AMP, $p=0,0112$; ENG, $p=0,0497$). Variations of specificity were statistically not significant in all you aspects. There were obtained, in media $\pm DP$, the values of $82 \pm 9,4\%$ (Se), $85 \pm 13\%$ (Es) and $83 \pm 8,5\%$ (E) - compatible com other works of the literature. The files A01R, A02R, A04R were presenting significant variations of the VP (AMP, $p=0,0298$; $p=0,0079$; $p=0,0238$, respectively; ENG, $p=0,00298$; $p=0,05$; $p=0,2294$, respectively) and FN (AMP, $P=0,00015$; $p=4,43 \cdot 10^{-6}$; $p=4,38 \cdot 10^{-6}$, respectively; ENG, $p=7,45 \cdot 10^{-12}$; $p=0,0627$; $p=0,0811$, respectively). FP and VN were they were not changing significantly in any of 6 records. The results showed that the algorithm of extent like double sweep and fixed window had the best performance in the detections similar the criteria of the (AASM). Future works indicate a possible tool of diagnostic work, of low cost and high functionality for (SAHS).

Words - keys: Apnea-Hypopnea's Syndrome of the Dream, (SAHS), Polisomnografía, Physionet, clinical parameters, categorical variables.

RESUMEN

DETECCIÓN AUTOMÁTICA DE EVENTOS RELACIONADOS AL SÍNDROME DE APNEA-HIPOPNEA DE SUEÑO

Autor: LIBARDO EDMUNDO OBANDO GOMEZ

Orientador: Dr. EULER DE VILHENA GARCIA

Programa de Pos grado en Ingeniería Biomédica

Brasilia, Diciembre de 2012.

En los últimos años los trastornos respiratorios y especialmente el Síndrome de Apnea-Hipopnea de Sueño (SAHS), han ido generando un interés creciente en la comunidad médica como en la sociedad, ya que se ha evidenciado que el SAHS, es una enfermedad de salud pública muy prevalente, con manifestaciones clínicas específicas, que requiere del médico para identificar y proporcionar tratamiento adecuado e oportuno, debido a su impacto en la salud y en el bienestar físico, psicológico y mental, que deteriora la calidad de vida y la supervivencia de las personas que lo padecen. En todo el mundo se han buscado diferentes alternativas diagnósticas al examen de polisomnografía convencional nocturna (PSG), que ahora sea considerada como el examen de elección y referencia, no es libre de problemas, además de ser caro, demorado de alta complejidad y disponible en pocos centros. Este trabajo presenta el desarrollo de dos algoritmos de amplitud (AMP) y energía (ENG) para la detección y cálculo de los eventos respiratorios asociados a SAHS, como una herramienta para automatizar la forma manual de detección que hoy en día se viene manejando en la mayoría de los centros polisomnográficos. Usando apenas dos señales fisiológicas: saturación de oxígeno y flujo de aire, para reducir la cantidad de señales utilizadas en los sistemas convencionales para diagnosticar eventos (de apneas y hipopneas), con 6 grabaciones de registros polisomnográficos y electromiográficos (Apnea-ECG database) disponibilizados gratuitamente por Physionet, cubriendo individuos saludables y con síndrome de apnea-hipopnea del sueño en grados variados de severidad, para validar los algoritmos. Las detecciones son calculadas teniendo en cuenta los criterios clínicos asociados a la Academia Americana de Medicina de Sueño (AASM), cada tipo de evento (apnea y hipopnea), en registros (épocas) de un minuto y 4 modelos de implementación con características de procesamiento diferentes (barrido único y doble con ventana fija y ajustable). Los algoritmos fueron analizados a partir de sus verdaderos y falsos positivos y negativos (VP, FP, VN, FN); sensibilidad (Se), especificidad (Es) y exactitud (E). El análisis estadístico fue realizado con la prueba ANOVA 2 vías con medidas repetidas y prueba post-hoc, Chi-cuadrado y Teste Exacto de Fisher, conforme es apropiado. Resultados considerados significativos para $p \leq 0,05$. El análisis de ANOVA demostró que la sensibilidad depende significativamente del barrido (AMP, $p=0,0037$; ENG, $p=0,004$), ventana (AMP, $p=0,027$; ENG, $p=0,1248$), de la interacción entre estos factores (AMP, $p=0,0051$; ENG, $p=0,0294$) y emparejamiento (AMP, $p=0,0005$; ENG, $p=0,0019$). Resultados semejantes fueron encontrados para exactitud, salvo que esta no es afectada por el tipo de ventana (AMP, $p=0,0611$; ENG, $p=0,1971$); ventana (AMP, $p=0,0342$; ENG, $p=0,0354$); emparejamiento (AMP, $p < 0,0001$; ENG, $p=0,0004$); interacción (AMP, $p=0,0112$; ENG, $p=0,0497$). Variaciones de especificidad fueron estadísticamente no significativas en todos los aspectos. Fueron obtenidos, en $\text{media} \pm \text{DP}$, los valores de $82 \pm 9,4\%$ (Se), $85 \pm 13\%$ (Es) e $83 \pm 8,5\%$ (E) – compatibles con otros trabajos de la literatura. Los archivos A01R, A02R, A04R presentaron variaciones significativas de VP (AMP, $p=0,0298$; $p=0,0079$; $p=0,0238$, respectivamente; ENG, $p=0,00298$; $p=0,05$; $p=0,2294$, respectivamente) e FN (AMP, $p=0,00015$; $p=4,43 \cdot 10^{-6}$; $p=4,38 \cdot 10^{-6}$, respectivamente; ENG, $p=7,45 \cdot 10^{-12}$; $p=0,0627$; $p=0,0811$, respectivamente). FP e VN no variaron significativamente en ninguno de los 6 registros. Los resultados mostraron que el algoritmo de amplitud con barrido doble y ventana fija tuvo el mejor desempeño en las detecciones conforme los criterios de la AASM. Trabajos futuros indican una posible herramienta de triaje diagnóstico, de bajo costo y alta funcionalidad para SAHS.

Palabras-claves: Síndrome de Apnea-Hipopnea del Sueño (SAHS), Polisomnografía, Physionet, parametros clinicos, variables categoricas.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	21
1.1	OBJETIVOS	23
1.2	organizações do trabalho.....	24
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	25
2.1	SÍNDROMES DE APNEIAS-HIPOPNEIAS DO SONO (SAHS)	25
2.1.1	Diagnóstico SAHS	28
2.1.2	Epidemiologia de SAHS.....	28
2.1.3	Fatores de Risco de SAHS	28
2.2	FISIOPATOLOGIAS DA SAHS.....	30
2.3	MECANISMOS DE DANO BIOLÓGICO ASSOCIADOS A SAHS	33
2.4	MANIFESTAÇÕES DA SAHS	35
2.5	TECNOLOGIAS UTILIZADAS PARA DIAGNÓSTICO DA SAHS	37
2.5.1	Polissonografia Convencional (PSG).....	38
2.5.2	Poligrafia Respiratória	41
2.5.3	Oximetria.....	44
2.6	MÉTODOS DE DETECÇÃO DE APNEIAS USANDO SINAIS DE FLUXO.....	46
2.7	SISTEMAS DE CLASSIFICAÇÃO DE DISPOSITIVOS DE PROBAS PARA DETECÇÃO DE SAHS..	47
3	METODOLOGIA.....	50
3.1	DELIMITAÇÃO DE ESTUDO.....	51
3.2	PRÉ-PROCESSAMENTO.....	52
3.2.1	Obtenção de dados	52
3.2.2	Conversão a formato CSV.....	53
3.3	PROCESSAMENTO	55
3.3.1	Crerios de Refererncia	55
3.3.2	Algoritmo de detecção de eventos	56
3.3.3	Localização de eventos	59
3.3.4	Cálculo limiar	61
3.3.5	Classificação de eventos apneias	73
3.3.6	Cálculo IAH	75
3.4	ANÁLISE DE RESULTADOS	75

3.4.1	Comparações intra-algoritmos	76
3.4.2	Comparações interalgoritmos.....	79
4	RESULTADOS	80
4.1	RESULTADOS DO ALGORITMO DE AMPLITUDE	80
4.2	RESULTADOS DO ALGORITMO DE ENERGIA	84
4.3	COMPARAÇÕES DE RESULTADOS PARA OS DOIS ALGORITMOS AMPLITUDE E ENERGIA...88	
4.4	RESULTADOS DA DETECÇÃO DE HIPOPNEIAS	94
4.5	RESULTADOS DO CÁLCULO DO IAH.....	95
5	DISCUSSÃO.....	96
6	CONCLUSÃO	101
6.1	TRABALHOS FUTUROS.....	103
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	104
	ANEXOS.....	112
	ANEXO 1: ALGORTIMOS	113
1.1	Classifica_apneia_especificando_tipo_comparação_janela.....	113
1.2	Teste_diferentes_configuracoes_apneia.....	115
2	Classifica_hipopneia1.....	119
2.1	Teste_classificacao_hipopneia1.....	121
	ANEXO 2: ALGORITMO DO CÁLCULO DO IAH.....	123
1.	Índice_apneia.....	123
2.	Índice_hipopneia1.....	124
	ANEXO 3 TABELAS DE REFERÊNCIA PARA AS VARIÁVEIS CATEGÓRICAS E OS PARÂMETROS CLÍNICOS OBTIDAS MANUALMENTE PARA CADA GRAVAÇÃO.....	126
1	Varredura única com janela fixa e janela ajustável (algoritmo amplitud e energia).....	126
2	Varredura dupla com janela fixa e janela ajustável (algoritmo amplitud e energia).....	128
3	Tabela de comparação dois algoritmos – varredura dupla com janela fixa. observando valores comum e diferentes em VP,VN.FP, E FN, em cada minuto avaliado, representando com cores.....	130
	ANEXO 4 PUBLICAÇÃO XXIII Congresso Brasileiro em Engenharia Biomédica – XXIII CBEB.....	143

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Níveis de categoria SCOPER.....	49
Tabela 2: Dispositivos de categorização SCOPER.....	49
Tabela 3: Caracterização dos registros usados para o estudo.....	55
Tabela 4: Variáveis percentuais dos modelos calculados e os respectivos valores de referência....	73
Tabela 5: Valores percentuais obtidos de Sensibilidade (Se), Especificidade (Es) e Exatidão (E) para os registros de apneias severas em algoritmo de amplitude. Valores para as configurações de janela fixa e janela ajustável (estes entre parênteses). Resultados significativos em destaque sublinhados.....	82
Tabela 6: Valores absolutos de Verdadeiros-Positivos (VP), Verdadeiros - Negativos (VN), Falsos-Positivos (FP) e Falsos-Negativos (FN) obtidos com todas as opções de ajustes. Resultados significativos sublinhados em destaque.	83
Tabela 7: Valores percentuais obtidos de sensibilidade (Se), especificidade (Es) e exatidão (E) para os registros de apneias severas em algoritmo de energia. Resultados significativos sublinhados em destaque.....	86
Tabela 8: Valores absolutos de Verdadeiros-Positivos (VP), Verdadeiros - Negativos (VN), Falsos-Positivos (FP) e Falsos-Negativos (FN) obtidos com todas as opções de ajustes para algoritmo de energia. Resultados significativos sublinhados em destaque.....	87
Tabela 9: Valores percentuais – em média \pm DP – de sensibilidade (Se), especificidade (Es) e exatidão (E) para os registros de apneias severas para os algoritmos de amplitude e energia em todos os seus modelos de implementação. Valores para as configurações de janela fixa e janela ajustável (estes entre parênteses). Dados organizados a partir de extratos das tabelas 5 e 7.....	90
Tabela 10: Valores obtidos (observados) e corrigidos (estimados) para VP, VN, FP, FN.....	94

LISTA DE QUADROS

Quadro 1: Definições para os eventos de SAHS.....	27
Quadro 2: Sintoma Frequente de SAHS.....	36
Quadro 3: Variáveis registradas na polisomnografia convencional.....	38
Quadro 4: Métodos de detecção de apneias usando sinais de fluxo.....	47
Quadro 5: Critérios de referência para apneias – hipopneias.....	56
Quadro 6: Entradas e saídas dos algoritmos.....	58

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Apneia (Modificado de RDI PRESS, 2012).....	25
Figura 2: Apneia central (modificado de: BiPAP autoSV with Encore Pro SmartCard, 2012).....	26
Figura 3 Apneia Obstrutiva (modificado de: BiPAP autoSV with Encore Pro SmartCard, 2012).	27
Figura 4: Vias aéreas superiores (modificada de: RESPIRASAUDE, 2012).....	30
Figura 5: Efeitos da pressão intratorácica (modificado de: ÁREA DE ENFERMERÍA, 2012).....	34
Figura 6: Parâmetros neurofisiológicos (modificado de: INSTITUTO DEL SUEÑO, 2011).....	39
Figura 7: Variáveis da poligrafia respiratória (modificada de: MIC, 2012).....	42
Figura 8: Sensor percutâneo medidor de saturação de oxigênio (modificado de: MASIMO, 2011).....	45
Figura 9: Digrama de fluxo da metodologia proposta.....	50
Figura 10: Diagrama de blocos da fase de pré-processamento.....	52
Figura 11: . (a): Especificações de Physiobank ATM. (b): Ferramenta para exportar a sinais a formato CSV.....	54
Figura 12: Visualização dos sinais de fluxo ar e saturação de oxigênio (SpO2)Figura 13: Diagrama de blocos análise de processamento.....	54
Figura 13: Diagrama de blocos análise de processamento.....	55
Figura 14: Variáveis a avaliar.....	57
Figura 15: Análise de amplitude.....	57
Figura 16: Janela de avaliação.....	59
Figura 17: Localização de apneia em sinal de fluxo de ar.....	60
Figura 18: Localização de diminuição em sinais de fluxo de ar e saturação de oxigênio.....	61
Figura 19: Diagrama de blocos modelos para cálculo limiar.....	62
Figura 20: Variáveis de cálculo para apneia modelo 1.....	63
Figura 21: Variáveis de cálculo para hipopneia modelo 1.....	64
Figura 22: Cálculo de registro novo para apneias	67
Figura 23: Cálculo de registro novo para hipopneias.....	68
Figura 24: Janela de detecção de apneias.....	74
Figura 25: Janela de detecção de hipopneias.....	74

Figura 26: Visualização dos eventos em cada registro.....	75
Figura 27: . Anotação verdadeiro-positivo para apneia (“A”), representada no Physionet e no Algoritmo.....	76
Figura 28: Anotação verdadeiro-negativo (“”), representada no Physionet e no Algoritmo.....	76
Figura 29: Gráfico de dispersão para as variáveis categóricas (frequências) com valores fictícios como exemplo de análises	79
Figura 30: valores percentuais de detecções de apneias por modelos do algoritmo de amplitude. Modelo 1: varredura única com janela de tamanho fixo; Modelo 2: varredura única com janela variável; Modelo 3: varredura dupla com janela de tamanho fixo; Modelo 4: varredura dupla com janela variável.....	81
Figura 31: Valores percentuais de detecções encontradas nos modelos com algoritmo de energia. Modelo 1: varredura única com janela de tamanho fixo; Modelo 2: varredura única com janela variável; Modelo 3: varredura dupla com janela de tamanho fixo; Modelo 4: varredura dupla com janela variável.....	85
Figura 32: Diferenças encontradas nos dois algoritmos em registros com apneias. Modelo 1: varredura única com janela de tamanho fixo; Modelo 2: varredura única com janela variável; Modelo 3: varredura dupla com janela de tamanho fixo; Modelo 4: varredura dupla com janela variável.....	89
Figura 33: Diferenças obtidas nos dois algoritmos em registros sem apneias. Modelo 1: varredura única com janela de tamanho fixo; Modelo 2: varredura única com janela variável; Modelo 3: varredura dupla com janela de tamanho fixo; Modelo 4: varredura dupla com janela variável.....	89
Figura 34: Gráfico de dispersão das variáveis categóricas para os resultados da gravação A01R com varredura dupla, e diferentes janelas: fixa (à esquerda) e ajustável (à direita) (O tamanho de bolhas é proporcional ao número de detecções observadas).....	91
Figura 35: Gráfico de dispersão das variáveis categóricas para os resultados da gravação A02R com varredura dupla, e diferentes janelas: fixa (à esquerda) e ajustável (à direita) (O tamanho de bolhas é proporcional ao número de detecções observadas).....	91
Figura 36: Gráfico de dispersão das variáveis categóricas para os resultados da gravação A03R com varredura dupla, e diferentes janelas: fixa (à esquerda) e ajustável (à direita) (O tamanho de bolhas é proporcional ao número de detecções observadas).....	92
Figura 37: Gráfico de dispersão das variáveis categóricas para os resultados da gravação A04R com varredura dupla, e diferentes janelas: fixa (à esquerda) e ajustável (à direita) (O tamanho de bolhas é proporcional ao número de detecções observadas).....	92
Figura 38: Gráfico de dispersão das variáveis categóricas para os resultados da gravação B01R com varredura dupla, e diferentes janelas: fixa (à esquerda) e ajustável (à direita) (O tamanho de bolhas é proporcional ao número de detecções observadas).....	93
Figura 39: Gráfico de dispersão das variáveis categóricas para os resultados da gravação C01R com varredura dupla, e diferentes janelas: fixa (à esquerda) e ajustável (à direita) (O tamanho de bolhas é proporcional ao número de detecções observadas).....	93
Figura 41: Valores de IAH em algoritmo de amplitude para as 4 gravações.....	95
Figura 42: Valores de IAH em algoritmo de energia para as 4 gravações.....	95

LISTA DE SÍMBOLOS, NOMENCLATURAS E ABREVIACÕES.

A – Presença de Apneia Anotações de Referência de Physionet

AASM – Academia Americana de Medicina do Sono

ASDA – American Sleep Disorders Association

Bpm – Pulso por Minuto

CPAP – Pressão Positiva Contínua na Via Aérea

CT – Porcentagem do Tempo Total

CSV – Comma Separated Value

d – Intervalo Mínimo

DPOC – Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica

DP – Desvio Padrão

E – Exatidão

ECG – Eletrocardiograma

EEG – Eletroencefalograma

EOG – Eletro-oculograma

EMG – Electromiograma

Es – Especificidade

FFT – Transformada Rápida de Fourier

Fp – Falso-Positivo

FpE – Falso-Positivo Estimado

FpO – Falso-Positivo Observado

Fn – Falso-Negativo

FnE – Falso-Negativo Estimado

FnO – Falso-Negativo Observado

Fs – Taxa de Amostragem

HUB – Hospital Universitário de Brasília

IAH – Índice de Apneia- Hipopneia de Sono

IMC – Índice de Massa Corporal

L – Referência da Janela de avaliação

L₁ – Janela de Avaliação

L₁ – Largura Mínima de Janela

L_{1e} – Janela de Avaliação Algoritmo de Energia

MMSD – Magnitude Média da Segunda Derivada

mMT – Média de Número total de Amostras

mVL – Média de Janela de Localização

mRN – Média de Registro Novo

mRN1 – Média de Registro Novo Fluxo

mRN2 – Média de Registro Novo SpO₂

mRN_e – Média de Registro Novo Algoritmo de Energia

mRN_{1e} – Média de Registro Novo Fluxo Algoritmo de Energia

mRN_{2e} – Média de Registro Novo SpO₂ Algoritmo de Energia

MTE – Número Total de Amostras Algoritmo de Energia

MT – Número Total de amostras

MT1 – Número Total de Amostras Fluxo de Ar

MT2 – Número Total de Amostras SpO₂

Norma – || ||₂

ND – Número de Detecções em cada Registro

NH – Número Total de Horas Avaliadas de cada Gravação

OSAS – Obstructive Sleep Apnea Syndrome

PSG – Polissonografia

PR – Poligrafia Respiratória

PTT – Período de Tempo de Trânsito de pulso

RIP – Sensores Respiratórios de Indutância Pletismográfica

RQA – Análise de Quantificação de Recorrência

RN – Registro Novo

RN1 – Registro Novo Fluxo

RN2 – Registro Novo SpO₂

RNe – Registro Novo Algoritmo de Energia

RN1e – Registro Novo Fluxo Algoritmo de Energia

RN2e – Registro Novo SpO₂ Algoritmo de Energia

SAHS – Síndrome da Apneia-Hipopneia do Sono

SaO₂ – Saturação da Oxihemoglobina

SAOS – Síndrome da Apneia Obstrutiva do Sono

SAS – Síndrome da Apneia do Sono

SpO₂ – Saturação de Oxigênio

Se – Sensibilidade

VAS – Vias Aérea Superiores

Vj – Janela Ajustável

Vj1 – Comprimento Janela Ajustável Fluxo

Vj2 – Comprimento Janela Ajustável SpO₂

Vj1e – Comprimento Janela Ajustável Fluxo Algoritmo de Energia

Vj2e – Janela Ajustável SpO₂ Algoritmo de Energia

VLe – Janela de Localização Algoritmo de Energia

VL2e – Janela de Localização Fluxo Algoritmo de Energia

VL3e – Janela de Localização Saturação de Oxigênio Algoritmo de Energia

VL – Janela de Localização

VP1 – Valor percentual Fluxo de Ar para Apneia Modelo 1 Algoritmo de Amplitude

VP2 – Valor Percentual Fluxo de Ar para Hipopneia Modelo 1 Algoritmo de Amplitude

VP3 – Valor Percentual SpO₂ para Hipopneia Modelo 1 Algoritmo de Amplitude

VL2 – Janela de Localização Fluxo

VL3 – Janela de Localização SpO₂

VP4 – Valor Percentual Fluxo de Ar para Apneia Modelo 2 Algoritmo de Amplitude

VP5 – Valor Percentual Fluxo de Ar para Hipopneia Modelo 2 Algoritmo de Amplitude

VP6 – Valor percentual para SpO₂ para Hipopneia Modelo 2 Algoritmo de Amplitude

VP7 – Valor Percentual Fluxo de Ar para Apneia modelo 3 Algoritmo de Amplitude

VP8 – Valor Percentual Fluxo de Ar para Hipopneia Modelo 3 Algoritmo de Amplitude

VP9 – Valor Percentual SpO₂ para Hipopneia Modelo 3 Algoritmo de Amplitude

VP10 – Valor Percentual Fluxo de Ar para Apneia Modelo 4 Algoritmo de Amplitude

VP11 – Valor Percentual fluxo de ar para Hipopneia Modelo 4 Algoritmo de Amplitude

VP12 – Valor Percentual SpO₂ para Hipopneia Modelo 4 Algoritmo de Amplitude

VP1e – Valor Percentual Fluxo de Ar para Apneia Modelo 1 Algoritmo de Energia

VP2e – Valor Percentual Fluxo de Ar para Hipopneia Modelo 1 algoritmo de energia

VP3e – Valor Percentual SpO₂ para Hipopneia Modelo 1 Algoritmo de Energia

VP4e – Valor Percentual Fluxo de Ar para Apneia Modelo 2 Algoritmo de Energia

VP5e – Valor Percentual Fluxo de Ar para Hipopneia Modelo 2 Algoritmo de Energia

VP6e – Valor Percentual para SpO₂ para Hipopneia Modelo 2 Algoritmo de Energia

VP7e – Valor Percentual Fluxo de Ar para Apneia modelo 3 algoritmo de energia

VP8e – Valor Percentual Fluxo de Ar para Hipopneia Modelo 3 Algoritmo de Energia

VP9e – Valor Percentual SpO₂ para Hipopneia Modelo 3 Algoritmo de Energia

VP10e – Valor Percentual Fluxo de Ar para Apneia modelo 4 algoritmo de energia

VP11e – Valor Percentual fluxo de ar para Hipopneia Modelo 4 Algoritmo de Energia

VP12e – Valor Percentual para SpO₂ para Hipopneia Modelo 4 Algoritmo de Energia

VP – Verdadeiro-Positivo

VpE – Verdadeiro-Positivo Estimado

VpO – Verdadeiro-Positivo Observado

VN – Verdadeiro-Negativo

VnE – Verdadeiro-Negativo Estimado

VnO – Verdadeiro-Negativo Observado

(‘’) – Ausência de Detecções de Apneia

1 INTRODUÇÃO

O sono é um comportamento natural, periódico, transitório e reversível, que ocupa um terço da vida humana e é essencial para a saúde física, psicológica e mental. As pessoas saudáveis têm um sono de renovação e uma sensação de conforto ao acordar no dia seguinte. No entanto, uma parte da população em geral sofre de um distúrbio do sono que provoca efeitos graves na vida do indivíduo e na sociedade.

Nos últimos anos os distúrbios do sono – principalmente apneia e hipopneia do sono – têm gerado crescente interesse tanto na comunidade médica como na sociedade. Estudos epidemiológicos têm mostrado que a Síndrome da Apneia-Hipopneia do Sono (SAHS) é uma doença que afeta 24% dos homens e 9% das mulheres com idades entre 30 e 60 anos (ROSENTHAL, 2008), bem como 1-3% de crianças (YOUNG, PALTA e DEMPSEY, 1993, DURAN et al., 2001) sendo que a proporção aumenta com a idade (DURÁN et al., 2000). Cerca de 70-80% dos homens com SAHS são obesos, e 12-35% das mulheres com SAHS são pós-menopausa. SAHS está associada com a deterioração da qualidade de vida (BALDWIN et al., 2001), a presença de hipertensão arterial (DURAN et al., 2000, NIETO et al., 2000, PEPPARD et al., 2000), o desenvolvimento de doença cardiovascular (NEWMAN et al., 2001) e cerebrovascular (PARRA et al., 2000) e é relacionada com a ocorrência de acidentes de trânsito (TERAN et al., 1999, BARBÉ et al., 1998). No geral, é possível dizer que existe uma mortalidade associada à SAHS (LAVIE et al., 1995, HE et al., 1988).

Dadas às complicações médicas da SAHS, seus impactos sócio- econômicos, bem como suas consequências deletérias sobre a qualidade de vida e sobrevivência, alega-se que esta doença é um problema de saúde pública que requer o médico para identificar os pacientes e para fornecer tratamento adequado e oportuno (PHILLIPSON, 1993).

Entretanto, as unidades de sono disponíveis em hospitais e instituições de saúde para diagnóstico e análise deste distúrbio são insuficientes em número e equipamentos para atender a essa demanda crescente, dando origem a extensas listas de espera, às vezes com um ou mais anos antes da realização de um teste de sono (MASSA et al., 2004).

Em todo o mundo tem-se procurado diferentes alternativas diagnósticas ao exame de polissonografia convencional noturna (PSG), que embora seja considerado como o teste de escolha e referência, não é livre de problema – além de ser caro, demorado, de alta complexidade e disponível em poucos centros. As principais alternativas para PSG foram estudos polissonográficos em noites curtas, estudos sonecas para o diagnóstico e polissonografia no domicílio do paciente. Por sua vez, a introdução de sistemas simplificados como oximetria de pulso e poligrafia respiratória (PR), conduzidos no hospital e nos domicílios dos pacientes, tem reduzido à demanda reprimida e, acima de tudo, permitiu descentralizar o diagnóstico a partir das unidades de referência geralmente saturadas e facilitar o acesso aos centros de diagnóstico menores.

As aplicações de estudos em domicílio têm produzido uma mudança na forma de diagnosticar, conseguindo trazer o hospital para a casa do paciente e reduzindo os custos dos processos. No entanto, é necessário insistir que a introdução de qualquer sistema de diagnóstico deve ser adequadamente validada, o que não aconteceu na maior parte dos casos. Além disso, a implementação do processo de diagnóstico é inútil se não for acompanhada pela formação de pessoal adequado e em boa coordenação com as unidades de sono. Caso contrário, arrisca-se a causar mais danos do que benefícios.

Analisando os problemas causados pela SAHS para a saúde e a necessidade de executar sistemas úteis para o diagnóstico e avaliação da doença, nota-se a necessidade de uma ferramenta de fácil acesso, de baixo custo, pouca complexidade e alta aplicabilidade clínica, que atenda as necessidades do paciente e do pessoal médico de polissonografia sem a obrigatoriedade de instalações e infraestruturas altamente complexas

Este trabalho apresenta o desenvolvimento de dois algoritmos para a detecção e cálculo dos eventos respiratórios associados à SAHS, usando apenas os sinais de saturação de oxigênio (SpO_2) e o fluxo de ar, e buscando reduzir a quantidade e variedade de sinais utilizados pelos sistemas convencionais para diagnosticar os eventos (de apneias e hipopneias). Isto permitirá reduzir o tempo de valorização o custo para o diagnóstico e acessibilidade para a sua obtenção automatizando a forma manual de detecção e cálculo que é apresentada hoje em dia na maior parte dos sistemas convencionais utilizados.

1.1 OBJETIVOS

Este trabalho tem como objetivo principal o desenvolvimento de algoritmos para a detecção automática de eventos relacionados à Síndrome da Apneia-Hipopneia do Sono a partir de registros de fluxo de ar e saturação de oxigênio.

Objetivos específicos

- Identificar conceitos de diagnóstico da SAHS.
- Identificar os critérios clínicos para a detecção e cálculo de apneias e hipopneias.
- Identificar e comparar métodos de processamento de sinais para desenvolvimento dos algoritmos.
- Projetar os algoritmos para a detecção de Apneia - Hipopneia e Índice de apneia-hipopneia (IAH) tendo em conta os critérios e métodos clínicos identificados.
- Avaliar os algoritmos utilizando registros polissonográficos abrangendo indivíduos saudáveis e com SAHS em graus variados de severidade.
- Estabelecer análise estatística para os resultados avaliados.

1.2 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

Este trabalho está organizado em seis capítulos, incluindo este.

No capítulo dois, é apresentada uma visão geral do referencial teórico, objetivando a compreensão, de conceitos mecanismos para o diagnóstico e os padrões de detecção de eventos apneia e hipopneia para uma melhor compreensão de síndrome apneias-hipopneia de sono.

O capítulo três é detalhada a metodologia proposta, para o desenvolvimento dos algoritmos e modelos implementados, descrevendo as características de processamento e operação para a detecção de eventos, usando diferentes equações para estimar valores percentuais em cada um deles.

O capítulo quatro descreve os resultados obtidos para cada algoritmo proposto, as diferenças encontradas abordando parâmetros clínicos estatísticos e variáveis de frequência marcando os resultados utilizando tabelas e figuras.

O capítulo cinco apresenta as discussões do trabalho estabelecendo as características significativas obtidas no desenvolvimento dos algoritmos e modelos implementados tendo em conta os objetivos, metodologia e resultados.

O capítulo seis apresenta as conclusões obtidas neste estudo e os trabalhos futuros que podem ser desenvolvidos a partir das ideias apresentadas neste documento.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Este capítulo identifica os conceitos, abordagens, mecanismos e características fisiológicas necessárias para o entendimento da SAHS e seus métodos de detecção.

2.1 SÍNDROME DA APNEIA-HIPOPNEIA DO SONO (SAHS)

A SAHS consiste no aparecimento de episódios recorrentes de limitação do fluxo de ar durante o sono, como resultado de alterações anatômicas e funcionais das vias aéreas superiores (VAS) que leva a seu colapso, causando diminuição da saturação da oxihemoglobina (SaO_2) e despertares que resultam em um sono agitado, sonolência diurna excessiva, distúrbios neuropsiquiátricos, respiratórios e cardíacos (MONTSERRAT et al., 1998).

A SAHS teve muitos nomes ao longo dos anos como Síndrome Hipersomnia e Respiração Periódica (SHRP), a Maldição de Ondina, e Síndrome de Pickwick associando obesidade. Agora chamada OSAS (*Obstructive Sleep Apnea Syndrome*) na literatura anglo-saxônica ou SAOS (Síndrome da Apneia Obstrutiva do Sono) ou simplesmente SAS (Síndrome da Apneia do Sono), que inclui todas as outras doenças.

A nomenclatura SAHS introduz grandes melhoramentos na denominação da síndrome ao incluir uma referência específica a hipopneias (cada vez mais importantes tanto em adultos como em crianças), evitar o termo ‘obstrutiva’ – permitindo que incluam não só estes, mas também apneia mista e central e, finalmente, definir tanto a tradução espanhola quanto a anglo-saxã, o que facilita a sua utilização.

Guilleminault et al., em 1976, introduziram o termo de Síndrome da Apneia do Sono para definir indivíduos com apneia obstrutiva do sono e sonolência diurna excessiva. Uma apneia foi definida como a cessação completa do sinal respiratório (Figura 1) de pelo menos 10 segundos de duração (GUILLEMINAULT, TILKIAN e DEMENT, 1976).



Figura 1: Apneia (Modificado de RDI PRESS, 2012).

KURTZ e KRIEGER (1978) sugeriram o conceito de hipopneias, que foi subsequentemente estabelecido por Block et al, como uma redução parcial do sinal respiratório associada com dessaturação (BLOCK et al., 1979), como suas implicações foram semelhantes para apneia cunhou-se o termo síndrome de hipopneia durante o sono (GOULD et al., 1988).

A Academia Americana de Medicina do Sono (AASM) definiu a SAHS como uma doença caracterizada por episódios repetitivos de obstrução total – apneia – ou parcial – hipopneia – das vias aéreas superiores durante o sono. Estes eventos produzem um aumento no esforço tóraco-abdominal e queda na saturação de oxigênio arterial, levando a uma reação de excitação, induzindo interrupção e alteração da arquitetura do sono, o que leva à produção de sintomas durante o dia, em pacientes. Os eventos de apneia têm uma duração mínima de 10 segundos, tipicamente entre 10 e 30 segundos (AASM, 2005). Apneias do sono são classificadas, dependendo da presença ou ausência do estímulo central para a respiração (KINGMAN e STROHL, 2008) como:

Apneia Central (Figura 2): constitui-se na completa ausência de fluxo aéreo e esforço respiratório por um tempo mínimo de 10 segundos. Isto é causado por problemas com a forma como o cérebro controla a respiração em vez de uma oclusão da via aérea.

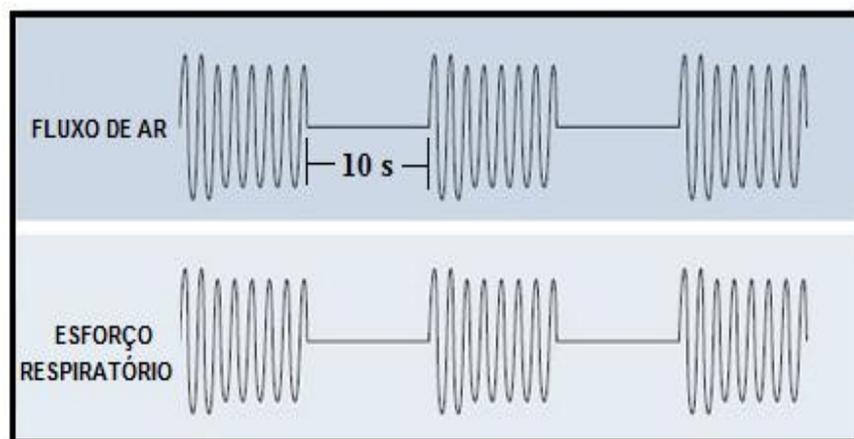


Figura 2: Apneia central (modificado de: PHILIPS RESPIRONIC, 2012).

Apneia obstrutiva (Figura 3): Cessação do fluxo de ar associada ao aumento do esforço respiratório muscular, durante um tempo de 10 segundos. (STROHL, 2008).

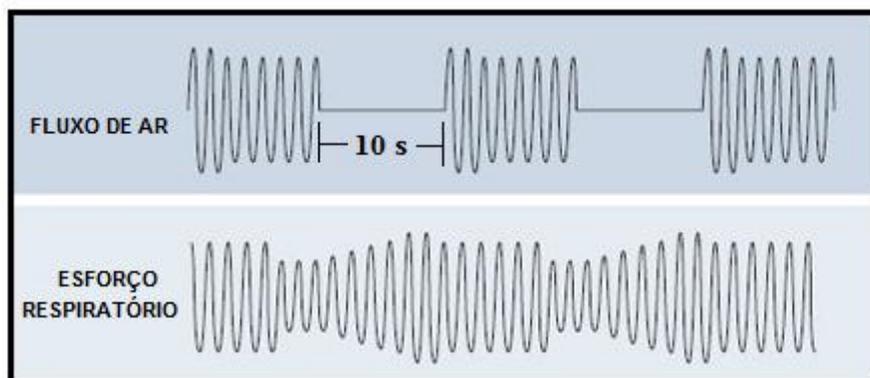


Figura 3: Apneia Obstrutiva (modificado de: PHILIPS RESPIRONIC, 2012).

Apneia tipo Mista: começa como uma apneia central, seguida por uma componente obstrutivo.

A seguir é apresentado um resumo das diferentes definições de eventos respiratórios, a partir do manual AASM (Quadro 1).

Apneia obstrutiva	Ausência ou redução \geq a 90% da amplitude do sinal respiratório \geq a 10 segundos de duração na presença de esforço respiratório detectado pelas bandas tóraco-abdominais.
Apneia central	Ausência ou redução de \geq a 90% do sinal respiratório, com \geq a 10 segundos de duração na ausência de esforço respiratório detectado pelas bandas tóraco-abdominais.
Apneia mista	Evento respiratório geralmente iniciado com um componente central e seguido de um componente obstrutivo.
Apneia	Queda do pico do fluxo do ar \geq a 90 % da linha de base, com uma duração \geq a 10 segundos. 90% da duração do evento preenchem os critérios de redução da amplitude para apneias
Hipopneia	- critério 1: Queda do sinal de pressão nasal \geq a 30 % de linha de base, com duração \geq a 10 segundos, acompanhada com uma dessaturação \geq a 4 % da linha de base. 90 % de duração do evento preenchem os critérios de redução da amplitude para hipopneias - critério 2: Queda do sinal de pressão nasal \geq a 50 % de linha de base, com duração \geq a 10 segundos, acompanhada com uma dessaturação de \geq a 3 % da linha de base ou despertares. 90 % de duração de evento preenchem os critérios de redução da amplitude para hipopneias
Esforços respiratórios associados à despertar	Período \geq a 10 segundos de aumento progressivo do esforço respiratório, que termina com um despertar.

Quadro 1: Definições para os eventos de SAHS (AASM, 2005).

2.1.1 Diagnóstico SAHS

Para diagnosticar os eventos SAHS, levam-se em conta dois critérios fundamentais propostos pela Academia Americana de Medicina do Sono (AASM, 2005) como segue:

As apneias do sono são quantificadas com base no IAH, que é o número de apneias e hipopneias dividido por horas de sono, com avaliação de sinais cardiorrespiratórios, tais como fluxo de ar, saturação de oxigênio e esforço respiratório, não incluindo sinais neurofisiológicos como EEG (usado para detecção de despertar).

Considera-se SAHS patológica quando o IAH tem um valor maior do que cinco (5). Com base neste índice, a SAHS é classificada como: (MARSHALL et al, 2008, SIGURDSON et al, 2007)

- **Leve** – para o IAH entre 5/ h e 15/ h de sono
- **Moderada** – para o IAH entre 15/h e 30/h de sono
- **Grave** – quando o IAH é acima de 30/ h de sono.

A SAHS é também definida como a presença de um Índice de Distúrbio Respiratório anormal (IAR). O IAR é a soma do IAH, e dos esforços respiratórios associados ao despertar, avaliados a partir de sinais neurofisiológicos. Um IAR maior que 5 associado a sintomas e sinais clínicos relevantes é considerado diagnóstico da SAHS.

2.1.2 Epidemiologia de SAHS

A prevalência de apneia do sono, de acordo com dados obtidos a partir de "*Wisconsin, Cohort Study*" para os pacientes entre 30 e 60 anos, é de 9-24% para homens e 4-9% para as mulheres e 1-3% em crianças (BIXLER et al, 2001, ROWLEY, 2006, DURAN et al, 2001).

Sabe-se que a prevalência aumenta com a idade (KINGMAN e STROHL, 2008). Para os pacientes com mais de 65 anos, estima-se que a prevalência de SAHS é de 2 a 3 vezes maior do que a estimada para pacientes 30 e 64 anos de idade (STROHL, 2008).

2.1.3 Fatores de Risco para SAHS

Os fatores de risco mais comuns para SAHS são a obesidade, a malformação craniofacial e das vias aéreas superiores. Outros fatores potencialmente associados com maior risco de SAHS são fatores hereditários, o fumo e congestão nasal (KINGMAN e STROHL, 2008, PACK, 2006).

Os fatores de risco podem ser divididos em dois grupos:

- Modificáveis ou
- Não modificáveis

A obesidade é o fator de risco modificável mais importante. A prevalência de SAHS e o índice de massa corporal (IMC) têm uma relação direta entre si, ou seja, maior IMC implica maior prevalência de SAHS (PALLA et al, 2009). A circunferência do pescoço, um marcador de obesidade central, é o fator que melhor prediz o diagnóstico de SAHS (FLEMONS et al, 1994).

Nas mulheres, o risco de SAHS é dado por uma circunferência do pescoço igual ou superior a 38 cm, enquanto que em homens é associado a uma circunferência igual ou superior a 40 cm. Consumos de álcool e tabaco aumentam a intensidade de ronco e do número de eventos respiratórios durante o sono (SAKURAI et al, 2007, STEENS et al, 1993).

As características craniofaciais de cada etnia ou grupo racial por sua vez, também conferem diferentes riscos de desenvolver a SAHS nos Estados Unidos. A prevalência entre a população latina é mais elevada (até 16%) em comparação com a raça ariana e semelhante ao apresentado por afro-americanos (KRIPKE et al, 1997).

As alterações anatômicas craniofaciais podem conferir um estreitamento intrínseco à faringe, favorecendo o colapso (CISTULLI, 1996). Diabetes Mellitus tipo 2 (WEST, NICOLL e STRADLING, 2006), acromegalia (DAVI' et al, 2008), hipotireoidismo (KAPOR et al, 1998), síndrome de Cushing (SHIPLEY et al, 1992) e hiperandrogenismo (CISTULLI, 1996) são endocrinopatias também associadas com o desenvolvimento de SAHS.

2.2 FISIOPATOLOGIAS DA SAHS

A estabilidade no calibre da via aérea superior (VAS, Figura 4), depende da ação dos músculos dilatadores da orofaringe e abdutores, que geralmente são ritmicamente ativados durante a inspiração. A VAS é submetida ao colapso quando a força produzida por estes músculos, para uma determinada área de secção, é superada pela pressão negativa gerada pela atividade inspiratória do diafragma e músculos intercostais (MCNICHOLAS, 1998).

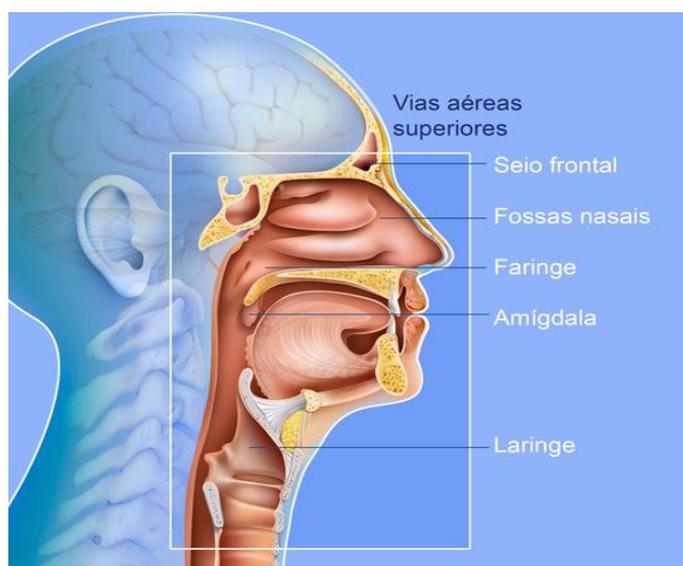


Figura 4: Vias aéreas superiores (modificada de: RESPIRASAUDE, 2012).

O colapso ou a abertura da faringe durante o sono depende das forças opostas: (PÉREZ, 2000)

- Força de dilatação
- Força de colapso

A Força dilatadora tende a manter a faringe aberta. Depende de dois mecanismos: – o primeiro e mais importante é a contração do músculo dilatador da faringe – o genioglosso (MEZZANOTTE, TANGEL e WHITE, 1992). O segundo é o volume de pulmão, que exerce força descendente de tração sobre as vias aéreas, proporcionando estabilidade para a faringe (HEINZER et al, 2005).

A Força de colapso tende a fechar da faringe e é constituída pela pressão negativa intraluminal gerada; pela contração diafragmática (WOODSON e FRANCO, 2007); e pela pressão positiva extraluminal exercida pelos tecidos moles, (gordura principalmente), sobre a abertura da faringe. Quando a pressão extraluminal é maior do que a intraluminal, a faringe colapsa e impede o fluxo de ar, apesar da manutenção do gradiente de pressão nas extremidades. Em pacientes com SAHS o colapso ocorre com pressões intraluminais superiores à pressão atmosférica nesses pacientes, a faringe é obstruída apenas pela perda do tônus muscular da via aérea superior durante o sono (WOODSON e FRANCO, 2007).

Os fatores que favorecem o colapso incluem, portanto: – fatores anatômicos – estreitamento das vias aéreas superiores, musculares – perda excessiva de tônus muscular e neurológicos – falha nos reflexos de proteção (BOUDEWYNS et al, 2000, ESTELLER, 1995). Por sua vez ,os fatores mais influentes no equilíbrio entre forças de dilatação e colapso, e conseqüentemente na permeabilidade de VAS, são: (ISONO et al, 1997)

- Fatores anatômicos.
- Alterações no tônus muscular.
- Alterações no controle central da respiração.
- Problemas de consciência.
- Disfunção do sistema nervoso periférico e tônus vascular, e as forças de tensão superficial e posição do corpo (ISONO et al, 1997, CRAWFORD e WHEATLEY, 1997).

Fatores musculares desempenham, também, resultados importantes na fisiopatologia da SAHS. Estudos eletromiográficos demonstrou uma redução ou desaparecimento da atividade muscular dilatadora durante o sono, especialmente em pacientes com SAHS (HORNNER, 2001, MCNICHOLAS, 1998).

Os fatores da função muscular da via aérea superior incluem uma atividade dilatadora muscular anormal e uma alteração da relação de contração de diafragma – com os Músculos dilatadores (BOUDEWYNS, 2000, HORNNER, 2001). Defeitos na resposta desses músculos ou descoordenação entre ela e diafragma podem causar SAHS (MCNICHOLAS, 1998).

Estudos recentes levam à conclusão de que os músculos dilatadores da SAHS são o alvo dos fenômenos tróficos adaptativos, imuno-histoquímicos e de resposta à estimulação metabólica. (BUSHA, STROBEL e ENGLAND, 2002, FOGEL et al, 2001). Embora haja evidências de que o sono afeta a atividade neuromuscular no SAHS, o desaparecimento de hiperatividade compensatória durante a vigília e a redução da eficiência da contração muscular observada nos pacientes podem explicar a maior instabilidade da VAS característica da SAHS (SERIES, 2000, FLEURY, 2000).

Estes distúrbios musculares são aqueles que dão origem às modernas tentativas terapêuticas por estimulação elétrica dos músculos hipoglosso ou lingual (genioglosso), de noite e de dia, como um treinamento muscular (VERSE, 2003, RANDERATH et al, 2004).

Observou-se que a supressão da atividade muscular da faringe no sono é essencial para que em SAHS ocorra uma redução do calibre da VAS que torna mais prováveis o colapso da inspiração. Do mesmo modo, as alterações na estabilidade do sistema de controle respiratório e a diminuição do volume do pulmão no sono podem também desempenhar uma redução para produzir um colapso.

2.3 MECANISMOS DE DANO BIOLÓGICO ASSOCIADOS À SAHS

O ronco, a expressão do estreitamento da faringe, é devido à vibração dos tecidos moles das vias aéreas superiores (paredes da faringe, palato mole e úvula), é o sintoma mais comum relatado por pacientes com SAHS, ou melhor, pelos seus cônjuges (FERNÁNDEZ et al, 1994, FLEMONS et al, 1994).

O ronco é cada vez mais alto, como resultado do aumento da atividade dos músculos respiratórios, tentando superar limitação do fluxo aéreo. Num certo tempo produz o colapso da faringe, que determina o início de um período de apneia. A partir de então os movimentos toracoabdominais (esforço respiratório), estimulados por hipóxia e hipercapnia, aumentam progressivamente, até finalmente o silêncio de apneia ser quebrado com um ronco estertoroso, refletindo a recuperação da permeabilidade das vias aéreas (CORDERO et al, 1997).

Os gases respiratórios do sangue são então normalizados, o sono é recuperado e reiniciado assim que um ciclo se repete várias vezes a cada noite. Durante a noite também são comuns choques da parte superior e inferior, como uma expressão de sono irregular e

agitado, despertar súbito com sensação de sufocação, movimentos corporais bruscos, e até mesmo queda da cama, sonambulismo (TERÁN et al, 1999).

A desorganização da arquitetura do sono principal causa de manifestações neuropsiquiátricas, tais como sonolência diurna excessiva, que é o sintoma mais característico da SAHS e que, em seus graus mais graves, torna-se causa da deficiência de trabalho e acidentes de trânsito (TERÁN et al, 1999, CORDERO et al, 1997).

O SAHS não é uma doença confinada à faringe, é uma doença com efeitos sistêmicos, que dependem de três principais mecanismos de lesão (TORRE, 2008):

- Hipoxemia intermitente-reoxigenação; ou.
- Alterações na pressão intratorácica durante apneias e hipopneias;
- O despertar.

A hipoxemia intermitente-reoxigenação refere-se aos eventos de apneia e hipopneia que acompanha uma queda da pressão arterial de oxigênio, que é invertida quando é reintegrada a respiração. Este processo de hipoxemia-reoxigenação geralmente é apresentado como um padrão cíclico durante toda a noite e causa que o endotélio vascular durante a hipóxia, libere substâncias que promovem a inflamação, como proteína C-reativa, além disso, fatores ativos de coagulação, causando aumento da viscosidade sanguínea e agregação de plaquetas (RYAN, TAYLOR e MCNICHOLAS, 2005, SHAMSUZZAMAN et al, 2002, TAUMAN et al, 2004, ROBINSON et al, 2004, VON et al, 2005, STEINER et al, 2005, HUI et al, 2004).

Durante os eventos respiratórios obstrutivos (apneias e hipopneias) são geradas alterações de pressão intratorácica de tal maneira que a inspiração contra a faringe ocluída pode reduzir esta pressão para valores subatmosféricos de 80 mmHg (SHIOMI et al, 1991).

Quando se apresenta o evento obstrutivo, a diminuição na pressão intratorácica provoca um aumento na pós-carga do ventrículo esquerdo (STOOHS e GUILLEMINAULT, 1992), alterando a função sistólica do mesmo (Figura 5). Também provoca problemas de relaxamento decrescente e o enchimento ventricular como diminuição contração do diafragma (VIROLAINEN, 1995).

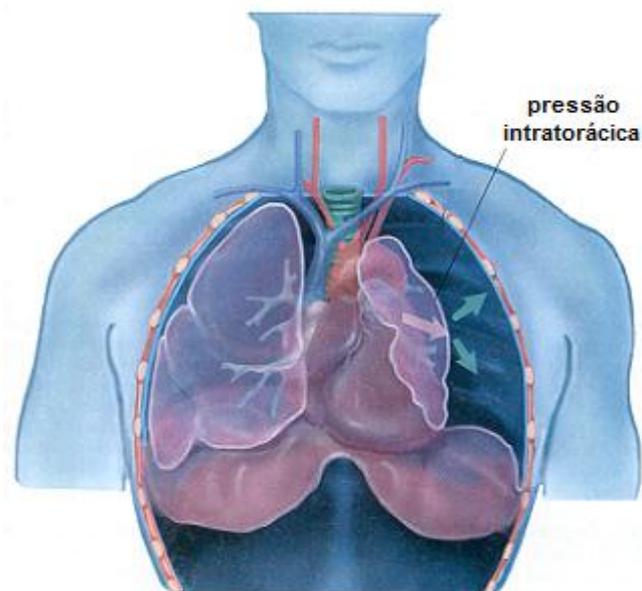


Figura 5: Efeitos da pressão intratorácica (modificado de: ÁREA DE ENFERMERÍA, 2012).

Os alertas ou despertar eletroencefalográficos são eventos que normalmente ocorrem no final de um evento respiratório, e são normalmente necessários para restabelecer o fluxo de ar. Se os alertas ocorrem frequentemente causam a fragmentação do sono, que está relacionado com sonolência diurna excessiva (SHAMSUZZAMAN, GERSH e SOMERS, 2003), diminuição das funções cognitivas e acidentes automobilísticos e de trabalho (LINDBERG et al, 2001, TERÁN et al, 1999).

Os alertas são acompanhados por uma sobre estimulação simpática (MORGAN et al, 1996) e, por conseguinte, liberação de substâncias vasoativas que aumentam a frequência e a diminuição da variabilidade da frequência cardíaca, aumento da resistência vascular periférica e, conseqüentemente, da pressão arterial (NARKIEWICZ et al, 1998).

2.4 MANIFESTAÇÕES DA SAHS

Os resultados mais importantes clínicos ocorrem em dois níveis. Por um lado, apneias e hipopneias condições intermitentes que pode causar o aparecimento de problemas cardiovasculares e por outro lado, distorção na arquitetura do sono que leva à sonolência diurna, distúrbios cognitivos e psiquiátricos.

Durante o sono é repetido muitas vezes o mesmo ciclo do sono; índice de apneia e hipopneia, alterações dos gases sanguíneos, despertar de transição e fim da apneia e hipopneia, o despertar repetido são responsáveis pela fragmentação do sono que dá origem as manifestações neuropsiquiátricas como distúrbios de comportamento e personalidade.

Os sintomas mais comuns de SAHS estão descritos na quadro 2, geralmente podem ser divididos em sintomas noturnos como o ronco, despertares noturnos, com sensação de asfixia, pernas inquietas, entre outros, e os sintomas diurnos, como sonolência diurna, distúrbios do humor, dificuldade de concentração, lapsos de memória, dores de cabeça (BIXLER et al, 2001, LEWIS, 2008).

Os sintomas desenvolvem-se lentamente e progressivamente ao longo dos anos, o motivo mais frequente é a sonolência diurna excessiva, que pode ser leve ou limitar as atividades diárias e de trabalho (LEIVA, 1997). A história típica de um paciente com suspeita de SAHS deve incidir sobre o grau de sonolência diurna excessiva e ocorrência de ronco e apneia do sono.

Outras informações a considerar correspondem à história do excesso de peso, o uso regular de medicamentos que causam sonolência, uso de álcool e história familiar de distúrbios do sono e doença cardíaca, hipertensão, sonolência diurna no trabalho, acidentes automobilísticos, alterações de personalidade, incapacidade de concentração ou disfunção sexual.

SINTOMAS NOTURNOS	SINTOMAS DIURNOS
Ronco	Excessiva Sonolência diurna
Apneias observadas	Sentir Sono agitado
Episódio asfixia	Fatiga crônica
Movimentos anormais	Dor de cabeça pela manhã
Diaforese	Irritabilidade
Despertar frequentes	Apatia
Pesadelos	Dificultadede de concentração
Sono agitado	Perda de memória
Insônia	Diminuição da libido

Quadro 2: Sintomas Frequentes de SAHS (ROWLEY, 2006, LEWIS, 2008).

Hipóxia e ou redução de oxigênio durante a respiração tem sido associada a manifestações neuropsicológicas. O colapso da via aérea superior recorrente leva a uma reação de despertar, causando a fragmentação e degradação da qualidade do sono.

Propõe-se que a dessaturação noturna de oxigênio causa a depressão das funções neuropsicológicas e mostrou uma diminuição na coordenação de memória, atenção e visual-motor. O último fator pode contribuir para a maior frequência de acidentes observados nesses pacientes (TERÁN et al, 1999).

A pressão arterial diastólica é a primeira a subir em associação com apneia do sono (YAGGI, MOHSENIN, 2003, HERMANN, BASSETTI, 2003). Este fato pode determinar efeitos em longo prazo de prevenção e intervenção precoce da SAHS e hipertensão associada, e seu impacto na morbidade e mortalidade, especialmente a relação com a hipertensão, arritmias, eventos coronarianos e acidente vascular cerebral (O'CONNOR et al, 2008).

Dessaturação de oxigênio pode causar hipertensão pulmonar e estimula o sistema simpático, resultando na secreção de catecolaminas e hipertensão arterial sistêmica. Apneia obstrutiva causa problemas na troca de gás intrapulmonar, que são responsáveis pelo aumento do risco de doença cardiovascular e hipertensão pulmonar e arterial sistêmica observada na SAHS (SHARABI et al, 2003, ZAKHAMA et al, 2002).

A relação de SAHS com hipertensão pulmonar é muito forte, de modo que deve ser sempre considerada a possível existência de apneia obstrutiva do sono no diagnóstico diferencial da hipertensão arterial refractário ao tratamento, especialmente quando a pressão do sangue não é reduzido durante o período noturno (WOLK, SOMERS, 2003). Durante a apneia ocorre bradicardia por aumento do tônus vagal, taquicardia e freqüentemente braditaquiarritmias, existe uma relação significativa entre a dessaturação de oxigênio e focos ectópicos ventriculares, especialmente com saturações abaixo de 60%, como resultado de dessaturação de oxigênio e da vasculatura pulmonar pode ser detectada hipertrofia ventricular direita em ecocardiografia. No entanto, insuficiência cardíaca direita são menos frequentes, exigem a presença adicional de hipoxemia diurna, hipercapnia ou doença pulmonar obstrutiva crônica (DPOC) (SHARABI et al, 2003, WOLK, SOMERS, 2003).

2.5 TECNOLOGIAS UTILIZADAS PARA DIAGNÓSTICO DA SAHS

O diagnóstico de SAHS requer a realização de vários testes laboratoriais, para confirmar ou descartar esta desordem, completar seu diagnóstico diferencial, delinear a

gravidade e individualizar o tratamento. Entre as técnicas para o diagnóstico são usadas os seguintes teste de análise:

- Polissonografia convencional.
- Poligrafia respiratória.
- Oximetria.

2.5.1 Polissonografia Convencional

A polissonografia convencional (PSG) durante a noite é o método de estudo mais abrangente de distúrbios respiratórios do sono. Consiste nas gravações simultâneas de variáveis neurofisiológicas e respiratórias que avaliam a quantidade e a qualidade do sono, e identifica os diferentes eventos respiratórios e seu impacto cardiorrespiratório e neurofisiológicos. É realizada e monitorada por técnicos treinados em um laboratório do sono projetado para seu estudo, deve ter alguns requisitos específicos, como condições de isolamento acústico, controle de temperatura, para torná-lo um ambiente adequado para a avaliação de um paciente dormindo (MCNICHOLAS, 2008).

O duração recomendado dos estudos deve ser de pelo menos 6 horas, com um mínimo de 180 minutos de sono, exceto para os estudos de pesquisas noite curtas para casos muito evidentes de SAHS (CIFTCI, GUVEN, 2008). Com o PSG convencional são gravados simultaneamente vários parâmetros, detalhados no Quadro 3.

VARIÁVEIS NEUROFISIOLÓGICAS	• Eletroencefalograma (EEG)
	• Eletro-oculograma (EOG)
	• Electromiograma (EMG)
VARIÁVEIS RESPIRATÓRIAS	• Esforço respiratório (cintas torácica e abdominal, sonda esôfagica)
	• Fluxo aéreo oronasal (neumotacografia, cânula de pressão, termistor)
	• Saturação arterial de oxigênio (oximetria de pulso)
OUTRAS VARIÁVEIS	• Eletrocardiograma (ECG)
	• Frequência cardíaca
	• Pressão arterial

Quadro 3: Variáveis registradas na polissonografia convencional (AASM, 2005, RECHTSCHAFFEN e KALES, 1968).

São registrados pelo eletroencefalograma (EEG), o eletro-oculograma (EOG) e eletromiografia (EMG) do queixo (Figura 6). O registro da atividade EEG, junto com os movimentos oculares e tônus muscular, permite que o especialista em distúrbios do sono identifique o estado de vigília, e a transição da vigília para o sono e classifiquem os diferentes estágios do sono em períodos de 30 segundos (chamado épocas) como critérios de codificação, internacionalmente aceitos, estabelecidos em 1986 por Rechtschaffen e Kales (RECHTSCHAFFEN, KALES, 1968).

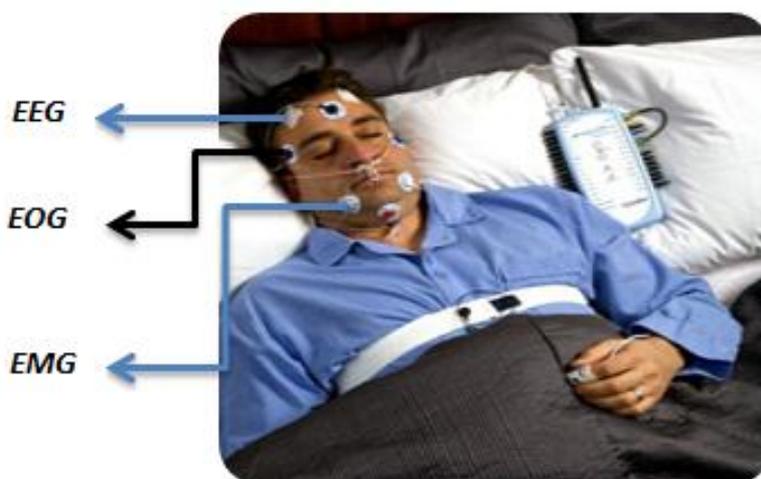


Figura 6: Parâmetros neurofisiológicos (modificado de: INSTITUTO DEL SUEÑO, 2011).

Eletroencefalograma (EEG)

- É o registo e avaliação de potenciais eléctricos gerados pelo cérebro e obtido através de eléctrodos colocados na superfície do couro cabeludo. O eletroencefalograma (EEG) registra a atividade eléctrica dos neurónios no cérebro. Este registo tem formas muito complexas, que variam muito com localização de eletrodos e entre indivíduos.

Eletro-oculograma (EOG)

- É um método de gravação com base na diferença de potencial existente entre a córnea e da retina. Este potencial, chamado córneo-retinal potencial é produzido pela polarização diferente (polarização e despolarização) de células da retina, que em conjunto geram um dipolo orientado na direção do eixo do olho, a área da córnea e área da retina eletropositivos e negativos.

Electromiograma de Superfície (EMG)

- O sinal EMG é a manifestação elétrica da atividade neuromuscular associada com a contração muscular. O EMG é gravado a partir de eletrodos colocados sobre a superfície da pele e o músculo.

As seguintes variáveis são monitoradas: fluxo oronasal (por pneumotacógrafo ou termistor), esforço respiratório (por cintas toracoabdominais) e saturação de oxigênio arterial (oxímetro de pulso). Os registros destes parâmetros permitem identificar eventos respiratórios.

Existem vários dispositivos para detectar o fluxo, dos quais os mais utilizados são termistores e sondas de pressão.

Termistores têm a vantagem de serem baratos e fáceis de usar, mas apenas qualitativamente estimam o fluxo, através de mudanças de temperatura entre o ar inspirado (frio) e expiratório (quente) através das narinas e da boca.

Outros dispositivos podem medir quantitativamente o fluxo de ar, como pneumotacógrafos e sondas de pressão aplicada ao nariz, eles estimam este parâmetro com uma cânula fixada a um transdutor de pressão. Seu uso está aplicado na prática clínica porque a avaliação do fluxo é maior que aqueles feitos com o termistor. Estes métodos tentam resolver os problemas metodológicos envolvidos e não reconhece adequadamente a hipopneias.

A saturação de oxigênio arterial é medida por oximetria percutânea, com base em variações de cores que experimenta a sangue de acordo com a saturação da oxihemoglobina. A célula fotoelétrica do oxímetro, que é geralmente colocado no dedo indicador, mede continuamente a absorbância de luz do tecido vascular a dois comprimentos de onda da superfície.

Outros métodos alternativos têm sido desenvolvidos, tais como faseas, que podem usar cristais piezoelétricos ou com base em pletismografia indutiva, consistindo em que o alongamento da faseas com movimentos respiratórios gera uma alteração no comportamento elétrico.

O registo de movimentos toracoabdominais é importante uma vez que ajuda a diferenciar se um evento respiratório é de origem obstrutiva ou central.

Outras variáveis que podem ser incluídas no PSG, alguns deles ainda não são registrados rotineiramente na prática como:

- Ronco, com um microfone que é colocado sobre o lado do pescoço.
- EMG tibial, que detecta os movimentos das pernas, importante em outras entidades que podem causar sonolência diurna, como a síndrome de movimentos periódicos dos membros.
- Sensor de posição, com um dispositivo colocado nas sondas de movimentos respiratórios e informa sobre a posição do paciente.
- Registro da pressão sanguínea, já que as mudanças na pressão pleural devido a eventos respiratórios se traduzem em mudanças na pressão arterial periférica.
- Tempo de trânsito de pulso (PTT), a partir de a abertura da válvula aórtica ate a periferia.

2.5.2 Poligrafía respiratória (PR)

A PR é a análise de variáveis respiratórias e cardíacas sem avaliar parâmetros neurofisiológicos (Figura 7) e é aceita como uma abordagem de diagnóstico nas SAHS (GES, 2005).

Em teoria, os pacientes mais adequados são aqueles com baixa probabilidade clínica de SAHS, já que na maioria dos casos pode descartar a doença e aqueles com probabilidade clínica alta o diagnóstico pode ser estabelecido com suficiente segurança.

O PSG e PR são exames complementares, de modo que se o resultado do PR não é compatível com o resultado clínica inicial, deve ser realizado um PSG, o AAMS argumenta que o uso é aceitável de equipes apenas assistiram PR para excluir ou confirmar o diagnóstico de SAHS e devem ser analisados por pessoal médico qualificado com experiência em distúrbios do sono (COLLOP, N. A.et al., 2007).



Figura 7: Variáveis da poligrafia respiratória (modificada de: MIC, 2012).

Os parâmetros avaliados para a análise de RP são descritos a continuação:

- Fluxo Oronasal
- Movimentos tóraco-abdominais
- Saturação de oxigênio.

O fluxo oronasal é o tipo de sensores utilizados para monitorar os parâmetros cardiorrespiratórios na polissonografia convencional. São recomendados para utilização em equipamentos de poligrafia respiratória, incluindo os utilizados para a medição do fluxo respiratório.

Recentemente, o sensor utilizado para a avaliação do fluxo de ar era um sensor de temperatura (o mais comum, o termistor). Este sensor, que é colocado sobre as narinas e na boca, opera para detectar uma alteração na temperatura do ar (maior no ar expirado que no inspirado), assim, a detecção de fluxo de ar usando um termistor fornece uma medida qualitativa que não se correlaciona bem com a amplitude da respiração.

É por isso que, o termistor seja um bom medidor da apneia, e não é medidor de hipopneias quando usado isoladamente (mesmo quando combinados com os dados obtidos a partir das cintas aumenta a sensibilidade respiratória), como uma alternativa para sensores de temperatura, desenvolveram formas de medir o fluxo de ar oronasal mais seguro, e é atualmente o mais aceito cintas de pressão nasal.

É uma forma quantitativa de medir do fluxo de ar e, neste caso, a sonda nasal é colocada nas narinas e está ligado a um tradutor de pressão para produzir uma curva que

pode ser analisada, a amplitude, e a morfologia, portanto, com a sonda de pressão nasal é possível distinguir além de apneias, as limitações de fluxo de ar, no entanto, a limitação fundamental da sonda de pressão é que, se o paciente abre a boca (que podem ocorrer com frequência quando há obstrução nasal), o fluxo é consideravelmente reduzido, isso pode superestimar hipopneias. Idealmente, a utilização combinada de os sensores permite avaliar melhor a estimativa de fluxo de ar (COLLOP, N. A. et al., 2007).

Para detectar os movimentos tóraco-abdominais é utilizado algumas cintas colocadas no tórax e abdome para capturar mudanças na área transversal produzida pelos movimentos respiratórios, existem várias técnicas disponíveis para a medição desses movimentos toracoabdominais, a mais utilizada é a pletismografia de indutância.

No caso da pletismografia de indutância, quando esta adequadamente calibrada, as cintas podem estimar quantitativamente o volume corrente e, assim, ser útil para a detecção de hipopneias e episódios de despertar também pode distinguir entre os eventos respiratórios centrais e obstrutivos, a presença ou ausência, respectivamente, dos movimentos tóraco- abdominais (COLLOP, N. A. et al., 2007).

O sensor utilizado para medir a saturação de oxigênio é o oxímetro de pulso, que é localizado no leito capilar pulsante (geralmente o dedo indicador) consiste de um transmissor e um receptor de luz.

Eles também têm uma cinta digital que mede a frequência cardíaca, é aconselhável usar oxímetros de pulso para obter o sinal por uma média de tempo menor ou igual 3 segundos a uma frequência cardíaca maior 80 bpm (COLLOP, N. A. et al., 2007).

2.5.3 OXIMETRIA

Dentre os quatro níveis em que o American Sleep Disorders Association, classifica as várias técnicas disponíveis para estudos do sono, o nível quatro é o que monitora um ou dois canais, um de os quais é geralmente oximetria (ANDREW, L. et al. 1994).

Oximetria é uma variável que deve ser incluída na polissonografia, é uma das três variáveis recomendadas pelo menos para a poligrafia respiratória, mas por vezes também podem ser usadas isoladamente.

A gravação da oximetria permite monitorar os níveis de saturação de oxigênio durante a noite, a saturação de oxigênio medido através de um sensor percutâneo colocado

geralmente no dedo indicador, o qual se baseia nas variações de cor experimentadas por saturação da oxi-hemoglobina no sangue (Figura 8).

Na oximetria, além de obter uma representação gráfica da saturação de oxigênio durante a noite, é possível calcular parâmetros, onde o limite para considerar uma diminuição significativa da saturação de oxigênio (dessaturação) é 2 e 4 % em relação à linha de base, calculando o índice de dessaturação (dessaturações por hora de gravação), o que é mais sugestiva de SAHS, quanto maior seja seu valor (CHINER et al, 1999).

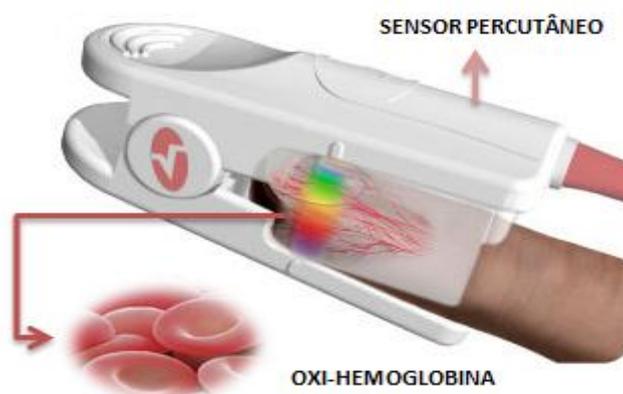


Figura 8: Sensor percutâneo medidor de saturação de oxigênio (modificado de: MASIMO, 2011).

Outro parâmetro utilizado é a porcentagem do tempo total chamado (CT) que se passa com uma saturação de oxigênio abaixo de 90% (CT90%), que normalmente apontam para um resultado negativo, o mais baixo (CT 90%, < 1% é improvável que existe uma SAHS significativa).

A oximetria noturna tem sido útil para ajudar a identificar pacientes com SAHS significativos (CHINER et al, 1999), especialmente quando combinado com sinais ou sintomas que levam à pré-teste de alta probabilidade de doença, também poderia ser útil em tomada de decisão clínica para pacientes com baixa probabilidade pré-teste da doença.

Nos diferentes regulamentos não é recomenda o uso de oximetria para fazer um diagnóstico definitivo do SAHS, que coloca problemas de sensibilidade e especificidade, que são muitas vezes altamente variáveis de acordo com diferentes séries (NETZER et al, 2001), pode dar resultados falsos negativos, como pode ocorrer em pacientes mais jovens, não obesos e de outra maneira saudável, na qual apnéias podem não resultar em dessaturação (MCNICHOLAS, 2008) ou dar origem a falsos resultados positivos, como pode ocorrer em pacientes com DPOC, insuficiência cardíaca ou doenças neuromusculares,

em dessaturações que podem ter uma origem diferente para a presença de apneias ou hipopneias. A oximetria também tem sido utilizada para avaliar a resposta ao tratamento com CPAP (CAPOTE et al, 2002).

A dessaturação cíclica, pela amostragem insuficiente (por exemplo, a coleta de dados a cada 12 segundos), a existência de vários problemas técnicos, tais como a presença de artefatos, um mau contato com oxímetro de pulso ou movimentos no dedo, a falta de confiabilidade do sinal quando a saturação de oxigênio é baixa ou quando há outros fatores, como má circulação (hipotensão ou hipotermia), a escolha inadequada de parâmetros a serem analisados na saturação de oxigênio como índice de dessaturação maior que 4% seria perdida em muitos casos de SAHS clinicamente significativo.

Para melhorar a rentabilidade da oximetria, é preciso uma seleção adequada de oxímetro de pulso, com curtos períodos de leitura. É aconselhável realizar uma inspeção visual do registro por um especialista treinado para reconhecer a validade dos dados, Além disso, a morfologia da curva pode ajudar para sugerir a existência de um SAHS (morfologia típica de dente de serra), ou DPOC.

Finalmente, são utilizados outros parâmetros além do índice de dessaturação tradicional ou CT 90%, tal como o cálculo do índice delta (diferença absoluta média da saturação de oxigênio entre períodos sucessivos de 12 segundos) (MAGALANG et al, 2003) ou índices derivados da análise não linear, como a análise da medida de tendência central (ALVAREZ et al., 2007).

2.6 MÉTODOS DE DETECÇÃO DE APNEIAS USANDO SINAIS DE FLUXO

Hoje em dia têm-se buscado diferentes métodos para a detecção de apneias, reduzindo a quantidade de canais de sinais utilizados nos modelos e técnicas convencionais e procurando encontrar formas experimentais e critérios alternativos aos critérios consagrados da AASM. Alguns dos trabalhos publicados estão descritos no Quadro 4.

<i>REFERÊNCIA</i>	<i>MÉTODO</i>
	<i>Magnitude média da segunda derivada do sinal em uma dada janela de tempo:</i> Utiliza um algoritmo que analisa o fluxo de ar nasal (NAF) para a detecção de apneias obstrutivas. É baseada na magnitude média da segunda derivada (MMSD) de NAF, que pode detectar o

<i>Han et al (2008)</i>	deslocamento ou a força de respiração e desvio de linha de base, com janelas de tempo dependendo a perda do sinal de cada paciente a avaliar.
<i>Nakano et al (2007)</i>	Análise espectral por STFT (Short Time Fourier Transform): Utiliza um algoritmo para obter uma série de tempo (fluxo de corrente) utilizando análise espectral de potência, expressando flutuação da amplitude no sinal do fluxo de ar. O algoritmo detecta quedas transitórias de fluxo de potência utilizando a transformada rápida de Fourier (FFT).
<i>Rathnayake et al (2010)</i>	Métodos não lineares de análise (Recurrence Quantification Analysis) da série temporal do fluxo de ar oronasal: Estuda a eficácia de diagnóstico de um classificador treinado num conjunto de recursos derivados das medições de fluxo de ar de um único canal. As características consideradas esta baseada a partir da análise de quantificação de recorrência (RQA) da série de tempo de medição e são opcionalmente aumentadas com medições individuais da circunferência do pescoço e do índice de massa corporal. A medição do fluxo de ar usada é pressão nasal.

Quadro 4: Métodos de detecção de apneias usando sinais de fluxo.

2.7 SISTEMAS DE CLASSIFICAÇÃO DE DISPOSITIVOS DE PROVAS PARA DETECÇÃO DE SAHS.

A primeira classificação foi publicada pela Academia Americana de Medicina do Sono (AAMS) em 1994. Foram classificados os dispositivos em quatro categorias com base no número e tipo de "faixas" utilizadas e as circunstâncias em que o dispositivo foi utilizado, desde então, uma série de dispositivos de testes inovadores foram desenvolvidos, muitos dos quais não se encaixam dentro desse esquema de classificação (NANCY et al, 2011).

A literatura atualmente é insuficiente para afirmar com certeza que:

- Um sensor termistor sozinho, é suficiente para o diagnóstico de SAHS.
- Se um dispositivo de detecção térmica é usado como a única medida de esforço respiratório

- Se cintos são requeridos como parte de montagem e cintos piezoelétricos são aceitáveis, neste contexto.
- Se a pressão nasal pode ser uma medida adequada de respiração sem esforço
- Se a pressão nasal pode ser utilizada em combinação seja com dois piezoelétrico ou sensores respiratórios de indutância pletismográfica (RIP).

Um novo método (SCOPER) foi desenvolvido para especificar a classificação e avaliação de dispositivos de distúrbios do sono, diferentes da polissonografia convencional (PSG), categorizando os dispositivos baseados em medições; de sono, oximetria Cardiovascular, posição, esforço, e os parâmetros respiratórios (out-of-centro OOC) (NANCY et al., 2011). O método de **SCOPER** avalia dispositivos de formas independentes assim:

Avaliação de Sono: A medida do sono é concentrada no índice de distúrbios respiratórios se o denominador do índice é por hora de sono ou por hora de tempo de gravação.

Avaliação Cardiovascular: A medição é concentrada em dispositivos cardiovasculares usando o sinal cardíaco ou sinal vascular (por exemplo, arterial periférico) para derivar um índice de eventos respiratórios.

Avaliação de oximetria: A medição é determinada por parâmetros convencionais com base em dessaturação de identificação de eventos.

Avaliação de Posição: A medição de posição não é avaliada quantitativamente já que não é utilizada rotineiramente para o diagnóstico de SAHS. Mas o vídeo é considerado como uma medida de avaliação da posição do corpo como parâmetro.

Avaliação de Esforço: a medição da pletismografia por indutância respiratória (RIP) com 2 cintos é parâmetro de avaliação para os esforços.

Avaliação Respiratória: A avaliação incidiu sobre a medição do fluxo de ar, seja por métodos convencionais ou alternativos.

Os níveis de cada categoria de SCOPER estão resumidos na Tabela 1. Estes níveis são baseados no tipo de sensor de medição utilizado para essa categoria.

Tabela 1: Níveis de categoria de SCOPER (NANCY et al, 2011).

Sleep	Cardiovascular	Oximetry	Position	Effort	Respiratory
S ₁ – Sleep by 3 EEG channels- with EOG and chin EMG	C ₁ – more than 1 ECG lead – can derive events	O ₁ – Oximetry (finger or ear) with recommended sampling	P ₁ – Video or visual position measurement	E ₁ – 2 RIP belts	R ₁ – Nasal pressure and thermal device
S ₂ – Sleep by less than 3 EEG* with or without EOG or chin EMG	C ₂ – Peripheral arterial tonometry	O _{1x} – Oximetry (finger or ear) without recommended sampling (per Scoring Manual) or not described	P ₂ – Non-visual position measurement	E ₂ – 1 RIP belt	R ₂ – Nasal pressure
S ₃ – Sleep surrogate: e.g. actigraphy	C ₃ – Standard ECG measure (1 lead)	O ₂ – Oximetry with alternative site (e.g. forehead)		E ₃ – Derived effort (e.g. forehead versus pressure, FVP)	R ₃ – Thermal device
S ₄ – Other sleep measure	C ₄ – Derived pulse (typically from oximetry)	O ₃ – Other oximetry		E ₄ – Other effort measure (including piezo belts)	R ₄ – End-Tidal CO ₂ (ETCO ₂)
	C ₅ – Other cardiac measure				R ₅ – Other respiratory measure

Os dispositivos categorizados por SCOPER estão resumidos na Tabela 2, dispositivos que foram utilizados em mais de uma configuração e tem mais de uma categorização SCOPER, não estão incluídos na categorização:

- Dispositivos para os quais não há literatura
- Dispositivos que não têm relação com a função
- Dispositivos de canal único
- Dispositivos terapêuticos utilizados no modo de diagnóstico
- Dispositivos sem oxímetros.

Tabela 2: Dispositivos de categorização SCOPER (NANCI et al, 2011).

Device Name	Sleep	Cardiac	Oximetry	Position	Effort	Respiratory
ApneaLink (Ng 2009)	0	4	1x	0	0	2
Apnoescreen I (Golpe 2002)	3	4	1x	2	0	3
Apnoescreen II (Garcia-Diaz 2007)	3	3	1x	2	4	3
ARES (Westbrook 2005)	3	4	2	2	0	5
ARES (Ayappa 2008, To 2009)	3	4	2	2	3	2
Compumedics PS-2 (Iber 2004)	2	3	1x	0	1	3
Embletta PDS (Ng 2010)	0	4	1x	2	1	2
Embletta (Dingli 2003)	0	0	1x	2	4	2
Morpheus Hx software with standard hospital signals (Amir 2010)	4	3	1x	0	4	4
Northeast Monitoring Holter-oximeter (Heneghan 2008)	0	3	1x	0	0	0
Novasom QSG/Bedbugg/Silent Night (Reichert 2003)	0	4	1x	0	x	5
Novasom QSG/Bedbugg/Silent Night (Claman 2001)	0	4	1x	0	4	5
Remmers/SnoreSat (Jobin 2007)	0	0	1x	2	0	5
Siesta (Campbell 2010)	2	3	1x	2	4	1
SNAP (Michaelson 2006)	0	4	1x	0	0	5
SNAP (Su 2004)	0	4	1x	0	x	5
Somté/Morpheus (Takama 2010)	0	4	1x	0	x	3
Stardust II (Yin 2006, Santos-Silva 2009)	0	4	1x	2	4	2
WatchPAT (Bar 2003)	0	2	1x	2	0	0
WatchPAT (Ayas 2003, Pittman 2004, Pittman 2006)	3	2	1x	2	0	0

3 METODOLOGIA

Este capítulo se descreve as limitações de estudo e os processos levados a cabo para conseguir a detecção automática de eventos (apneias e hipopneias), seguindo o diagrama de blocos representado na Figura 9.

Cada bloco por sua vez, é composto por diversas subseções que serão detalhadas à medida que se aborde o tema nos respectivos itens deste capítulo. A programação foi realizada no ambiente de simulação matemática Matlab® (MathWorks), com o código apresentado no Anexo I do presente trabalho.

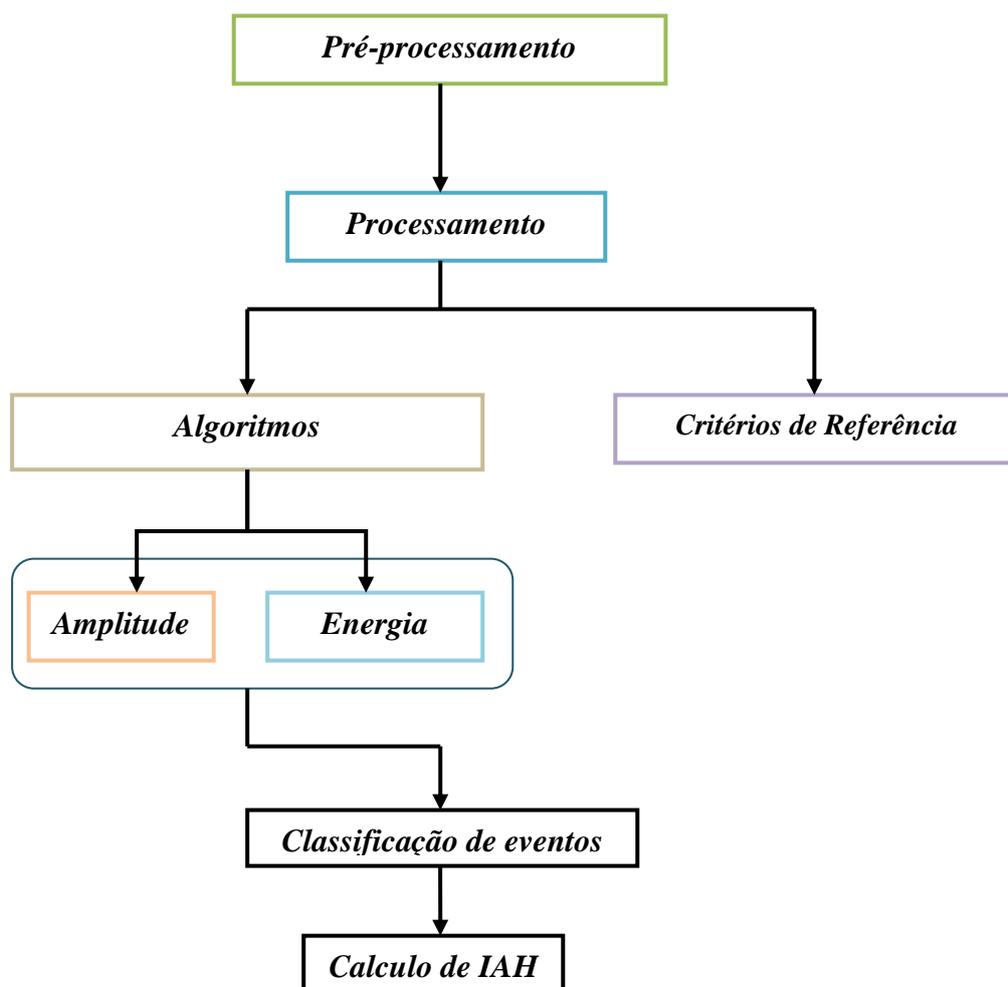


Figura 9: Diagrama de fluxo da metodologia proposta.

3.1 DELIMITACAO DE ESTUDO

Este estudo baseia-se no desenvolvimento de dois algoritmos para detecção automática de eventos relacionados à Síndrome de Apneia Hipopneias de Sono, tomando-se como referência de estudo e avaliação, dois sinais cardiorrespiratórias – fluxo de ar e saturação de oxigênio –, de seis gravações fornecidas pela Physionet (GOLDBERGER et al, 2000, PENZEL T. et al, 2011) em pacientes normais e com SAHS, em diferentes graus de severidade.

Os registros foram divididos em épocas de 1 minuto de duração seguindo as especificações e padrões estabelecidos no Laboratório do Sono do Hospital Universitário de Brasília (HUB).

Foram usados os critérios clínicos da AASM na definição dos parâmetros de detecção dos dois tipos de evento (apneia e hipopneia) padrões de referência utilizados por instituições em todo o mundo – e não critérios alternativos, propostos em muitos trabalhos hoje em dia.

Para hipopneias, foi tomado como referência o critério de queda do sinal de pressão nasal $\geq 30\%$ de linha de base, com duração ≥ 10 segundos, acompanhada com uma dessaturação de $\geq 4\%$ da linha de base (critério 1, Quadro 1, Tópico 2.1) . Esta definição de eventos pela AASM permite, especificamente, avaliar hipopneias apenas por sinais cardiorrespiratórios e sem uso de sinais neurofisiológicos como no critério alternativo (critério 2, Quadro 1, Tópico 2.1).

Os resultados para determinar a detecção de hipopneias, baseiam-se em detecções de apneias, utilizando teste diagnóstico sem padrão-ouro e sim padrões de referência ausentes ou imperfeitos para analisar os resultados, isto devido a que não é especificam anotações para hipopneias em Physionet.

Não foram avaliadas distintamente as apneias de tipo central e mistas, posto que este estudo foi projetado para detecção de apneias em geral, utilizando sinais de baixa complexidade para processamento e baseado em os critérios descritos anteriormente.

A pouca manipulação de dados para estudo e dos poucos modelos de processamento que são concebidos hoje para a detecção e cálculo dos eventos, restringem a análise para determinar os resultados em uma proporção maior do estudo diagnóstico.

3.2 PRÉ-PROCESSAMENTO

O desenvolvimento da fase de pré-processamento é representado no diagrama de blocos da Figura 10, é detalhado nas seções a seguir.

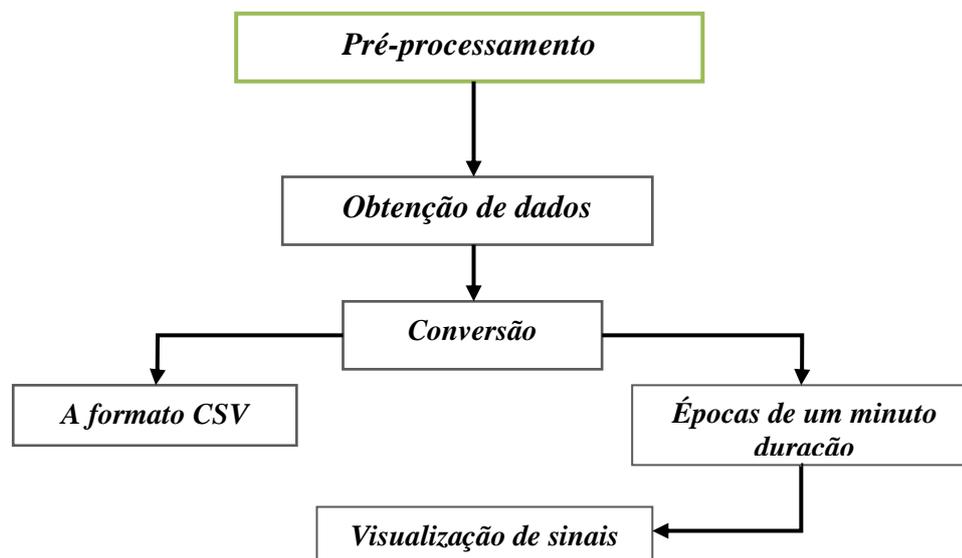


Figura 10: Diagrama de blocos da fase de pré-processamento.

3.2.1 Obtenção de dados

Os dados deste estudo foram obtidos de um banco de dados de registros polissonográficos e eletrocardiográficos, (*Apneia-ECG data-base*) disponível gratuitamente pelo site Physionet (www.physionet.org) (GOLDBERGER et al, 2000), e desenvolvido para o Computers in Cardiology Challenge de 2000 a partir dos dados dos estudos do Dr. Thomas Penzel de Universidade Phillips de Marburg, Alemanha (PENZEL et al, 2002).

Foram utilizados 6 (seis) registros de gravações polisomnográficas com 8 horas de duração, abrangendo indivíduos saudáveis e com síndrome de apneia do sono em graus variados de severidade de homens e mulheres de idades entre 27 e 63 anos, pesando entre 53 e 135 kg, com um IMC entre 20,3 e 42,1 respectivamente. Todos os sinais são amostrados a 100 Hz, 16 bits de resolução, e revistos por especialistas para anotações de apneias, com registro 'A' ou ' ' ' indicando a presença ('A') ou ausência (' ') de apneia em cada minuto de registro.

Os seis registros incluem um paciente normal (C01r), com 8 horas sem registros de apneia; um paciente de classe clínica limítrofe (5 menor e igual IAH menor de 10, IAH – Índice de Apneia-Hipopneia), com 5 a 99 minutos de apneia durante a gravação (B01r) e 4 pacientes clinicamente graves (IAH maior e igual a 10), com pelo menos 100 minutos com apneias durante a gravação (A01r, A02r, A03r A04r) (PENZEL et al, 2002).

Os registros são especificados na Tabela 3, agrupados por tipo de pacientes, classe de severidade, número de apneias em cada registro e tempo de gravações em minutos.

Tabela 3: Caracterização dos registros usados para o estudo.

<i>Registros de Pacientes</i>	<i>Classe</i>	<i>Número de Apneias</i>	<i>Sem Apneias</i>	<i>Tempo em minutos</i>
A01r	Grave	469	19	488
A02r	Grave	422	106	526
A03r	Grave	246	272	518
A04r	Grave	454	38	492
B01r	Limítrofe	19	467	486
C01r	Normal	0	483	483

3.2.2 Conversão a formato CSV

As gravações polisomnográficas de Physionet são baixadas usando uma ferramenta chamada Physiobank ATM, um software que armazena os registros em múltiplos parâmetros de estudo. Este software mostra as formas de onda dos sinais, intervalo RR, histogramas, e permite converter os sinais WFDB em arquivos de texto, CSV, EDF, ou arquivos MAT. Para este estudo foram utilizados os registros (base de dados Apneia-ECG) de Physiobank ATM, exibindo as entradas e saídas do software, na Figura 11a.

Especificados os dados para examinar é selecionado no menu Toolbox o tipo de formato a converter para exportar os sinais, neste caso formato CSV (*comma separated value*) Figura 11b, gerando registros *sample.CSV* de cada minuto de gravação, das sinais de fluxo de ar (RespN) e saturação de Oxigênio (SpO₂).

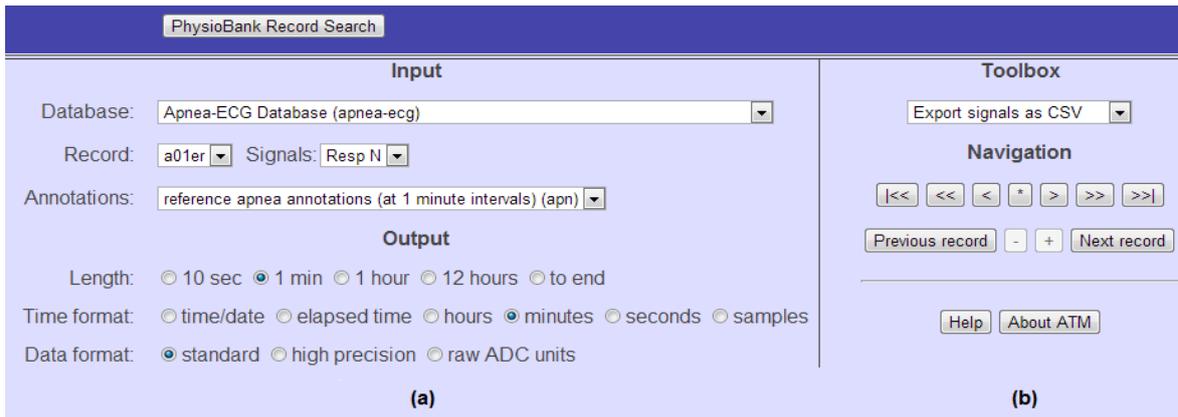


Figura 11. (a): especificações de Physiobank ATM. (b): Ferramenta para exportar a sinais a formato CSV

Para a conversão dos registros a épocas, foram tomados em consideração os procedimentos de análise de exames polissonográficos do Laboratório do Sono no Hospital Universitário de Brasília (HUB). Os 6 registros de 8 horas foram, então, convertidos em épocas de 1 minuto de duração (algoritmo descrito no anexo I).

Especificadas as características dos sinais; tipo de sinal (fluxo ar e SpO_2), épocas (1 minuto de duração), resolução de 16 bits e frequência de amostragem (100 Hz), procedeu-se a visualizar os sinais, em Matlab® (MathWorks) (Figura 12).

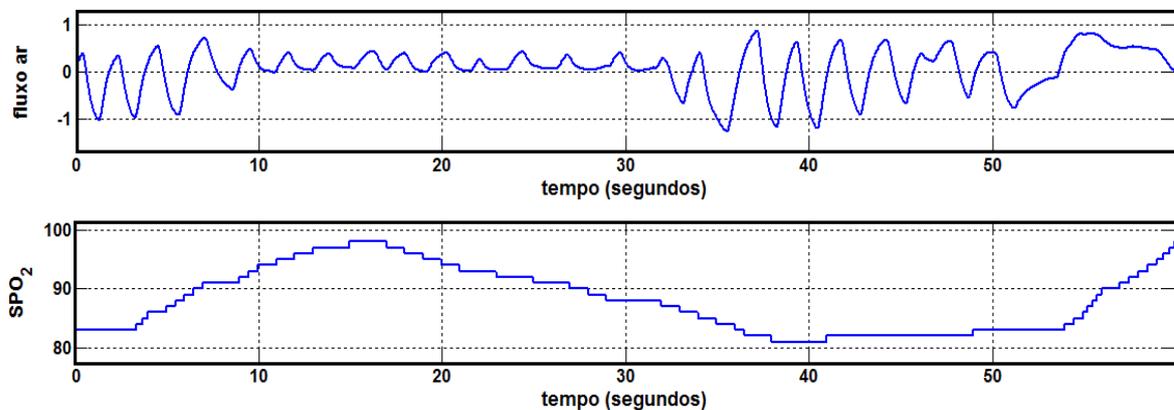


Figura 12: Visualização dos sinais de fluxo ar e saturação de oxigênio (SpO_2).

3.3 PROCESSAMENTO

A fase de processamento se divide em duas partes seguindo o diagrama de blocos na Figura 13: critérios de Referência e algoritmos de detecção de eventos (apneias – hipopneias). E, este foi desenvolvido em ambiente Matlab® (MathWorks), e se divide em subseções explicado a medida que o tema foi abordado.

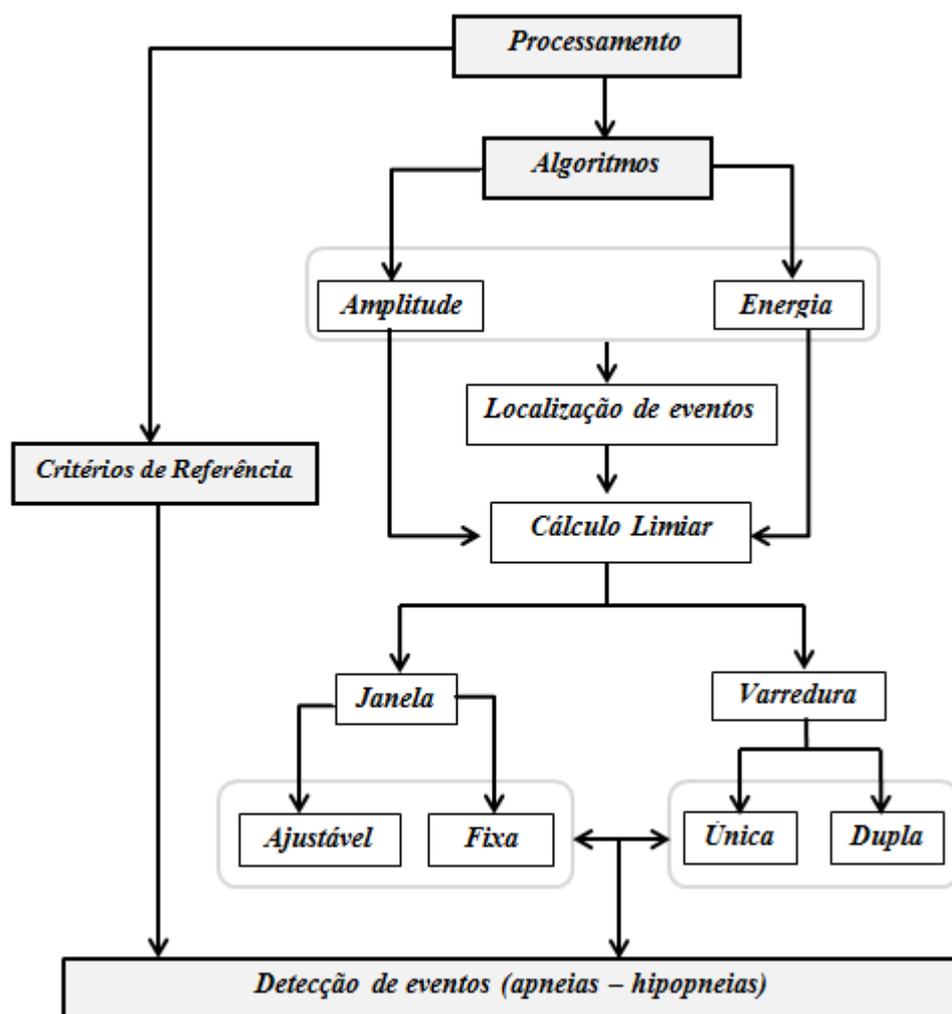


Figura 13: Diagrama de blocos da análise de processamento.

3.2.3 Critérios de Referência

Os critérios clínicos de referência utilizados neste trabalho são definidos pelo Manual da Academia Americana de Medicina do Sono (AASM), que fornece a identificação dos eventos respiratórios, apneia e hipopneia, e utilizados para este estudo, especificados no Quadro 5.

<i>Eventos</i>	<i>Critérios clínicos</i>
<i>Apneia</i>	Queda do pico do fluxo do ar \geq a 90 % da linha de base, com uma duração \geq a 10 segundos.
<i>Hipopneia</i>	Queda do sinal de pressão nasal \geq a 30 % de linha de base, com duração \geq a 10 segundos, acompanhada com uma dessaturação de \geq a 4 % da linha de base.

Quadro 5: Critérios de referência para apneias – hipopneias.

A partir dos critérios clínicos foram especificados os valores limiares para cada evento, introduzidos no algoritmo (Anexo 1) :

Para Apneias: Se utilizou um valor limiar de **(10%)** como referência da queda do pico do fluxo de 90 % da linha de base, com um valor de janela de avaliação (**L**) \geq a 10 segundos de duração para sua detecção.

Para Hipopneias: Se utilizou um valor limiar de **(30%)** como referência da queda do sinal de pressão nasal de 30 % de linha de base, e um valor limiar de **(4%)** como referência da dessaturação, cada um com um valor de janela de avaliação (**L**) maior ou igual a 10 segundos de duração para sua detecção.

3.2.4 Algoritmos de detecção de eventos

Os algoritmos são baseados na análise de amplitude e de energia. São métodos propostos para analisar as variações na linha de base dos sinais (fluxo de ar e saturação de oxigênio), quando existe um tipo de evento (apneia e hipopneia), que afeta a forma normal do sinal de amplitude, (Figura 14).

As análises levam em conta as características clínicas de cada evento e são desenvolvidas em Matlab [®] especificado no Anexo I.

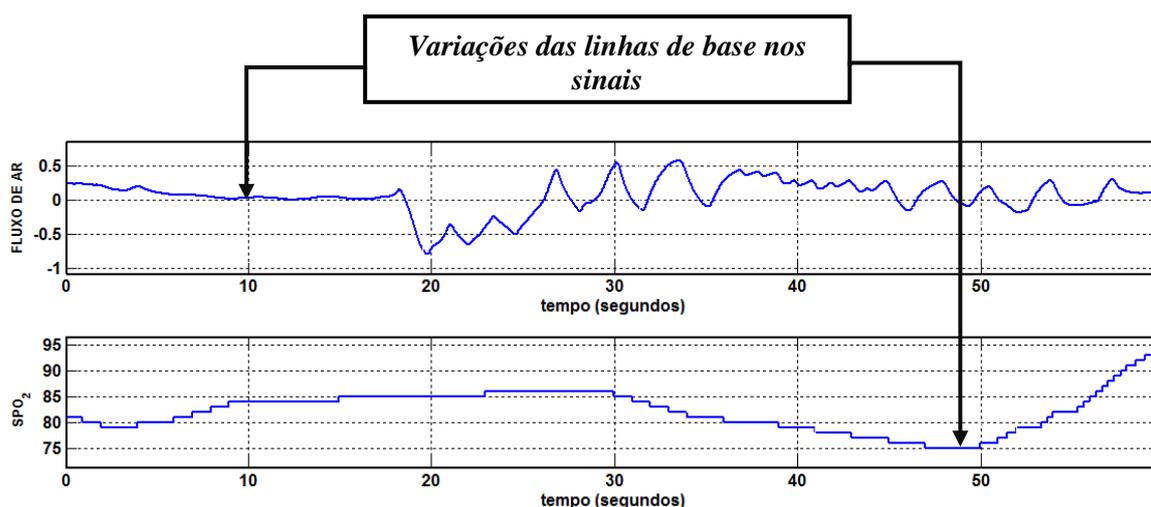


Figura 14: Variáveis avaliadas.

- **Metodo de Amplitude**

foi utilizado pela facilidade de execução, o custo computacional, o tempo de processamento e em resposta aos critérios clínicos propostos pela AASM, é utilizados neste estudo para detectar episódios de apneia-hipopneia. Esta análise baseia-se na detecção dos valores de amplitude máxima e mínima das linhas de base dos sinais (Figura 15), estimando a média e norma de cada registro, para calcular um valor percentual que será comparado com o valor limiar previamente estabelecido.

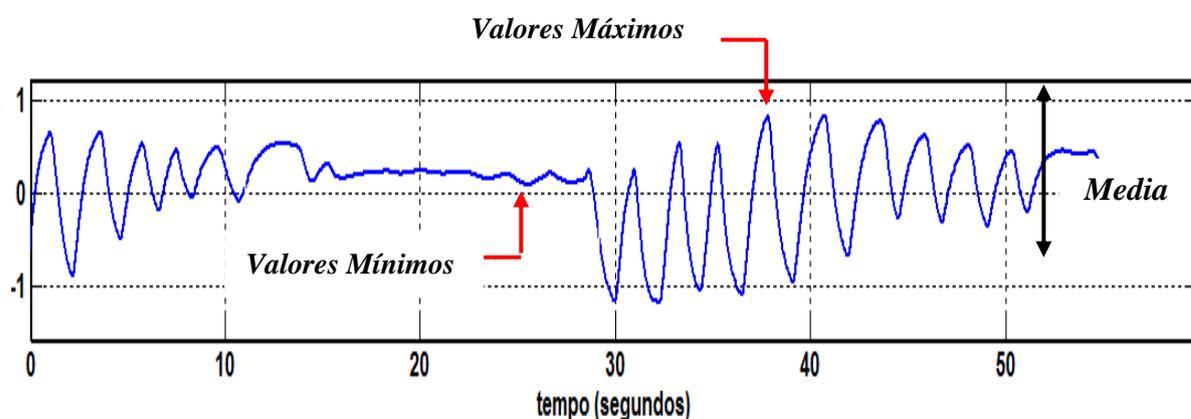


Figura 15: Análise da Amplitude.

As desvantagens da análise da amplitude é a alta sensibilidade para o ruído que pode gerar mudanças na avaliação de cada registro, levando a observar eventos onde não existem o que prejudica os resultados de detecção.

- **Metodo de Energia**

Considerando-se a desvantagem da análise da amplitude e a necessidade de conceber um método diferente para obter outra estimativa de detecção, é projetado o método de energia.

Este método é baseado no cálculo da energia nos registros dos sinais avaliados, para estimar um valor percentual diferente à análise da amplitude, calculando a forma quadrática em cada equação estimando a média e a norma, nos registros avaliados.

Para os dois algoritmo são descritas as entradas e saídas, (Quadro 6), a serem executadas para o processamento de sinal, permitindo organizar os dados e detalhando as variáveis de cálculo e de detecção de eventos que foram desenvolvidas no curso deste trabalho.

Entradas do algoritmo	Sinal de fluxo de ar
	Sinal de SpO₂ (saturação de oxigênio)
	Largura mínima de uma janela (L₁) = 10 segundos duração
	Janela de avaliação = (L₁ * Fs) Número de amostras para qual se considera uma apneia e hipopneia caso a amplitude estimada esteja abaixo da tolerância Onde Fs = Taxa de amostragem (100 Hz)
	Fração da tolerância = amplitude considerada normal Se uma janela tenha, uma amplitude abaixo desta tolerância, multiplicada pela amplitude normal e se a largura dessa janela é maior ou igual a (L ₁) se considera que há um evento.
	Intervalo mínimo (d) = é o numero de amostras entre dois episódios de apneias e hipopneias, se dois episódios previamente determinados estiverem afastados de menos de d amostras eles são conjugados como um só episódio.
Saída do algoritmo	Matrix: com uma localização de episódios detectados de apneia e hipopneias, caso existam com visualização dos sinais em janelas vermelhas indicando a detecção do evento.

Quadro 6: Entradas e saídas dos algoritmos.

3.2.5 Localização de eventos

Para a localização dos eventos, utiliza-se o valor das épocas (E), o comprimento mínimo de uma janela (L₁) e a frequência de amostragem (Fs) dos sinais (fluxo de ar e da saturação de oxigênio), para calcular o número total de amostras (MT), especificado na equação (1).

$$MT = (E * Fs) = 6000 \text{ amostras} \quad (1)$$

- Largura mínimo de uma Janela (L₁) = 10 segundos
- Épocas (E) = 60 segundos

- Frequência de amostragem (F_s) = 100 Hz

Obtido o valor total das amostras para cada registro (MT), é calculado o valor para a janela de avaliação (L), determinado pela equação (2).

$$L = (L1 * F_s) = 1000 \text{ amostras} \quad (2)$$

Adquirido o valor da janela de avaliação (L), é fixa o valor sobre o registro (MT) para avaliar as diminuições na linha de base, dos sinais fluxo de ar e SpO₂. Estabelecendo como referência de avaliação as 1000 amostras (Figura 16), desde 1ª amostra até a última amostra (6000).

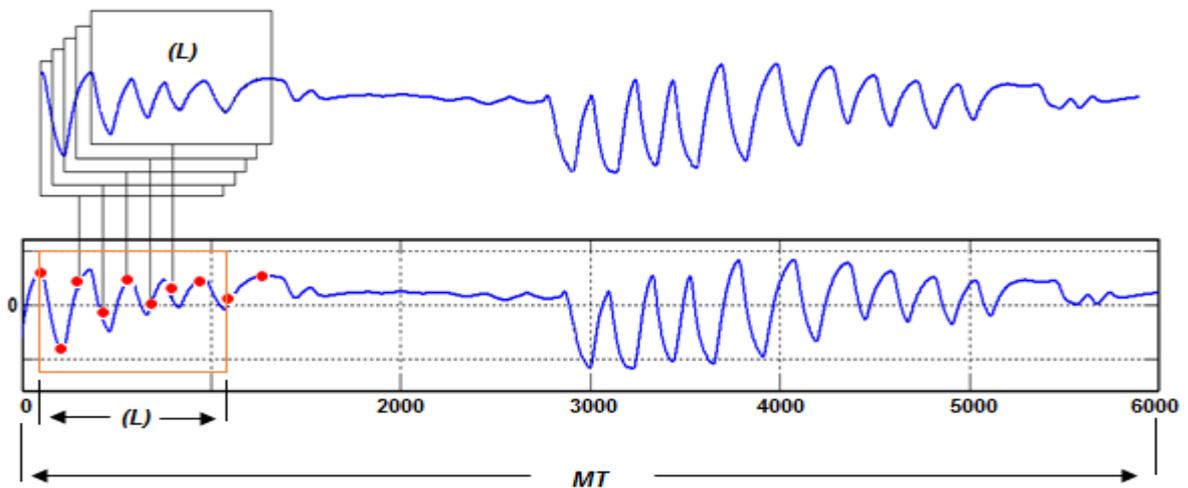


Figura 16: Janela de avaliação.

Se existirem quedas no registro (MT), é fixada uma janela a partir do início da redução até seu término, tendo em conta o número de amostras entre os episódios (**d**). Se dois episódios previamente determinados estiverem afastados de menos **d** intervalos de amostras eles são conjugados como um só episódio, para estabelecer o tipo de eventos (apneia-hipopneia).

Para apneias foi especificada a referência (diminuição de 90% do fluxo de ar), para a procura de quedas no registro (MT) de 6000 amostras. Caso haja diminuições no registro avaliado, é fixada a localização desde o início até fim da diminuição em uma janela, determinando que existem quedas presentes no registro. O fim da localização corresponde

ao ponto em que o valor de referência é diferente o especificado (Figura 17). Caso contrário continua a avaliação em um novo registro (MT).

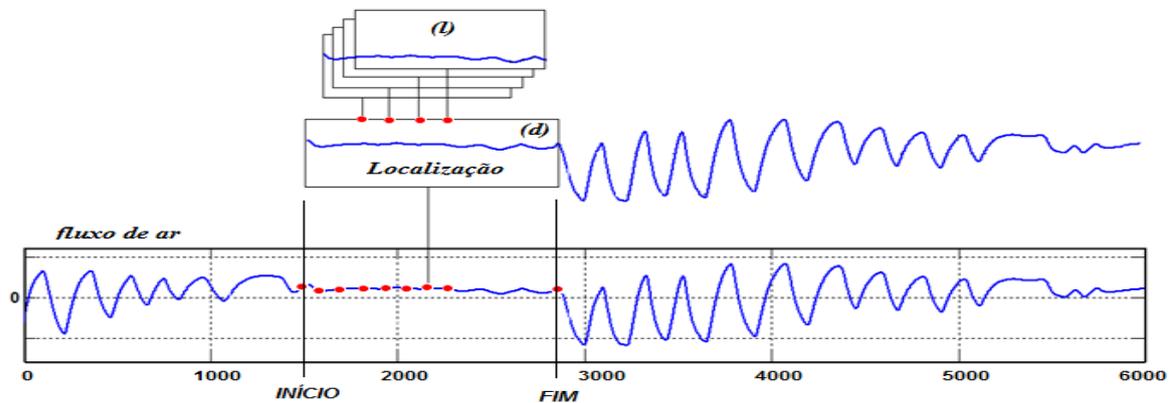


Figura 17: Localização de apneia em sinal de fluxo de ar.

Para hipopneias são especificadas as referências (diminuição de 30 % do fluxo de ar e 4 % de saturação de oxigênio) e são sincronizados os dois sinais em um único registro, considerando-se que deve haver reduções nos dois sinais, para assegurar a conformidade com o valor de referência estabelecido pelo AASM e utilizado neste trabalho.

Uma vez que os sinais são sincronizados, buscam-se as quedas em todo o registro (MT) para depois fixar a diminuição localizada, desde o início até final (Figura 18).

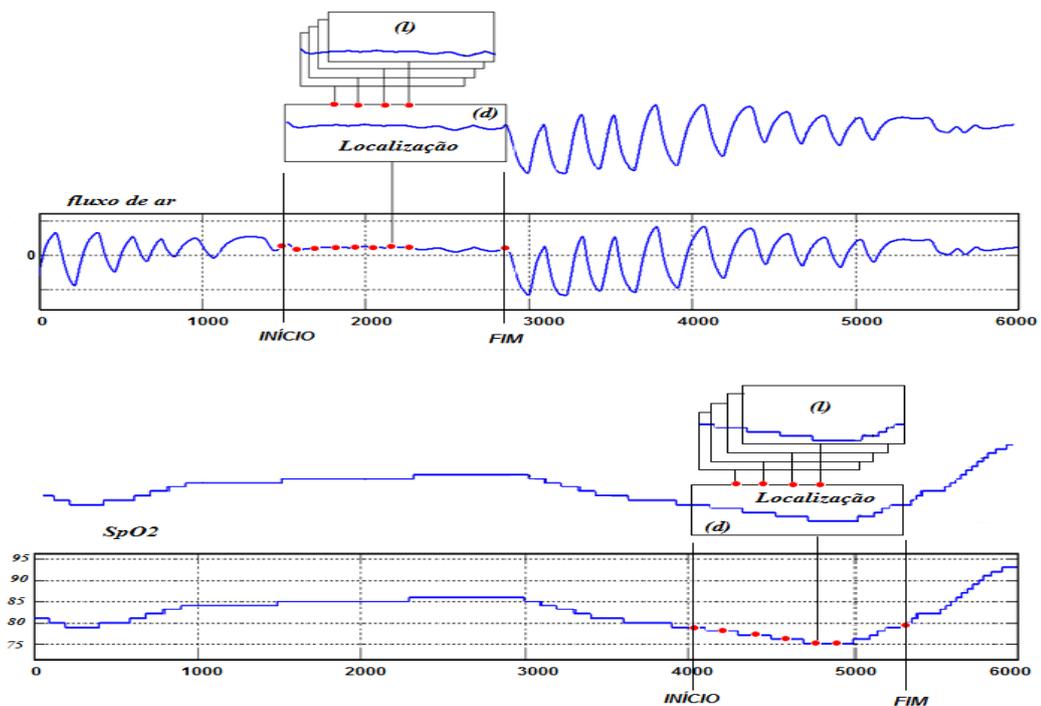


Figura 18: Localização de diminuição do sinais de fluxo de ar e saturação de oxigênio.

3.2.6 Cálculo de limiar

Considerando-se que foram desenvolvidos dois algoritmos diferentes de análise de amplitude e energia e projetados os mesmos princípios de funcionalidade para ambos, realizando os cálculos separadamente para diferenciar cada um dos algoritmos, para logo comparar os resultados obtidos no seguinte capítulo de resultados.

No diagrama de blocos representado na Figura 19, são especificados os modelos explicando o princípio de funcionalidade, tomando a análise da amplitude como ponto de referência a ser desenvolvido, avaliando tanto apneia como hipopneia, para depois tratar a análise de energia. São calculadas diferentes equações em cada análise para os diferentes modelos de análise.

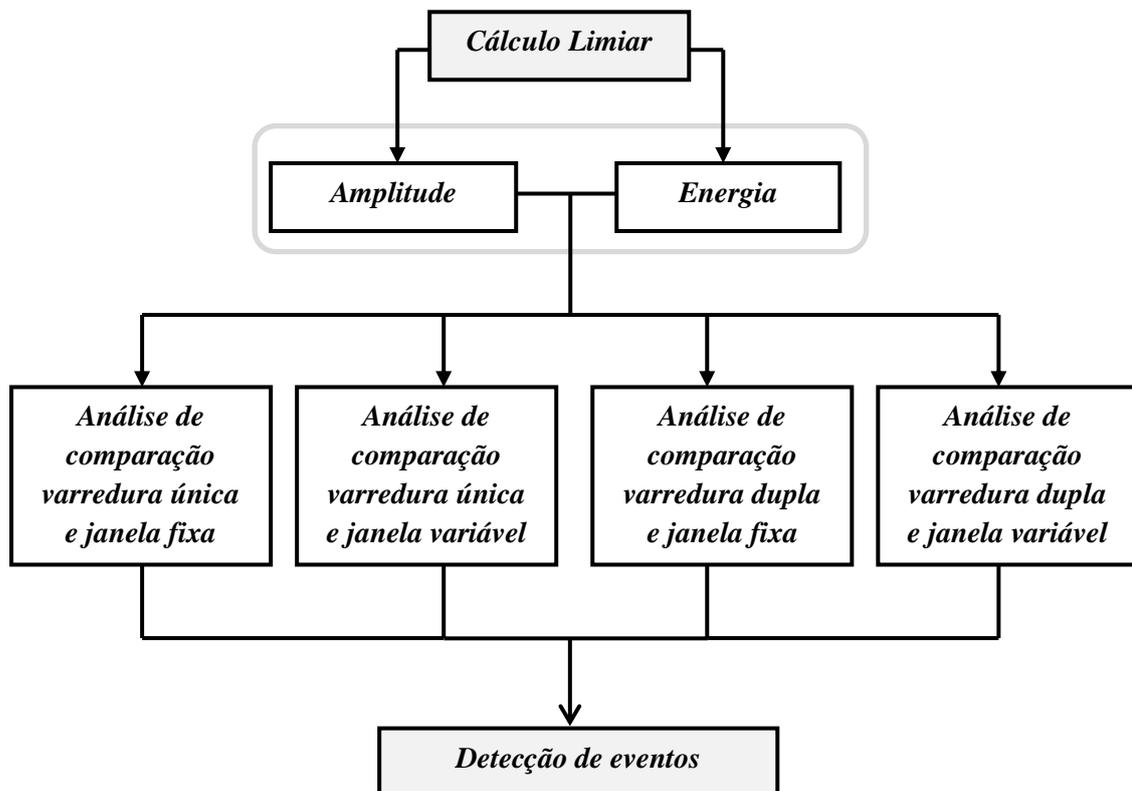


Figura 19: Diagrama de blocos modelos para cálculo limiar.

Localizadas as diminuições nos registos (MT) de cada sinal, foram desenvolvidos os quatro modelos de análise de comparação, para o cálculo limiar de amplitude, tendo em conta os valores de referência para cada um dos eventos.

Em cada modelo é realizada a análise e os cálculos, tomando-se como primeiro evento de avaliação *APNEIA*, especificando o valor limiar (10%) no sinal de fluxo de ar, e *HIPOPNEIA* com valores limiar (30%) para fluxo de ar e (4%) para a saturação de oxigênio.

Cada valor calculado nos modelos será comparado, com os valores limiares no algoritmo (Anexo I), e será classificado como "APNEIA e HIPOPNEIA" se os valores calculados em cada modelo são menores ou iguais ao limiar e como "NÃO APNEIA e NÃO HIPOPNEIA" se os valores estimados excedem o valor limiar, visualizando na janela de cor vermelho os registos com detecções nos eventos.

MODELO 1 – ANÁLISE DE COMPARAÇÃO VARREDURA ÚNICA E JANELA FIXA. Localizadas as diminuições para *APNEIA* (90% do fluxo de ar), é realiza uma varredura a todo o registro do sinal (MT) amostras 6000 ($F_s \cdot 60$ segundos), calculando a média da janela de localização (mVL) e a média (mMT), usando a referência da janela de avaliação (L) de 1000 amostras e comprimento mínimo de janela (L1) para os cálculos (– Figura 20).

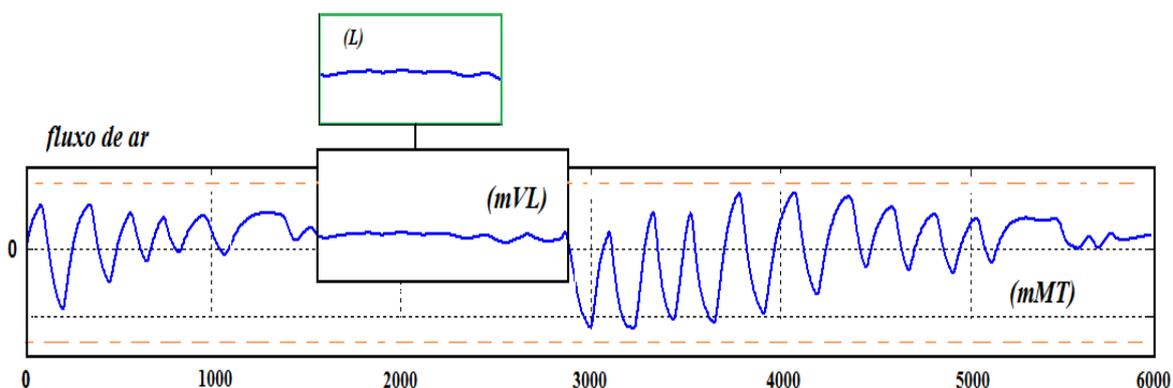


Figura 20: Variáveis de cálculo para apneia – Modelo 1.

Encontrados os valores, se aplica a normalização para obter um valor percentual representado como (VP1), cujo cálculo é apresentado na equação (3).

$$VP1 = \left[\left(\frac{\|(L1)-(mVL)\|_2}{\|(MT)-(mMT)\|_2} \right) * 100 \right] \quad (3)$$

Especificando em seguida as variáveis usadas:

- Número total de amostras (MT).

- Janela de avaliação (L).
- Largura mínimo da janela ($L1$).
- Janela de localização (VL).
- Média de (mVL).
- Média de (mMT).
- Norma ($\| \cdot \|_2$).

O valor $VP1$ obtido em (3) é comparado com o valor limiar de referência para apneia (10%), implementado no algoritmo (Anexo 1) e utilizado como referência de AASM, para depois determinar se no registro avaliado existem detecções.

Localizadas as diminuições para *HIPOPNEIA* e sincronizadas os sinais em um único registo (MT) de 6000 amostras, é realizada uma varredura nos dois sinais para calcular a média de registo total de fluxo de ar e de saturação de oxigênio para logo calcular a média da janela de localização de fluxo ($mVL2$) e de saturação de oxigênio ($mVL3$), tendo em conta o valor de referência da janela de avaliação (L), (Figura 21).

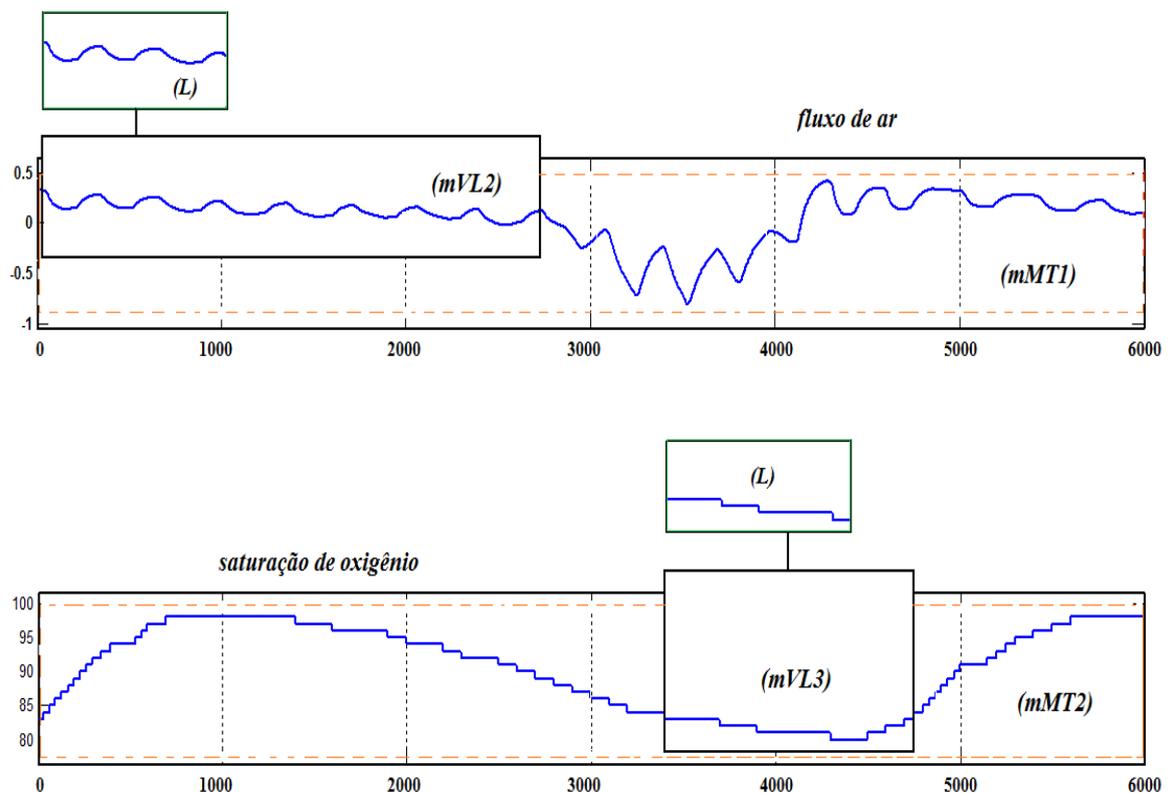


Figura 21: Variáveis de cálculo para hipopneia – Modelo 1.

Encontrado os valores, se aplica a normalização para obter um valor percentual para fluxo de ar (VP2) e para SpO₂ (VP3), é representada na equação (4) e (5) o cálculo para obter o valor percentual,

$$VP2 = \left[\left(\frac{\|(L1)-(mVL2)\|_2}{\|(MT1)-(mMT1)\|_2} \right) * 100 \right] \quad (4)$$

$$VP3 = \left[\left(\frac{\|(L1)-(mVL3)\|_2}{\|(MT2)-(mMT2)\|_2} \right) * 100 \right] \quad (5)$$

Especificando em seguida as variáveis utilizadas:

- Número total de amostras fluxo de ar (MT1) e SpO₂ (MT2).
- Comprimento mínimo Janela (L1).
- Janela de localização fluxo (VL2) e SpO₂ (VL3).
- Média de (mVL2) e (mVL3).
- Média de (mMT1) e (mMT2).

Os valores de VP2 e VP3 obtidos em (4) e (5) são comparados com os valores limiares de referência para hipopneia (30%) e (4%), implementados no algoritmo, para logo determinar a existência de detecções.

MODELO 2 – ANÁLISE DE COMPARAÇÃO VARREDURA ÚNICA E JANELA AJUSTÁVEL. Este método utiliza a análise de comparação de varrimento único descrito no Modelo 1, com a diferença que utiliza um valor de janela ajustável (Vj) para normalizar o comprimento de registro (MT).

O valor de janela ajustável (Vj) corresponde ao comprimento da janela de localização (VL), este valor (Vj) determina as diminuições que foram encontradas em cada registro avaliado, ajustando-se automaticamente dependendo da duração de cada diminuição localizada nos registros (MT), tanto para apneia como para hipopneia.

É realizada uma varredura em todos os registros (Modelo 1), calculando a média da janela de localização (mVL) e a média de (mMT), tendo em conta a referência de (L1) para os cálculos (– Figura 20).

É aplicada a normalização aos valores encontrados, para obter um valor percentual (VP4), cujo cálculo está descrito na equação (6). Se utiliza a raiz para calcular a potência do registro total (MT) e do comprimento da janela ajustável (Vj), isto para obter um valor de relação de amplitude que é multiplicado com a norma dos valores estimados, para a obtenção de um melhor valor de percentagem.

$$VP4 = \left[\left(\frac{\|(L1)-(mVL)\|_2}{\|(MT)-(mMT)\|_2} * \frac{\sqrt{MT}}{\sqrt{Vj}} \right) * 100 \right] \quad (6)$$

São especificadas as variáveis novas utilizadas:

- Comprimento Janela ajustável (Vj)
- Média de (mVL).
- Média de (mMT).

Para *HIPOPNEIAS* é realiza uma varredura nos dois sinais, calculando as médias dos registros para o fluxo de ar e para SpO₂ (similar ao representado na Figura 21).

É aplicada a normalização aos valores encontrados, para obter um valor de percentual (VP5), para fluxo de ar e (VP6) para SpO₂, cujos cálculos são descritos nas equações (7) e (8) respectivamente, utilizando a raiz da relação de amplitude normalizada pelo comprimento da janela ajustável de fluxo (Vj1), e de SpO₂ (Vj2) para calcular os valores percentuais.

$$VP5 = \left[\left(\frac{\|(L1)-(mVL2)\|_2}{\|(MT1)-(mMT1)\|_2} * \frac{\sqrt{(MT1)}}{\sqrt{(Vj1)}} \right) * 100 \right] \quad (7)$$

$$VP6 = \left[\left(\frac{\|(L1)-(mVL3)\|_2}{\|(MT2)-(mMT2)\|_2} * \frac{\sqrt{(MT2)}}{\sqrt{(Vj2)}} \right) * 100 \right] \quad (8)$$

São especificadas as variáveis novas utilizadas:

- Número total de amostras fluxo de ar (MT1) e SpO₂ (MT2).
- Comprimento Janela ajustável fluxo (Vj1).
- Comprimento Janela ajustável SpO₂ (Vj2).
- Média de (mVL2) para fluxo.

- Média de (mVL3) para saturação.
- Média de (mMT2) SpO₂.
- Média de (mMT1) fluxo.

Os resultados são comparados com valores de referência previamente estabelecidos para a classificação das detecções.

MODELO 3 – ANÁLISE DE COMPARAÇÃO VARREDURA DUPLA E JANELA FIXA. Este análise de comparação permite estimar melhor a média (MT), calcular um valor de registro novo, para cada evento, usando duas varreduras para avaliar todo o registro nas dois sinais.

Em cada varredura efetuada são calculados diferentes valores, para determinar o valor percentual que será comparado com o valor limiar de referência, determinando num janela as detecções encontradas nos registros avaliadas.

Para a análise de *APNEIAS*, primeiro é realizada uma varredura buscando-se as diminuições menores ou iguais a 90% e de qualquer duração em todo o registro (MT). Encontradas as diminuições, procede-se à remoção das mesmas, utilizando os valores restantes de amplitude para calcular a média do novo registro (mNR), que será o valor de referência para o cálculo (Figura 22).

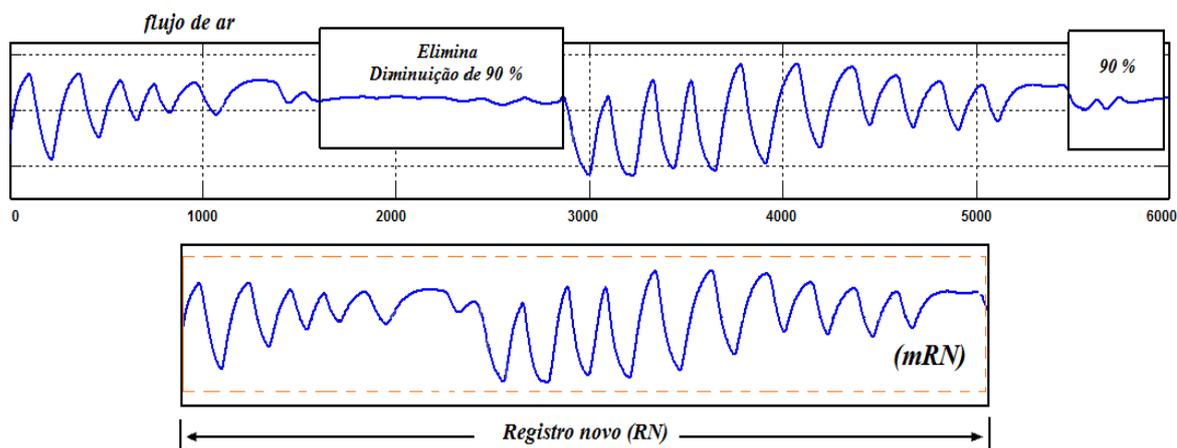


Figura 22: Cálculo de registro novo para apneias.

Obtendo o valor de registro novo (RN) e a média do registro novo (mRN), é realizada a segunda varredura para calcular a média (mVL) Figura 20 (Módulo 1), fazendo referência ao valor de comprimento da janela de localização (VL), e o valor de comprimento mínimo da janela (L).

Com os valores encontrados, é aplicada a normalização aos valores, para obter um valor percentual (VP7), equação (9).

$$VP7 = \left[\left(\frac{\|(L1)-(mVL)\|_2}{\|(RN)-(mRN)\|_2} \right) * 100 \right] \quad (9)$$

Especificando-se em seguida, as novas variáveis utilizadas onde:

- Média de Janela de localização fluxo (mVL).
- Registro novo (RN).
- Média de registro novo (mRN).

Para a análise de *HIPOPNEIAS*, é realizada uma varredura buscando-se valores \leq a 30% em fluxo e \leq a 4% em SpO₂, de qualquer valor de comprimento em todo o registro (MT), encontrados estes valores são eliminados, utilizando só os valores maiores de amplitude para calcular a média do novo registro para fluxo (mRN1) e para SpO₂ (mRN2), (Figura 23).

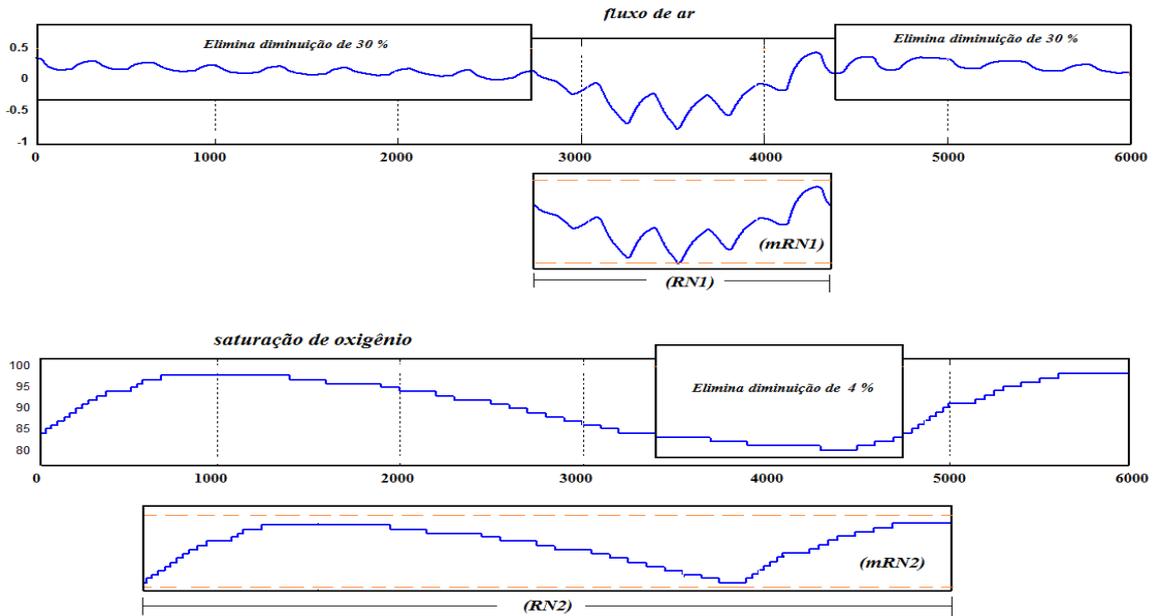


Figura 23: Cálculo registro novo hipopneias.

Com os valores encontrados, é aplicada a normalização para obter dois valor perceptuais (VP8) fluxo de ar e (VP9) SpO₂, equações (10) e (11) respectivamente.

$$VP8 = \left[\left(\frac{\|(L1)-(mVL2)\|_2}{\|(RN1)-(mRN1)\|_2} \right) * 100 \right] \quad (10)$$

$$VP9 = \left[\left(\frac{\|(L1)-(mVL3)\|_2}{\|(RN2)-(mRN2)\|_2} \right) * 100 \right] \quad (11)$$

- Média de Janela de localização (mVL2) fluxo e (mVL3) SpO₂
- Registro novo fluxo (RN1).
- Registro novo SpO₂ (RN2).
- Média de registro novo fluxo (mRN1).
- Média de registro novo SpO₂ (mRN2).

MODELO 4 – ANÁLISE DE COMPARAÇÃO VARREDURA DUPLA E JANELA AJUSTÁVEL. Este método usa a análise de comparação de varredura dupla descrito no modelo 3, e a análise de comparação varredura única com janela ajustável (Modelo 2).

É realizada a primeira varredura para estimar o valor do registro novo (RN) e calcular a média (mNR), utilizando os valores maiores de amplitude, e eliminando os valores para *APNEA* (90%) e *HIPOPNEIA* (30% e 4%) (Figura 22 e Figura 23, respectivamente).

Obtidos os valores, é realizada a segunda varredura para determinar a média da janela de localização (VL) e o valor da janela ajustável (Vj), este valor corresponde ao comprimento (VL) e é ajusta automaticamente dependendo da duração das diminuições encontradas para cada registro e evento avaliado (Figura 20).

Para *APNEIA* foi aplicada a normalização aos valores encontrados, para obter um valor percentual (VP10), equação (12), utilizando a raiz da relação de amplitude normalizada pelo comprimento da janela ajustável (Vj), tomando como referência o registro novo (RN) e a média (mNR) e não no número total de amostras (MT) para calcular o valor de percentual.

$$VP10 = \left[\left(\frac{\|(L1)-(mVL)\|_2}{\|(RN)-(mRN)\|_2} * \frac{\sqrt{(RN)}}{\sqrt{(Vj)}} \right) * 100 \right] \quad (12)$$

Para *HIPOPNEIA* foi aplicada a normalização aos valores encontrados, para obter um valor percentual (VP11), para fluxo de ar, e (VP12) para SpO₂, cálculos representados nas equações (13) e (14), utilizando a raiz da relação de amplitude normalizada pelo comprimento da janela ajustável para fluxo (Vj1), e para SpO₂ (Vj2), tomando como

referência o registo novo de fluxo (RN1), sua média (mRN1) e o registro novo de SpO₂ (RN2), sua média (mNR2) (Figura 23); e não no número total de amostras (MT) para calcular o valor de percentual.

$$VP11 = \left[\left(\frac{\|(L1)-(mVL2)\|_2}{\|(RN1)-(mRN1)\|_2} * \frac{\sqrt{(RN1)}}{\sqrt{(Vj1)}} \right) * 100 \right] \quad (13)$$

$$VP12 = \left[\left(\frac{\|(L1)-(mVL3)\|_2}{\|(RN2)-(mRN2)\|_2} * \frac{\sqrt{(RN2)}}{\sqrt{(Vj2)}} \right) * 100 \right] \quad (14)$$

Os valores de apneia e hipopneia calculados são comparados com os valores de referência para classificar a presença de detecções nos registros avaliados, esta classificação é descrita depois do cálculo limiar da energia.

ADAPTAÇÃO PARA CÁLCULO LIMIAR DE ENERGIA. Para o cálculo do limiar de energia foi adaptada a estrutura de funcionalidade do cálculo limiar de amplitude, descrita anteriormente, especificando os modelos avaliados para energia com suas variáveis utilizadas e suas equações em cada modelo proposto e processado no algoritmo (Anexo I).

Esta análise de limiar baseia-se na estimativa da energia de cada registro avaliado, calculando a média e a norma em cada modelo, aplicando a forma quadrática para cada uma das equações apresentadas na análise de amplitude, isto para calcular um valor percentual diferente da análise da amplitude, para logo ser comparados buscando-se diferenças entre os dois métodos.

Em-seguida se especificam as variáveis para a análise de energia, com base nos modelos de cálculo de amplitude, aplicando-se em cada variável o subíndice (e) como referência para diferenciá dos cálculos de amplitude.

Variáveis Gerais:

- Número total de amostras (MTe).
- Janela de avaliação (L1e).
- Janela de localização (VLe).
- Janela de localização fluxo (VL2) e saturação (VL3).
- Número total de amostras fluxo de ar (MT1) e SpO₂ (MT2).

- Norma ($\| \cdot \|_2$).
- Potência elevada ao quadrado

Modelo 1:

- Média de (mVLe)
- Média de (mMTe)
- Média de fluxo (mVL2e) e SpO₂ (mVL3e)
- Média de fluxo (mMT1e) e SpO₂ (mMT2e)

Modelo 2:

- Comprimento Janela ajustável fluxo (Vj1e) - SpO₂ (Vj2e)
- Janela de localização fluxo (VL2e)
- Janela de localização SpO₂ (VL3e)
- Média de (mVL2e)
- Média de (mVL3e)
- Média de (mMT1e)
- Média de (mMT2e)

Modelos 3 e 4:

- Registro novo (RNe)
- Média de registro novo (mRNe)
- Registro novo fluxo (RN1e)
- Registro novo SpO₂ (RN2e)
- Média de registro novo fluxo (mRN1e)
- Média de registro novo SpO₂ (mRN2e)

MODELO 1 – ANÁLISE DE COMPARAÇÃO VARREDURA ÚNICA E JANELA FIXA. Para apneia se calcula o valor percentual (VP1e) representado na equação (15).

$$VP1e = \left[\left(\frac{\|(L1e)-(mVLe)\|_2}{\|(MTe)-(mMTe)\|_2} \right)^2 * 100 \right] \quad (15)$$

Para hipopnea se calcula os valores percentuais para fluxo (VP2e) e SpO2 (VP3e) representado na equação (16) e (17) respectivamente.

$$VP2e = \left[\left(\frac{\|(L1e)-(mVL2e)\|_2}{\|(MT1e)-(mMT1e)\|_2} \right)^2 \right] * 100 \quad (16)$$

$$VP3e = \left[\left(\frac{\|(L1e)-(mVL3e)\|_2}{\|(MT2e)-(mMT2e)\|_2} \right)^2 \right] * 100 \quad (17)$$

MODELO 2 – ANÁLISE DE COMPARAÇÃO VARREDURA ÚNICA E JANELA AJUSTÁVEL. Para apnea se calcula o valor percentual (VP4e) representada na equação (18).

$$VP4e = \left[\left(\frac{\|(L1e)-(mVLe)\|_2}{\|(MTe)-(mMTe)\|_2} \right)^2 * \left(\frac{\sqrt{(MT)}}{\sqrt{(Vj)}} \right)^2 \right] * 100 \quad (18)$$

$$VP4e = \left[\left(\frac{\|(L1e)-(mVLe)\|_2}{\|(MTe)-(mMTe)\|_2} \right)^2 * \left(\frac{(MT)}{(Vj)} \right) \right] * 100 \quad (18)$$

Para hipopnea se calcula os valores percentuais para fluxo (VP5e) e SpO2 (VP6e) representados nas equações (19) e (20) respectivamente.

$$VP5e = \left[\left(\frac{\|(L1e)-(mVL2e)\|_2}{\|(MT1e)-(mMT1e)\|_2} \right)^2 * \left(\frac{(MT1)}{(Vj1)} \right) \right] * 100 \quad (19)$$

$$VP6e = \left[\left(\frac{\|(L1e)-(mVL3e)\|_2}{\|(MT2e)-(mMT2e)\|_2} \right)^2 * \left(\frac{(MT2)}{(Vj2)} \right) \right] * 100 \quad (20)$$

MODELO 3 – ANÁLISE DE COMPARAÇÃO VARREDURA DUPLA E JANELA FIXA. Para apnea se calcula o valor percentual (VP7e) representado na equação (21).

$$VP7e = \left[\left(\frac{\|(L1e)-(mVLe)\|_2}{\|(RNe)-(mRNe)\|_2} \right)^2 \right] * 100 \quad (21)$$

Para hipopnea se calcula os valores percentuais para fluxo (VP8e) e SpO2 (VP9e) representados nas equações (22) e (23) respectivamente.

$$VP8e = \left[\left(\frac{\|(L1e)-(mVL2e)\|_2}{\|(RN1e)-(mRN1e)\|_2} \right)^2 \right] * 100 \quad (22)$$

$$VP9e = \left[\left(\frac{\|(L1e)-(mVL3e)\|_2}{\|(RN2e)-(mRN2e)\|_2} \right)^2 * 100 \right] \quad (23)$$

MODELO 4 – ANÁLISE DE COMPARAÇÃO VARREDURA DUPLA E JANELA AJUSTÁVEL. Para apneia se calcula o valor percentual (VP10e) representado na equação (24).

$$VP10e = \left[\left(\frac{\|(L1e)-(mVL3e)\|_2}{\|(RNe)-(mRNe)\|_2} \right)^2 * \left(\frac{(RN)}{(Vj)} \right) * 100 \right] \quad (24)$$

Para hipopneia se calcula os valores percentuais para fluxo (VP11e) e SpO2 (VP12e) representados nas equações (25) e (26) respectivamente.

$$VP11e = \left[\left(\frac{\|(L1e)-(mVL2e)\|_2}{\|(RN1e)-(mRN1e)\|_2} \right)^2 * \left(\frac{(RN1)}{(Vj1)} \right) * 100 \right] \quad (25)$$

$$VP12e = \left[\left(\frac{\|(L1e)-(mVL3e)\|_2}{\|(RN2e)-(mRN2e)\|_2} \right)^2 * \left(\frac{(RN2)}{(Vj2)} \right) * 100 \right] \quad (26)$$

Uma vez realizados todos os cálculos para amplitude e para energia, se procede à classificação das detecções nos eventos.

3.2.6 Classificação de eventos

Para a classificação dos eventos são comparados os valores obtidos a partir das equações de cada modelo de análise, tanto em amplitude e energia, com os valores de referência para cada evento, *APNEIA* e *HIPOPNEIA* especificados na Tabela 4.

Tabela 4: Variáveis percentuais dos modelos calculados e os respectivos valores de referência

<i>M</i>	<i>VALOR DE COMPARAÇÃO</i>		<i>VALORES DE REFERÊNCIA</i>	
	<i>AMPLITUDE</i>	<i>ENERGIA</i>	<i>APNEAS</i>	<i>HIPOPNEAS</i>
1	<i>VP1, VP2, VP3</i>	<i>VP1e, VP2e, VP3e</i>	<i>(10%) Corresponde 90 % diminuição da linha de base do fluxo de ar de duração mínima de 10 segundos</i>	<i>(30%) e (4%) Corresponde 30 % diminuição da linha de base de fluxo de ar e SpO₂ de duração mínima de 10 segundo</i>
2	<i>VP4, VP5, VP6</i>	<i>VP4e, VP5e, VP6e</i>		
3	<i>VP7, VP8, VP9</i>	<i>VP7e, VP8e, VP9e</i>		
4	<i>VP10, VP11, VP12</i>	<i>VP10e, VP11e, VP12e</i>		

O evento é classificado como *APNEIA*, quando os valores percentuais das equações são menores ou iguais ao valor de referência para o sinal avaliado. Neste caso, o fluxo de

ar é fechado em uma janela de cor vermelha, ressaltando – a detecção existente no registo (Figura 24), especificamente que houve uma redução de 90% da linha de base no sinal de fluxo de ar, com uma duração maior ou igual há 10 segundos, (correspondente os critérios clínicos definidos pela AASM, Tabela 4).

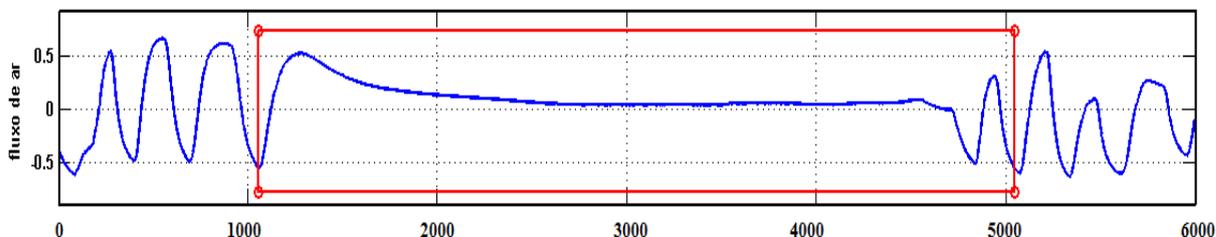


Figura 24: Janela de detecção de apneias.

Caso os valores percentuais calculados em cada equação sejam maiores que os valores de referência, o evento é classificado como *NÃO APNEIA*.

O evento é classificado como *HIPOPNEIA* quando os valores percentuais das equações são menores ou iguais aos valores de referência nos dois sinais avaliados, fluxo de ar e saturação de oxigênio.

São fechadas numa janela de cor vermelha as detecções existentes, sincronizando num único registo os dois sinais (Figura 25), indicando que houve uma diminuição maior a ou igual a 30% na linha de base do sinal de fluxo de ar acompanhada com dessaturação maior ou igual a 4%, com uma duração superior ou igual a 10 segundos, (correspondendo aos critérios clínicos definidos pela AASM, Tabela 4).

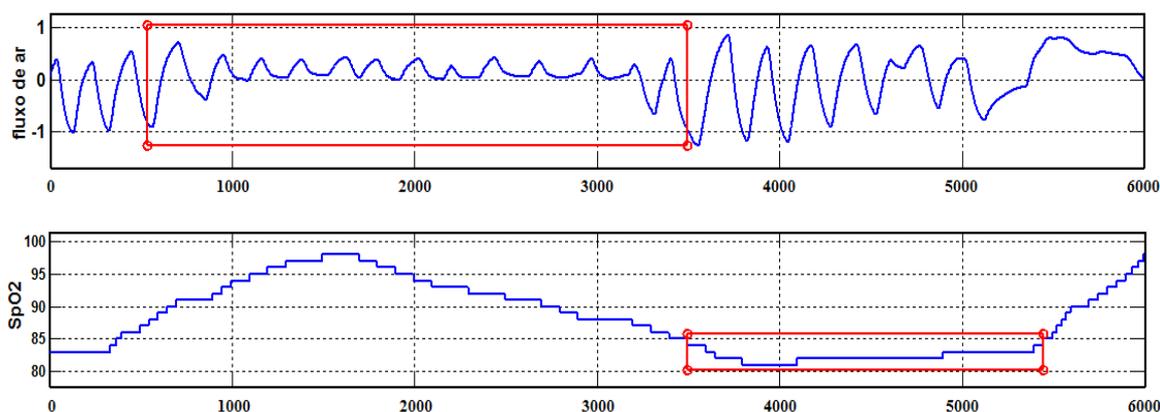


Figura 25: Janela de detecção de hipopneias.

Caso os valores percentuais em uma ou ambas equações sejam maiores que os de referência, o evento é classificado como *NÃO HIPOPNEIA*.

3.2.7 Cálculo de IAH

Obtidas as detecções pelos algoritmos e avaliadas as seis gravações utilizadas para este estudo (A01R, A02R, A03R, A04R, B01R, CO1R), foi desenvolvida a análise para o cálculo do Índice de Apneia-Hipopneia (IAH).

O IAH representa o quociente total de eventos em cada gravação, pelo o número de horas avaliadas.

Para realizar o cálculo, são somados automaticamente (algoritmo no Anexo II), os eventos detectados de cada registro, visualizando em um seção superior o número de detecções em cada formato avaliado, (Figura 26).

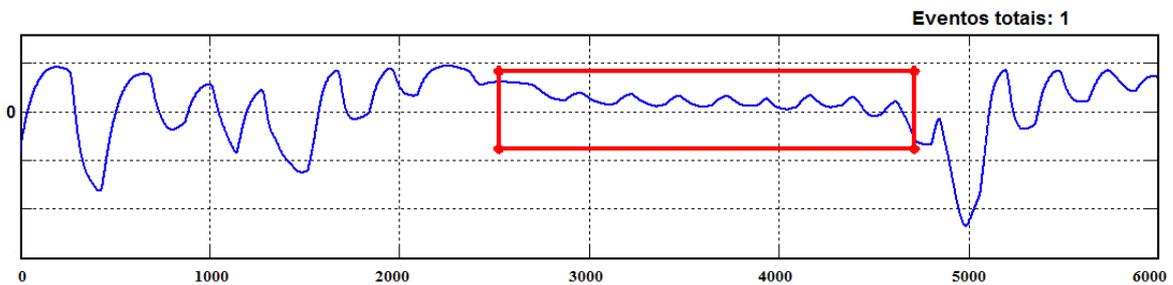


Figura 26: Visualização dos eventos em um dado registro.

Obtidos o total de detecções, se realiza o cálculo do índice de apneia hipopneia (IAH), e expressado na equação (27), onde ND significa o número de detecções em cada registro (MT) e NH = Número total de horas avaliadas de cada gravação.

$$IAH = \left(\frac{\sum(ND)}{NH} \right) \quad (27)$$

Diferentes faixas de valores de IAH, conforme dito na Fundamentação Teórica, são utilizadas como índice para a confirmação ou não de SAHS e a definição de seu grau de severidade (branda ou severa).

3.3 ANÁLISE DE RESULTADOS

A análise dos resultados, foi realizada utilizando-se as anotações de referência de Physionet onde se especificam a presença ('A') e ausência ('') de detecções de apneia em cada registro avaliado, como padrão-ouro. E dos parâmetros clínicos estatísticos usados para comparar as anotações com as detecções de cada modelo testado.

Foram comparadas as anotações de referência do Physionet das 6 gravações utilizadas, com as detecções dos modelos desenvolvidos para os algoritmos de amplitude e energia, marcando os resultados verdadeiros-positivos (VP, Figura 27), verdadeiros-negativos (VN, Figura 28), falsos-positivos (FP) e falsos-negativos (FN) em tabelas de referência (Anexo III), de cada gravação avaliada de Physionet e de cada modelo.

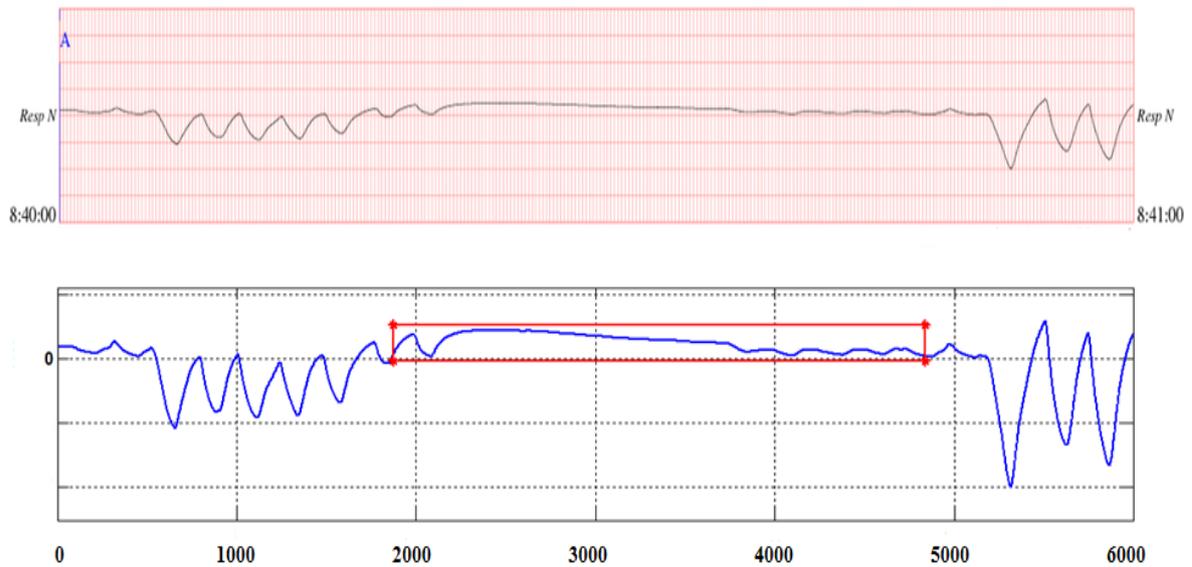


Figura 27: Anotação verdadeiro-positivo para apneia (“A”), representada no Physionet e no algoritmo.

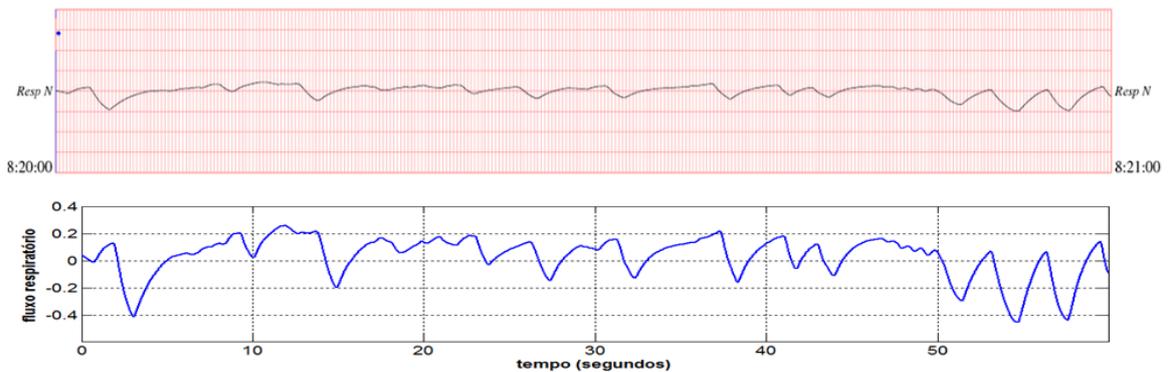


Figura 28: Anotação verdadeiro-negativo (“*”), representada no Physionet e Algoritmo.

3.3.1 Comparações intra-algoritmos

Para definir os resultados para cada algoritmo, são utilizados parâmetros clínicos estatísticos propostos nas equações (28), (29) e (30): Sensibilidade (Se), Especificidade (Es), e Exatidão (E) respectivamente.

$$Se = \left(\frac{Vp}{(Vp+Fn)} \right) * 100 \quad (28)$$

$$Es = \left(\frac{Vn}{(Vn+Fp)} \right) * 100 \quad (29)$$

$$E = \left(\frac{(Vp+Vn)}{(Vt)} \right) * 100 \quad (30)$$

Onde Vp e Vn são os números de decisões reais verdadeiros positivos e negativos, respectivamente, enquanto a Fp e Fn, são o número de decisões falsos positivos e falsos negativos.

Inicialmente para apneias, foram comparadas entre si sensibilidades, especificidades e exatidões dos parâmetros clínicos representados em (28), (29) e (30), obtidas nos registros de apneia severa para cada uma das possíveis variações de ajuste dos algoritmos de amplitude e de energia: varredura única e dupla, janela ajustável e fixa.

Para isto foi utilizado o teste ANOVA de 2-vias (pareado por varredura e por ajuste de janela) com medidas repetidas (i.e., pareado também por registros). Havendo resultados significativos, testes post-hoc eram realizados utilizando-se teste t de Student com os valores corrigidos por Bonferroni.

Anteriormente ao teste ANOVA 2-vias, foram testadas a normalidade da distribuição dos valores de sensibilidade, especificidade e exatidão, bem como a homogeneidade de suas variâncias pelos testes de Shapiro-Wilks e Teste F, respectivamente.

Entretanto, esta análise não permitia a comparação entre resultados obtidos de registros de diferentes classes de apneia (severa – A0_r; branda – B0_r) bem como de pacientes sadios (C0_r). Foram comparados, então, as ocorrências de resultados Verdadeiro-Positivos, Verdadeiro-Negativos, Falsos - Positivos e Falsos-Negativos através do teste Chi-quadrado ou Teste Exato de Fisher, quando necessário.

Em todos os casos, foram considerados significativos os resultados com $p \geq 0,05$. Os cálculos estatísticos foram realizados no programa GraphPad Prisma 5.0 e no pacote estatístico R (R DEVELOPMENT CORE FOR STATISTICAL COMPUTING, 2012).

Para definir os resultados de hipopneias são calculados parâmetros clínicos estatísticos equação (28) e sensibilidade (Se), e (29) especificidade (Es).

Entretanto, as anotações marcam apenas episódios de apneia, não referenciando episódios de hipopneia, o que qualifica este problema como um caso de estudo de teste diagnóstico sem padrão-ouro e sim com padrões de referência ausentes ou imperfeitos. A literatura apresenta quatro soluções possíveis para este tipo de situação (MCNICHOLAS, 2008).

- Ajuste estatístico dos dados.
- Correção do padrão de referência imperfeito existente.
- Construção do padrão de referência a ser usado.
- Validação dos resultados.

A literatura em SAHS considera como índice básico de diagnóstico o IAH (Índice de Apnéia-Hipopnéia), em que a taxa de eventos de apneia e hipopneia por hora são contabilizados com igual peso (GES, 2005). Desta forma, o algoritmo de hipopneia desenvolvido neste estudo foi derivado de um algoritmo de apneia desenvolvido anteriormente, tendo como referência os dados referenciados do Physionet.

Portanto, sendo os sinais da base de dados Physionet referenciados para apneia, e tendo sido o algoritmo atual uma derivação de algoritmos anteriores, optou-se, pois, pela estratégia de correção do padrão de referência existente. É possível corrigir erros de classificação diagnóstica (*misclassification bias*) a partir dos valores observados de VP, VN, FP e FN e de estimativas prévias de Sensibilidade e Especificidade (COLLOP, N. A. et al., 2007), Isto é feito a partir da aplicação das equações (31) a (34) (desenvolvidas em COLLOP, N. A. et al., 2007), onde o subíndice ‘O’ indica valor observado e ‘E’, valores estimados (i.e., corrigido). Os Valores prévios de Se e Es foram obtidos da análise destes arquivos pelo algoritmo de apneia e já descritos em outro artigo (GOMEZ, MIOSSO e GARCIA, 2012).

$$V_{pE} = \left(\frac{V_{pO} - (V_{pO} + F_{nO})(1 - E_s)}{(S_e + E_s - 1)} \right) \quad (31)$$

$$F_{pE} = \left(\frac{F_{pO} - (V_{pO} + F_{pO})(1 - S_e)}{(S_e + E_s - 1)} \right) \quad (32)$$

$$VnE = \left(\frac{VnO - (VnO + FnO)(1 - Se)}{(Se + Es - 1)} \right) \quad (33)$$

$$FnE = \left(\frac{FpO - (VpO + FpO)(1 - Se)}{(Se + Es - 1)} \right) \quad (34)$$

3.3.2 Comparações interalgoritmos

Não é possível comparar o desempenho de dois algoritmos diferentes apenas por correlação ou testes de hipóteses, sendo necessário atestar ponto-a-ponto a igualdade ou não de ambos (LIN, 2008). Para realizar, então, as comparações entre os dois algoritmos foram utilizadas as variáveis categóricas (frequências) VP, VN, FP e FN e um gráfico de dispersão (*scatter plot*) desenvolvido neste estudo para analisar os resultados para as 6 gravações.

Em cada gráfico de dispersão são anotadas os valores comuns e distintos de detecções utilizando VP, VN, FP e FN para cada um dos algoritmos, nas seis gravações avaliadas. O número de detecções são representadas com bolhas no gráfico de dispersão, onde o tamanho das bolhas é proporcional ao valor de detecções em cada gravação. A Figura 29, apresenta um exemplo de gráfico de dispersão desenvolvido para esta análise de resultados composto por dados fictícios para explicar a metodologia proposta para este caso.

Exemplo de gráfico (dados fictícios)

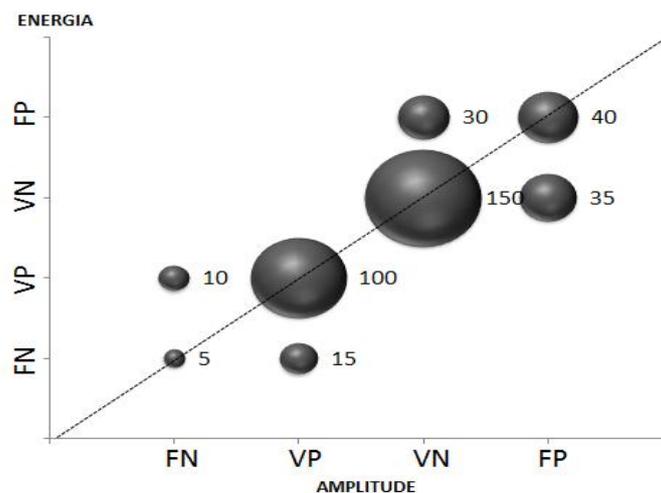


Figura 29: Gráfico de dispersão para as variáveis categóricas (frequências), com valores fictícios como exemplo de análises.

Valores comuns e diferentes são observados para os dois algoritmos e representados na Figura. Se os algoritmos forem idênticos nos erros e acertos, todas as bolhas estariam situadas na diagonal. Além disso, se não tivessem erros de detecção (falsos positivos ou negativos), em sistemas perfeitos e idênticos não existem valores nas pontas da inclinação a comparar os dois algoritmos.

São projetadas comparações tendo em conta as quatro combinações para valores diferentes e uma combinação para o valor comum.

- Valores VP em amplitude com valores FN em energia.
- Valores FN em amplitude com valores VP em energia.
- Valores VN em amplitude com valores FP em energia.
- Valores FP em amplitude com valores VN em energia.
- Valores VP, VN, FP e FN em amplitude com valores VP, VN, FP e FN em energia.

Para o exemplo valores comuns são obtidos através da comparação dos dois algoritmos com cada configuração de ajuste de janela, destacando valores significativamente maiores nas detecções para VN com 150 detecções e 100 detecção para VP, valores intermediários para FP com 40 detecções e valores significativamente menores em FN com 5 detecções.

Quanto a valores diferentes encontrados para VP em energia e FN em amplitude nas duas configurações de janelas, são observadas 10 detecções e para VP em amplitude e FN energia com 15 detecções. Valores obtidos para VN em amplitude e FP em energia foram encontrados com 30 detecções e 35 detecções para FP em amplitude e VN em energia.

4 RESULTADOS

Este capítulo apresenta, em tabelas e figuras, os resultados para cada um dos algoritmos e modelos avaliados, tomando-se como referência: o número de registros com ou sem apneias em cada gravação de Physionet (Tabela 3); os parâmetros clínicos-estatísticos Sensibilidade, Especificidade e Exatidão; e os valores de Vp, Vn, Fp e Fn proposto para os registros utilizados (A01R, A02R, A03R, A04R, B01R, CO1R)

Os resultados são apresentados em cinco etapas de estudo: (i) resultados do algoritmo de amplitude (ii) resultados do algoritmo de energia (iii) comparações entre os dois algoritmos (iv) resultados da detecção de hipopneias (v) cálculo do IAH.

4.1 RESULTADOS DO ALGORITMO DE AMPLITUDE

Para o desenvolvimento dos resultados de registros de apneias, foram utilizadas as detecções das quatro gravações de Physionet com apneia severa (A01R, A02R, A03R, A04R), descritas na Tabela 3. E os valores das detecções em cada modelo, descrevendo a seguir os valores percentuais encontrados para cada modelo e resumidos na Figura 30.

MODELO 1 – valores percentuais de detecções encontrados correspondem a 14 % (67 de 469 eventos), para A01R; 16 % (68 de 422 eventos) para A02R; 48 % (119 de 246 eventos) para A03R e 31 % (143 de 454 eventos) para A04R.

MODELO 2 – Valores percentuais de detecções encontrados correspondem a 17 % (81 de 469 eventos), para A01R; 19 % (82 de 422 eventos) para A02R; 50 % (125 de 246 eventos) para A03R e 34 % (155 de 454 eventos) para A04R.

MODELO 3 – Valores percentuais de detecções encontrados correspondem a 77 % (360 de 469 eventos), para A01R; 76 % (322 de 422 eventos) para A02R; 96 % (237 de 246 eventos) para A03R e 82 % (373 de 454 eventos) para A04R.

MODELO 4 – Valores percentuais de detecções encontrados correspondem a 61 % (288 de 469 eventos), para A01R; 55 % (234 de 422 eventos) para A02R; 93 % (230 de 246 eventos) para A03R e 64 % (292 de 454 eventos) para A04R.

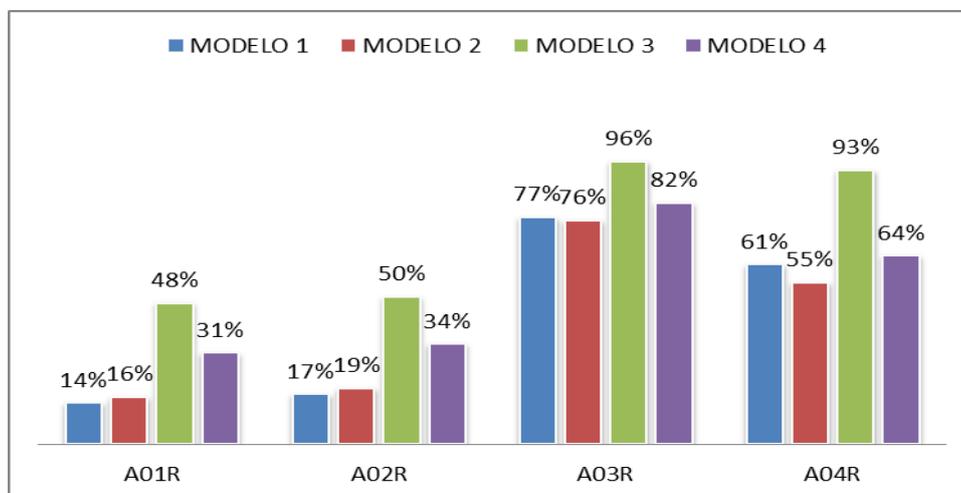


Figura 30: valores percentuais de detecções de apneias por modelos do algoritmo de amplitude. Modelo 1: varredura única com janela de tamanho fixo; Modelo 2: varredura única com janela variável; Modelo 3: varredura dupla com janela de tamanho fixo; Modelo 4: varredura dupla com janela variável.

Observaram-se valores significativamente baixos nos modelos 1 e 2 nas gravações A01R, A02R, com valores mais altos em A03R representando (> 75 %) e em A04R (> 50%).

O modelo 3 apresenta o mesmo padrão de resultados, ainda que os valores sejam sempre significativamente mais altos: em A03R e A04R, com valores maiores a 90 %; e valores próximos a 50 %, em A01R, e A02R.

O modelo 4 também apresenta padrão semelhante, com resultados intermediários: detecções na faixa de 30 % em A01R e A02R e resultados superiores a esses em A04R e A03R (64% e 82%, respectivamente).

Para estimar melhor as comparações entre modelos desenvolvidos, utilizou-se os parâmetros clínico com valores em porcentagens resumidos na Tabela 5, para sensibilidade, especificidade e exatidão obtidos para cada uma das combinações de ajustes do algoritmo de detecção automática janela fixa e (janela ajustável) com varredura única e dupla, tendo em conta as 4 gravações avaliadas.

Tabela 5: Valores percentuais obtidos de Sensibilidade (Se), Especificidade (Es) e Exatidão (E) para os registros de apneias severas em algoritmo de amplitude. Valores para as configurações de janela fixa e janela ajustável (estes entre parênteses). Resultados significativos em destaque sublinhados.

<i>Análise amplitude</i>		<i>Janela fixa (ajustável)</i>		
<i>Registros</i>	<i>Varreduras</i>	<i>Se %</i>	<i>Es%</i>	<i>E %</i>
A01R	<i>Única</i>	<u>14 (17)</u>	100 (100)	17 (20)
	<i>Dupla</i>	76 (61)	<u>66 (94)</u>	76 (62)
A02R	<i>Única</i>	<u>16 (19)</u>	97(97)	32 (35)
	<i>Dupla</i>	<u>76 (55)</u>	89 (95)	<u>78 (63)</u>
A03R	<i>Única</i>	48 (50)	98 (97)	74 (75)
	<i>Dupla</i>	96 (93)	93 (96)	95 (95)
A04R	<i>Única</i>	31 (34)	94 (97)	36 (39)
	<i>Dupla</i>	<u>82 (64)</u>	92 (97)	<u>83 (67)</u>
Média	<i>Única</i>	<u>27 (30)</u>	97 (98)	<u>40 (42)</u>
	<i>Dupla</i>	82 (68)	85 (95)	83 (71)
DP	<i>Única</i>	16 (15)	<u>2,5 (1,5)</u>	24,2 (23,3)
	<i>Dupla</i>	<u>9,4 (17)</u>	13 (1,3)	<u>8,5 (16)</u>

Os valores de sensibilidade variaram significativamente nas 4 gravações para cada modelo desenvolvido. A análise por ANOVA 2-vias com medidas repetidas revelou que a sensibilidade é principalmente afetada pelo tipo de varredura ($p=0,0037$), responsável sozinha por 74,45% da variância total dos dados após o pareamento por indivíduos. O tipo de janela (tamanho fixo ou ajustável) também influencia significativamente ($p=0,0270$), mas tem seus efeitos modulados pelo tipo de varredura. Em outras palavras, a interação varredura e janela é significativa ($p=0,0051$). Por último, os resultados variam significativamente registro a registro ($p=0,0005$ para efeitos do pareamento). Testes post-hoc, contudo, foram significativos apenas para varredura dupla ($p < 0,01$). De fato, para A01R, A02R, A03R, A04R os valores percentuais são significativamente menores utilizando varredura única, quando comparados com varredura dupla.

Particularmente, foram observado em A03R os maiores valores percentuais em todos os modelos testados (varredura única ou dupla; janela fixa ou ajustável).

Em A02R e A04R, foram registradas as maiores diferenças nas janelas de análise com varreduras duplas em destaques subíndice representando um 76% de detecções com janela fixa em relação a 55% em A02R com janela ajustável e com 82% de detecções para janela fixa em relação a 62% na janela ajustável em A04R.

Resultados semelhantes foram obtidos para a exatidão, valores significativamente menores para os registros com varreduras única em relação a varredura dupla com janelas fixas e ajustáveis, respectivamente. A exatidão é influenciada principalmente pela varredura ($p = 0,0342$), ainda que em menor grau do que a sensibilidade: responde por 53,43% da variância total das medidas após o pareamento por registros. A influência do tipo de janela não foi considerada significativa, ainda que bem próxima ao limiar ($p=0,0611$). A interação entre varredura e janela também foi considerada significativa ($p=0,0112$), assim como as diferenças entre gravações ($p<0,0001$). Os testes *post-hoc* foram novamente significativos apenas para varredura dupla ($p<0,05$).

Variações de especificidade foram consideradas não significativas nas 4 gravações para varredura única e dupla com as duas configurações de janelas (janela, $p=0,1130$; varredura, $p=0,09$; pareamento dos registros, $p=0,3268$; interação janela-varredura, $p=0,1427$).

Para diferenciar as frequências com que os resultados ocorreram em cada um dos registros, para cada opção de configuração do algoritmo de amplitude, são utilizados parâmetros estatísticos; de VP, VN, FP e FN (Tabela 6). Observase valores significativamente maiores para FN nas configurações de ajustes com varredura dupla nos registros A01R, A02R, A03R, A04R, com uma acentuada diminuição na A03R com relação a os outros registros.

Tabela 6: Valores absolutos de Verdadeiros-Positivos (VP), Verdadeiros - Negativos (VN), Falsos-Positivos (FP) e Falsos-Negativos (FN) obtidos com todas as opções de ajustes. Resultados significativos sublinhados em destaque.

<i>Análise amplitude</i>		<i>Janela fixa (ajustável)</i>			
<i>Registros</i>	<i>Varredura</i>	<i>VP</i>	<i>VN</i>	<i>FP</i>	<i>FN</i>
A01R	Única	67 (81)	18 (18)	0 (0)	403 (389)
	Dupla	360 (288)	12 (17)	6 (1)	110 (182)
A02R	Única	68 (82)	103 (103)	3 (3)	354 (340)
	Dupla	322 (234)	95 (101)	<u>11 (5)</u>	100 (188)
A03R	Única	119 (125)	267 (266)	5 (6)	127 (121)
	Dupla	237 (230)	254 (260)	<u>18 (11)</u>	<u>9 (17)</u>
A04R	Única	143 (155)	36 (37)	2 (1)	311 (299)
	Dupla	373 (292)	35 (37)	3 (1)	81 (162)
B01R	Única	0 (0)	466 (466)	1 (1)	19 (19)
	Dupla	0 (3)	465 (463)	2 (4)	19 (16)
C01R	Única	0 (0)	482 (481)	1 (2)	0 (0)
	Dupla	0 (0)	480 (475)	<u>3 (8)</u>	0 (0)

Dado que as gravações B01R e C01R correspondem a pacientes com presença limitada de apneias e pacientes sem apneias, respectivamente, os valores observados são menores, eventualmente nulos, em VP e FN em configurações para varreduras única e dupla; valores notadamente maiores e próximos a os valores de referência com varredura única para VN e com diferenças pequenas em FP.

Valores VP foram significativamente distintos no arquivo A01r (Chi-quadrado: $p = 0,0298$), A02r (Chi-quadrado: $p=0,0079$), A04r (Chi-quadrado: $p=0,0238$) e valores FN foram significativamente distintos nos registros A01r, A02r e A04r (Chi-quadrado: $p=0,00015$, $p=4,43.10^{-6}$ e $p =4,38.10^{-6}$, respectivamente). Os demais valores não foram estatisticamente significantes.

4.2 RESULTADOS DO ALGORITMO DE ENERGIA

Para o desenvolvimento foram utilizadas as detecções de referência para os registros de apneia severa (A01R, A02R, A03R, A04R), descritas na Tabela 3, e os valores das detecções nos modelos, descrevendo a seguir os valores percentuais encontrados nos registros e resumidos na Figura 31.

MODELO 1 – Valores percentuais de detecções encontrados com 14 % (67 detecções de 469 eventos de referência), para A01R; 16 % (68 detecções de 422 eventos) para A02R; 48 % (119 detecções de 246 eventos) para A03R e 31 % (143 de 454 eventos) para A04R.

MODELO 2 – Valores percentuais de detecções encontrados com 17 % (81 de 469 eventos), para A01R; 19 % (82 de 422 eventos) para A02R; 50 % (125 de 246 eventos) para A03R e 34 % (155 de 454 eventos) para A04R.

MODELO 3 – Valores percentuais de detecções encontrados com 86 % (402 de 469 eventos), para A01R; 70 % (298 de 422 eventos) para A02R; 95 % (234 de 246 eventos) para A03R e 73 % (331 de 454 eventos) para A04R.

MODELO 4 – Valores percentuais de detecções encontrados com 59 % (279 de 469 eventos), para A01R; 58 % (246 de 422 eventos) para A02R; 93 % (229 de 246 eventos) para A03R e 66 % (300 de 454 eventos) para A04R.

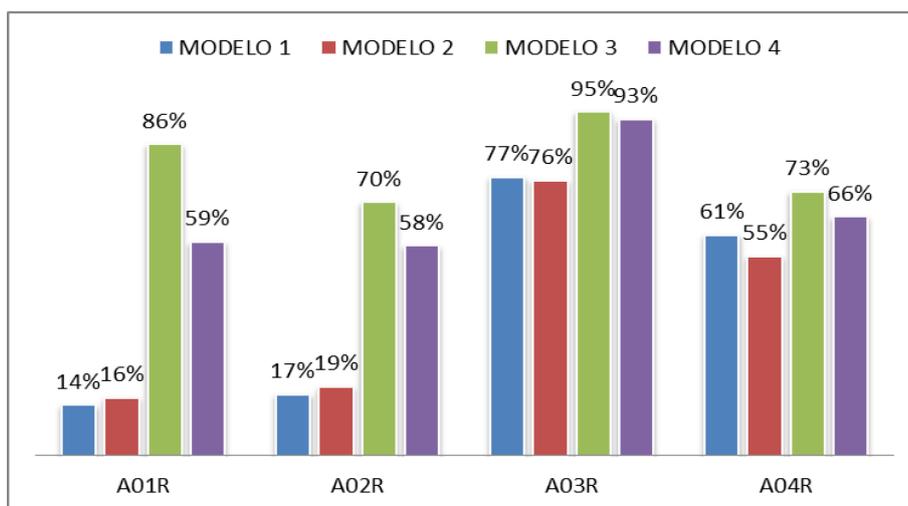


Figura 31: Valores percentuais de detecções encontradas nos modelos com algoritmo de energia. Modelo 1: varredura única com janela de tamanho fixo; Modelo 2: varredura única com janela variável; Modelo 3: varredura dupla com janela de tamanho fixo; Modelo 4: varredura dupla com janela variável.

Foram obtidos valores baixos de detecção nos modelos 1 e 2 para as gravações A01R e A02R, e valores superiores a 70 % e 50 % em A03R e A04R respectivamente. De fato, há diferenças marcantes em A01R e A02R para os modelos 1 e 2, com respeito aos outros modelos e especialmente, aos valores de referência Physionet.

O modelo 3 obteve as melhores porcentagens com respeito aos demais modelos avaliados em A01R, A02R, A03R e A04R. No modelo 4, por sua vez, são observados valores intermediários em A01R, A02R e A04R, correspondendo a 59 %, 58 % e 66 % respectivamente, com um valor notadamente maior em A03R (93 %).

Para melhor estimar as comparações entre modelos utiliza-se os parâmetros de sensibilidade, especificidade e exatidão obtidos para cada uma das combinações de ajustes do algoritmo de detecção automática janela fixa e (janela ajustável) com varredura única e dupla, tendo em conta as 4 gravações de apneia severa avaliadas (Tabela 7).

Tabela 7: Valores percentuais obtidos de sensibilidade (Se), especificidade (Es) e exatidão (E) para os registros de apneias severas em algoritmo de energia. Resultados significativos sublinhados em destaque.

<i>Análise energia</i>		<i>Janela fixa (ajustável)</i>		
<i>Registros</i>	<i>Varreduras</i>	<i>Se%</i>	<i>Es %</i>	<i>E %</i>
A01R	<i>Única</i>	14 (17)	100 (100)	17 (20)
	<i>Dupla</i>	85 (59)	<u>55 (94)</u>	84 (60)
A02R	<i>Única</i>	16 (19)	97(97)	32 (35)
	<i>Dupla</i>	<u>71 (58)</u>	90 (96)	74 (66)
A03R	<i>Única</i>	48 (50)	98 (97)	74 (75)
	<i>Dupla</i>	96 (94)	94 (95)	95 (94)
A04R	<i>Única</i>	31 (34)	94 (97)	36 (39)
	<i>Dupla</i>	73 (66)	97 (94)	74 (68)
Média	<i>Única</i>	27 (30)	97 (98)	40 (42)
	<i>Dupla</i>	81 (69)	84 (95)	82 (72)
DP	<i>Única</i>	16 (15)	<u>2,5 (1,5)</u>	24,2 (23,3)
	<i>Dupla</i>	<u>12 (17)</u>	<u>19,5 (0,95)</u>	<u>10 (15)</u>

Os valores de sensibilidade variam significativamente nas quatro gravações avaliadas para cada modelo desenvolvido, com valores percentuais notadamente baixos encontrados usando varredura única com janelas fixa e ajustável em relação aos valores de percentagem obtidos para varredura dupla com janela fixa e ajustável, bem como valores significativamente maiores encontrados em A03R com respeito aos outros modelos testados com varredura dupla. A análise por ANOVA 2-vias com medidas repetidas mostrou que o tipo de varredura é sozinho responsável por 74.25% de toda a variância das medidas ($p=0,004$), e o pareamento de indivíduos também influencia significativamente os resultados (21,78% de toda a variância, $p=0,0019$). O tipo de janela (fixa ou ajustável), por outro lado, não demonstrou influência significativa ($p=0,1248$). Os testes post-hoc foram significativos apenas para varredura dupla ($p<0,05$).

Resultados semelhantes foram obtidos para a exatidão, valores comparativamente menores para os registros com varreduras única sobre varredura dupla com janelas fixa e ajustáveis, respectivamente, observando o maior valor em A03R com varredura dupla em relação aos outros modelos para a mesma gravação.

De fato, a análise estatística mostrou que a exatidão é significativamente influenciada pelo tipo de varredura ($p=0,354$, responsável por 52,93% da variância total das medidas) e pelo registro específico ($p=0,0004$, responsável por 43,45% da variância encontrada). A interação entre tipos de janela e de varredura também foi significativa

($p=0,0497$), ainda que os tipos de janela (fixa ou ajustável) em si não o sejam ($p=0,1971$). Nenhum teste post-hoc foi estatisticamente significativo para a exatidão.

Variações de especificidade foram consideradas não significativas nas quatro gravações para varredura única e dupla ou, com ajustes de janelas (varredura, $p=0,1603$; janela, $p=0,2872$; interação varredura-janela, $p=0,3283$; pareamento por gravações, $p=0,4518$), ainda que se destaquem as diferenças encontradas em A03R com varredura dupla para as duas configurações de ajuste de janelas com 55% em janela fixa contra um 94% na janela ajustável.

Para diferenciar as frequências com que os resultados ocorreram em cada um dos registros, para cada opção de configuração do algoritmo de energia, são utilizados os parâmetros estatísticos de; VP, VN, FP e FN contabilizados na Tabela 8.

Tabela 8: Valores absolutos de Verdadeiros-Positivos (VP), Verdadeiros - Negativos (VN), Falsos-Positivos (FP) e Falsos-Negativos (FN) obtidos com todas as opções de ajustes para algoritmo de energia. Resultados significativos sublinhados em destaque.

<i>Análise energia</i>		<i>Janela fixa (ajustável)</i>			
<i>Registros</i>	<i>Varredura</i>	<i>VP</i>	<i>VN</i>	<i>FP</i>	<i>FN</i>
A01R	<i>Única</i>	67(81)	18 (18)	0 (0)	403 (389)
	<i>Dupla</i>	402 (279)	10 (17)	<u>8 (1)</u>	<u>68 (191)</u>
A02R	<i>Única</i>	68 (82)	103 (103)	3 (3)	354 (340)
	<i>Dupla</i>	298 (246)	96 (102)	10 (4)	124 (176)
A03R	<i>Única</i>	119 (125)	267 (266)	5 (6)	127 (121)
	<i>Dupla</i>	234 (229)	257 (261)	17 (13)	10 (15)
A04R	<i>Única</i>	143 (155)	36 (37)	2 (1)	311 (299)
	<i>Dupla</i>	331 (300)	37 (36)	1 (2)	<u>123 (154)</u>
B01R	<i>Única</i>	0 (0)	466 (466)	1 (1)	19 (19)
	<i>Dupla</i>	1 (0)	465 (466)	3 (2)	17 (18)
C01R	<i>Única</i>	0 (0)	482 (481)	1 (2)	0 (0)
	<i>Dupla</i>	0 (0)	476 (480)	<u>7 (3)</u>	0 (0)

Valores significativamente elevados foram observados para a FN em gravações A01R, A02R e A04R com varredura única em ambas configurações de janelas, com reduções para A01R, com varredura dupla e valores nulos em C01R. Os valores mais baixos para VP foram observados nas duas configurações de janela de ajuste com varredura única, eventualmente com valores nulos para B01R e C01R em várias das configurações de varreduras e ajustes de janelas. Valores notadamente maiores observados

em todos os gravações para VN, destacando valores próximos dos valores de referência em B01R e C01R.

De fato, valores VP foram significativamente distintos (em relação a varreduras e janelas) nos arquivos A01r e A02r (Chi-quadrado: $p=0,00298$ e $p=0,05$, respectivamente) e valores FN foram significativamente distintos nos registros A01r e A02r (Chi-quadrado: $p=7,546.10^{-12}$ e $p=0,00637$, respectivamente). FN no registro A04r foi considerado não estatisticamente significativo, ainda que bastante próximo (Chi-quadrado: $p=0,0811$). Os demais valores não foram estatisticamente significantes.

4.3 COMPARAÇÕES DE RESULTADOS PARA OS DOIS ALGORITMOS AMPLITUDE E ENERGIA

Inicialmente, foram comparados os desempenhos dos algoritmos de energia e amplitude (em seus vários modelos implementados) na detecção efetiva de apneias em registros que efetivamente existiam. Para analisar os resultados se tem em conta as figuras 30 e 31 dos algoritmos desenvolvidos, para especificar as detecções encontradas, e cujas diferenças obtidas nos desempenhos dos modelos estão resumidas na Figura 32, com destaque para a circunferência oval em amarelo onde é especificada a diferença encontrada favorável ao algoritmo de energia.

Foram encontrados valores iguais em detecções para A01R, A02R, A03R e A04R nos modelos 1 e 2, observando que não existe diferenças entre os dois algoritmos na gravações avaliadas. Por outro lado, valores significativamente diferentes foram encontrados para o modelo 3 nas quatro gravações para cada algoritmo, destacando desempenho superior do algoritmo de energia para A01R e A02R respectivamente com 38% e 20% a mais detecções, respectivamente; e o desempenho superior do algoritmo de amplitude nas gravações de A03R e A04R, com respectivamente 1% e 20% a mais de detecções.

Para o modelo 4, valores diferentes foram encontrados nos dois algoritmos, destacando diferenças encontradas para as quatro gravações no algoritmo de energia com valores maiores para algoritmo de amplitude.

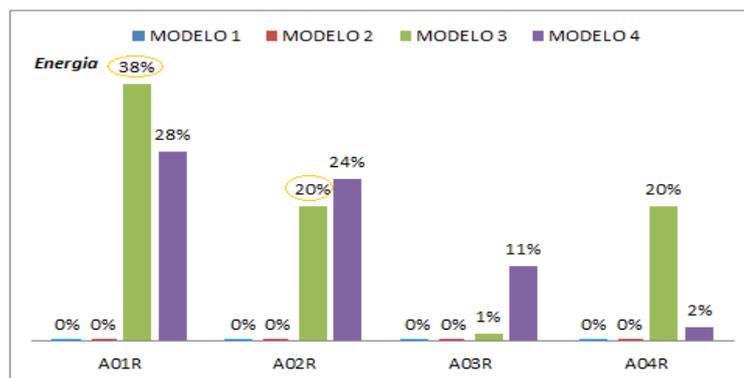


Figura 32: Diferenças encontradas nos dois algoritmos em registros com apneias. Modelo 1: varredura única com janela de tamanho fixo; Modelo 2: varredura única com janela variável; Modelo 3: varredura dupla com janela de tamanho fixo; Modelo 4: varredura dupla com janela variável.

A seguir, foram comparados os graus de acerto dos algoritmos e suas variações em reconhecer com sucesso registros de 1 minuto sem apneia valores notadamente iguais são encontrados nas 6 gravações para os modelos 1 e 2 nos dois algoritmos, destacando diferenças de 1 % adicional em os registros A02R, A03R, B01R e C01R para o algoritmo de energia nos modelo 4 e modelo 3 e em A03R com 1% e com 5% para A04R.

O melhor desempenho obtido foi, neste caso, com o algoritmo de amplitude, com 11% superior para A01R no modelo 3, 2% superior para A04R no modelo 4 e 1% superior para C01R no modelo 3. A Figura 33 descreve estas diferenças observadas para os dois algoritmos de comparação, com destaque na circunferência oval em vermelho para diferenças favoráveis ao algoritmo de amplitude.

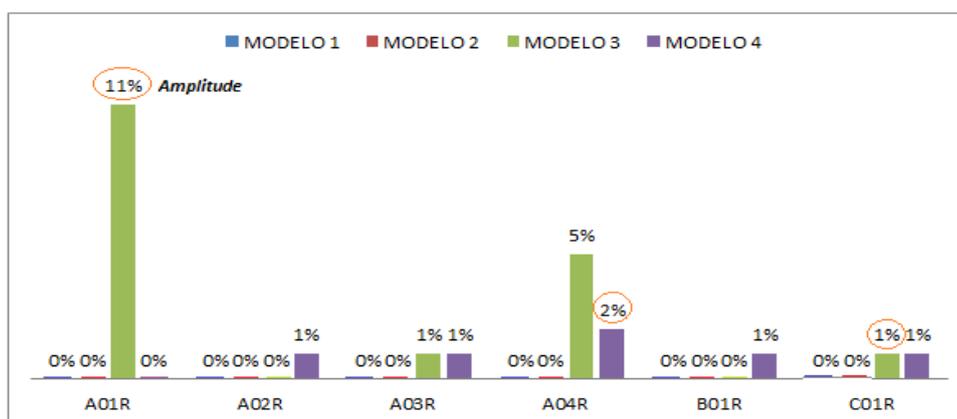


Figura 33: Diferenças obtidas nos dois algoritmos em registros sem apneias. Modelo 1: varredura única com janela de tamanho fixo; Modelo 2: varredura única com janela variável; Modelo 3: varredura dupla com janela de tamanho fixo; Modelo 4: varredura dupla com janela variável.

A Tabela 9 resume a comparação entre os valores médios e desvio padrão de sensibilidade (Se), especificidade (Es) e exatidão (E) em todos os modelos de implementação dos dois algoritmos. A simples inspeção visual dos resultados indica que, na média, os algoritmos de amplitude e energia não são distintos quando comparados em seus modelos equivalentes.

Tabela 9: Valores percentuais – em média \pm DP – de sensibilidade (Se), especificidade (Es) e exatidão (E) para os registros de apneias severas para os algoritmos de amplitude e energia em todos os seus modelos de implementação. Valores para as configurações de janela fixa e janela ajustável (estes entre parênteses). Dados organizados a partir de extratos das tabelas 5 e 7.

		<i>Janela fixa (ajustável)</i>		
<i>Algoritmos</i>	<i>Varredura</i>	<i>Se%</i>	<i>Es%</i>	<i>E%</i>
<i>Amplitude</i>	<i>Única</i>	27 \pm 16 (30 \pm 15)	97 \pm 2,5 (98 \pm 1,5)	40 \pm 24,2 (42 \pm 23,3)
	<i>Dupla</i>	82 \pm 9,4 (68 \pm 17)	85 \pm 13 (95 \pm 1,3)	83 \pm 8,5 (71 \pm 16)
<i>Energia</i>	<i>Única</i>	27 \pm 16 (30 \pm 15)	97 \pm 2,5 (98 \pm 1,5)	40 \pm 24,2 (42 \pm 23,3)
	<i>Dupla</i>	81 \pm 12 (69 \pm 17)	84 \pm 19,5 (95 \pm 0,95)	82 \pm 10 (72 \pm 15)

Entretanto, anteriormente foi visto que os algoritmos tinham taxas de acerto distintas para registros com ou sem apneias, a depender do modelo implementado e do indivíduo analisado (gravação). Procedeu-se então à comparação indivíduo-a-indivíduo (e apenas para varredura dupla, posto que a varredura única apresentou resultados idênticos), das frequências obtidas de Vp, Vn, Fp e Fn, pelos motivos já expostos na metodologia.

Aqui foi utilizado o gráfico de dispersão (scatter plot) adaptado para variáveis categóricas (e exemplificado anteriormente na metodologia) para analisar os resultados obtidos, cada uma das 6 gravações, sejam registros de apneia severa (A01R, A02R, A03R, A04R), branda (B01R) ou indivíduo saudável (C01R)

As Figuras 34 a 39 descrevem os resultados de todas as gravações, utilizando os dois algoritmos com as configurações de janela fixa (gráfico da esquerda) e ajustável (gráfico da direita).

AO1R – VARREDURA DUPLA – DIFERENTES JANELAS

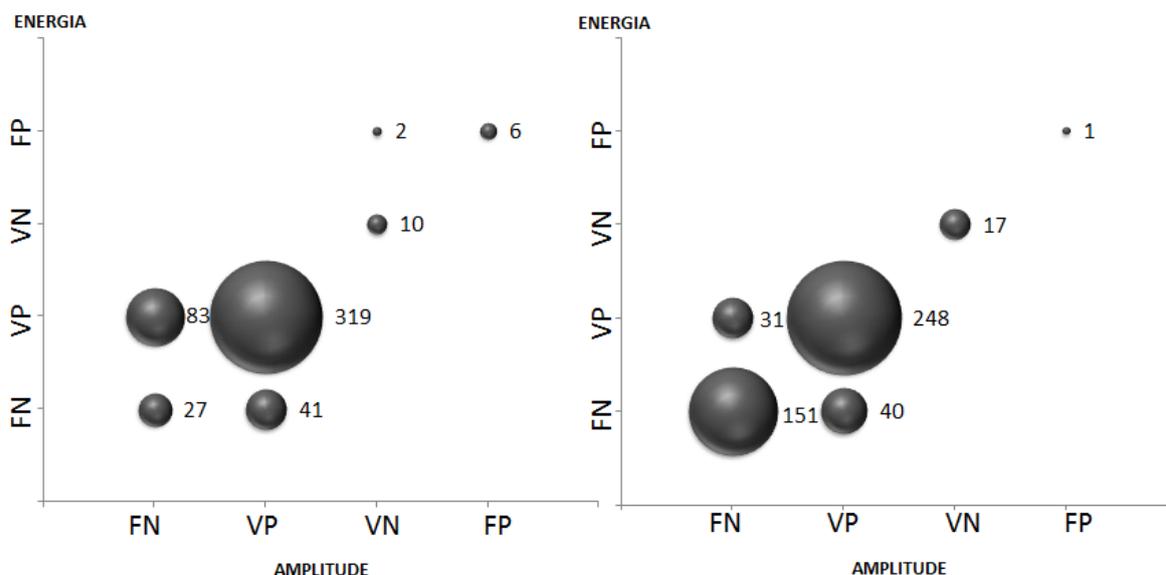


Figura 34: Gráfico de dispersão das variáveis categóricas para os resultados da gravação A01R com varredura dupla, e diferentes janelas: fixa (à esquerda) e ajustável (à direita) (O tamanho de bolhas é proporcional ao número de detecções observadas).

AO2R – VARREDURA DUPLA – DIFERENTES JANELAS

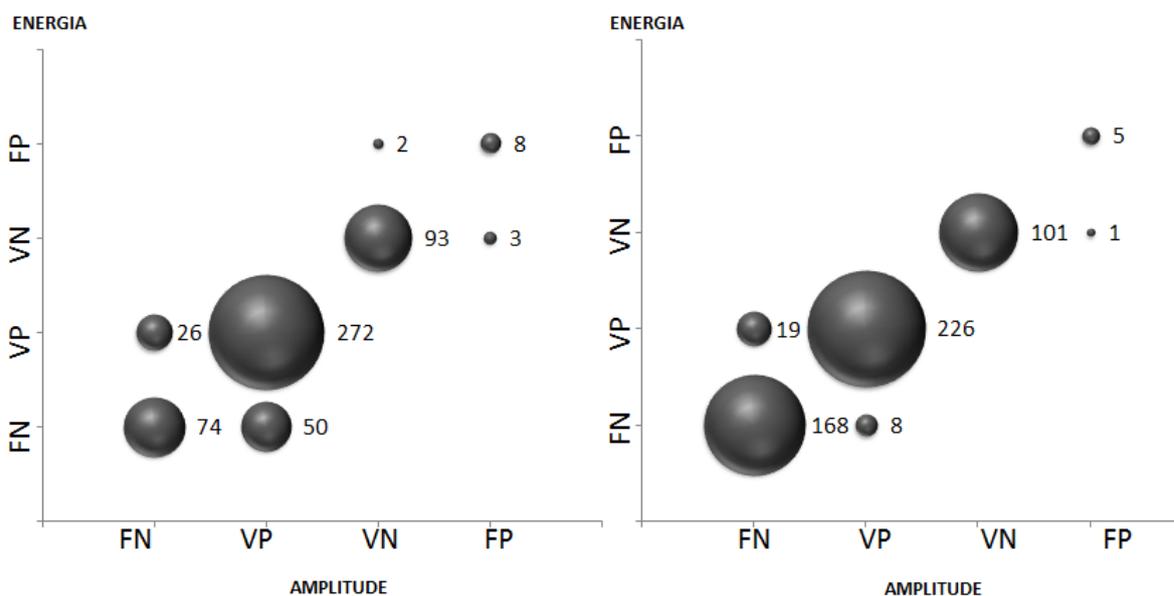


Figura 35: Gráfico de dispersão das variáveis categóricas para os resultados da gravação A02R com varredura dupla, e diferentes janelas: fixa (à esquerda) e ajustável (à direita) (O tamanho de bolhas é proporcional ao número de detecções observadas).

AO3R – VARREDURA DUPLA – DIFERENTES JANELAS

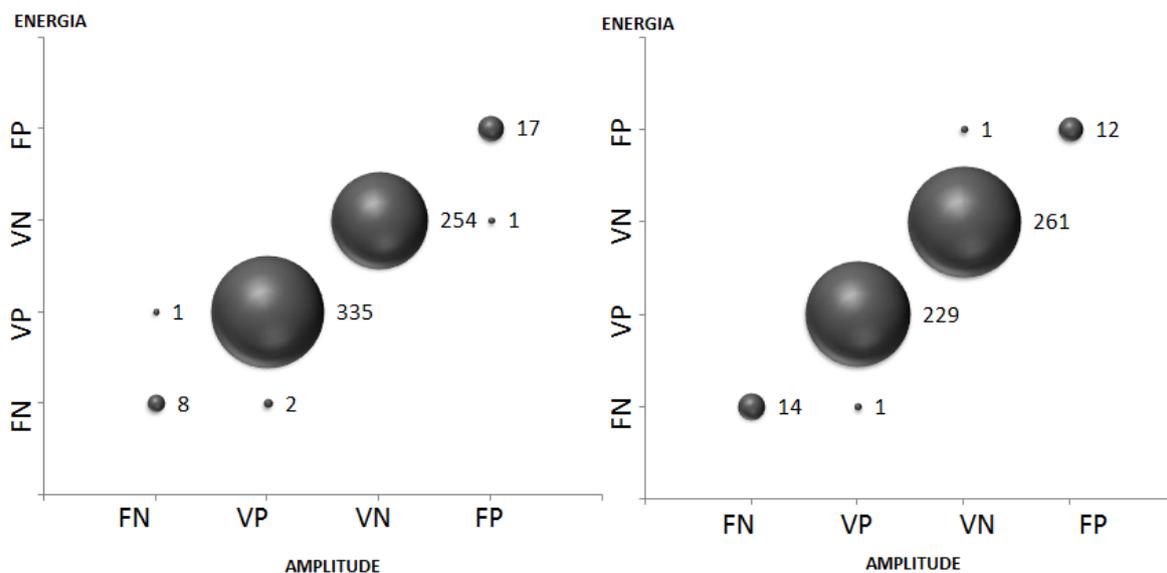


Figura 36: Gráfico de dispersão das variáveis categóricas para os resultados da gravação A03R com varredura dupla, e diferentes janelas: fixa (à esquerda) e ajustável (à direita) (O tamanho de bolhas é proporcional ao número de detecções observadas).

AO4R – VARREDURA DUPLA – DIFERENTES JANELAS

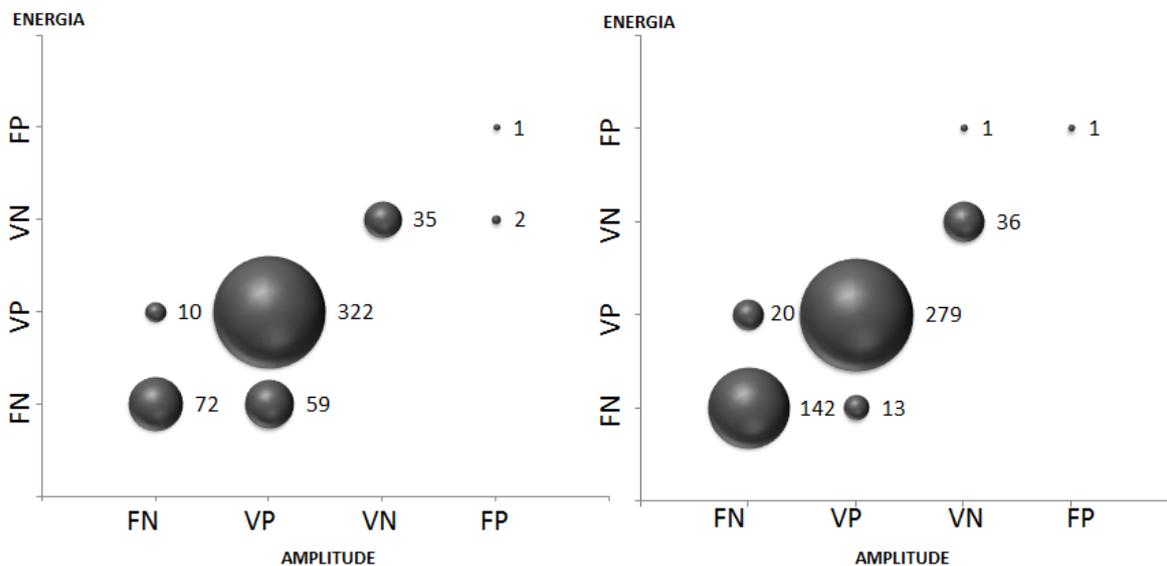


Figura 37: Gráfico de dispersão das variáveis categóricas para os resultados da gravação A04R com varredura dupla, e diferentes janelas: fixa (à esquerda) e ajustável (à direita) (O tamanho de bolhas é proporcional ao número de detecções observadas).

BO1R – VARREDURA DUPLA – DIFERENTES JANELAS

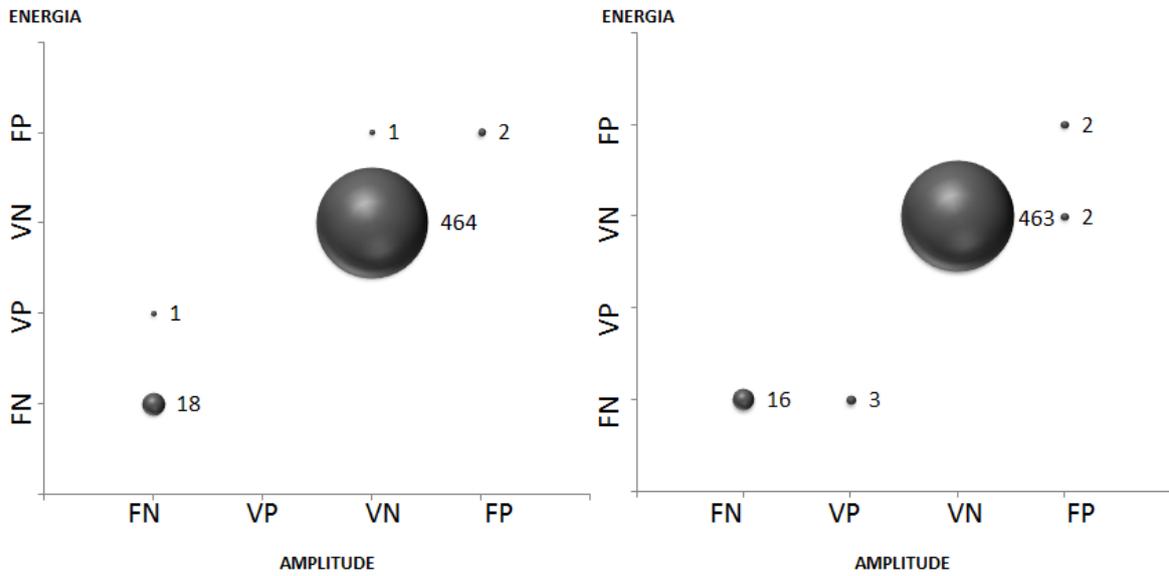


Figura 38: Gráfico de dispersão das variáveis categóricas para os resultados da gravação B01R com varredura dupla, e diferentes janelas: fixa (à esquerda) e ajustável (à direita) (O tamanho de bolhas é proporcional ao número de detecções observadas).

CO1R – VARREDURA DUPLA – DIFERENTES JANELAS

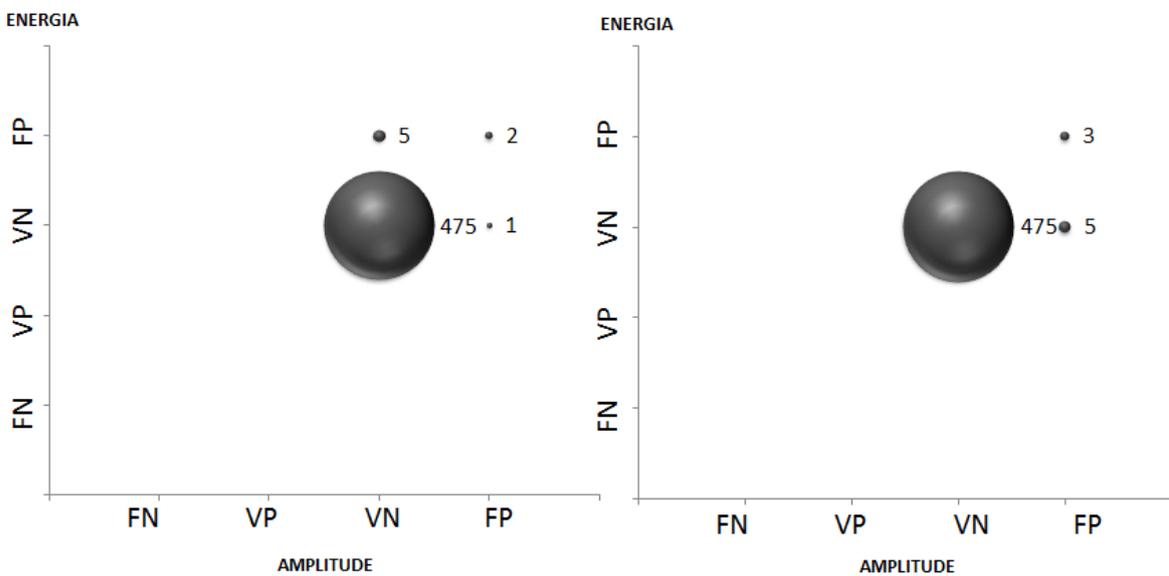


Figura 39: Gráfico de dispersão das variáveis categóricas para os resultados com varredura dupla, para o análise de Janela fixa esquerda e para o análise de Janela ajustável direita na gravação C01R. (tamanho de bolhas é proporcional a número de detecções observadas).

4.4 RESULTADOS DA DETECÇÃO DE HIPOPNEIAS

Para obter os resultados de hipopneia são usado os dados derivados do algoritmo de apneia desenvolvido anteriormente, tendo como referência os dados referenciados do Physionet já que as anotações marcam apenas episódios de apneia, não referenciando episódios de hipopneia.

A Tabela 10, resume os valores observados e estimados para VP, VN, FP e FN, definidos conforme a metodologia. Valores negativos obtidos por alguma das fórmulas foram considerados nulos, visto que o segundo termo do numerador só teria seu sinal invertido com valores negativos de sensibilidade ou especificidade.

Tabela 10: Valores obtidos (observados) e corrigidos (estimados) para VP, VN, FP, FN.

<i>Registro</i>	<i>Valor</i>	<i>VP</i>	<i>VN</i>	<i>FP</i>	<i>FN</i>
<i>A01R</i>	Observado	469	2	21	0
	Estimado	468,87	3,70	21,13	0
<i>A02R</i>	Observado	422	53	53	0
	Estimado	493,75	63,31	0	0
<i>A03R</i>	Observado	245	170	102	1
	Estimado	245,23	183,19	101,77	0
<i>A04R</i>	Observado	444	14	24	0
	Estimado	514,63	15,42	0	0

Foram registrados valores bastante similares entre si na comparação do observado com o estimado nas gravações A01R e A03R para VP; e diferenças de 71, 75 e 60, 63 para as anotações encontradas A02R e A04R, respectivamente, para valores estimados.

Por sua vez, para VN comparação entre os valores observados e os estimados nas 4 gravações avaliadas mostraram sempre valores notadamente diferentes entre si.

Valores semelhantes foram encontrados em FP para A01R e A03R, destacando diferenças na comparação entre valores observados e os valores estimados em A02R e A04R com 53 e 24 nos valores observados com respeito a 0 nos valores estimados.

4.5 RESULTADOS DO CÁLCULO DO IAH

Os resultados é descrevem na Figura 40 algoritmo de amplitude, e Figura 41 algoritmo de energia, tendo em conta a tabela 6, usando o diagrama de barras para anotar os valores obtidos a comparar os dois algoritmo projetados.

Foram observados no cálculo do IAH, com respeito aos valores de referência disponibilizados, valores distintamente menores para os modelos 1 e 2; no cálculo valores maiores para modelo 3 em A03R; e valores intermediários para o modelo 4, algoritmo de amplitude, nos calculos de IAH. (Figura 41).

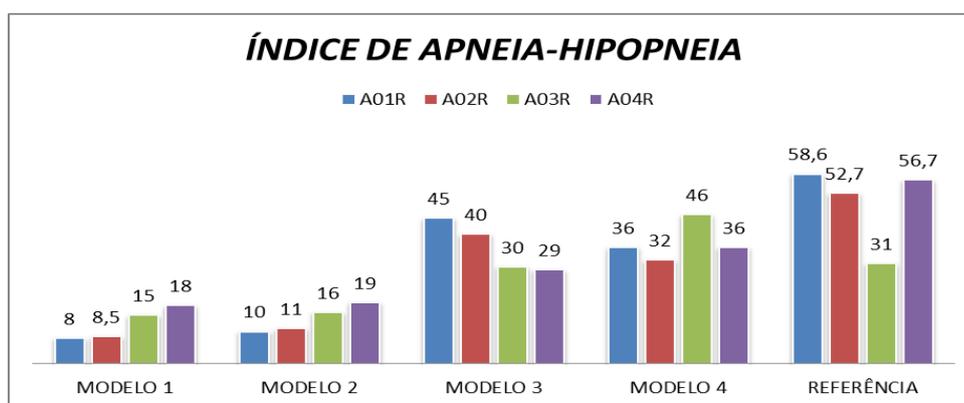


Figura 40: Valores de IAH em algoritmo de amplitude para as 4 gravações.

A Figura 40 descreve os resultados referentes ao cálculo do IAH para as variações do algoritmo de energia

Comparando-se os dois algoritmos, são obtidos valores comuns para os dois algoritmo nos modelos 1 e 2 e valores distintos para os modelos 3 e 4. Particularmente, destacam-se valores mais elevados do algoritmo de amplitude nas gravações A02R, A03R e A04R e um único valor maior obtido em A01R, no algoritmo de energia.

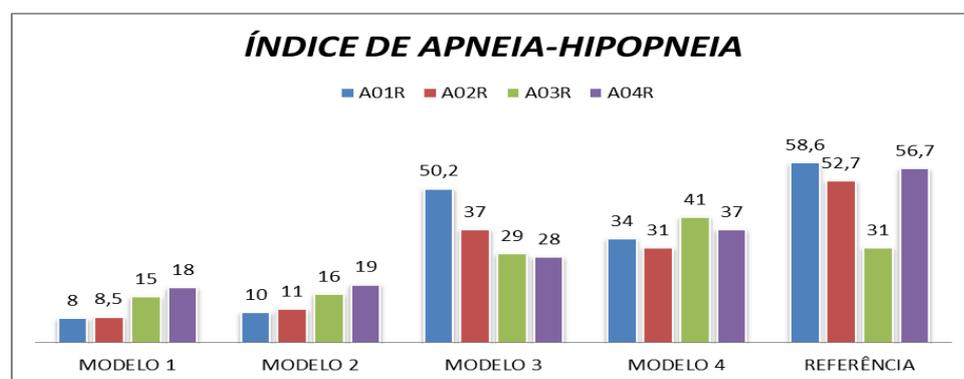


Figura 41: Valores de IAH em algoritmo de energia para as 4 gravações.

5 DISCUSSÃO

Neste trabalho, foram desenvolvidos dois novos algoritmos, cada qual implementado em quatro modelos diferentes, para detectar automaticamente os eventos relacionados com SAHS, a partir de sinais fisiológicos de fluxo de ar e saturação de oxigênio de seis gravações polissonográficas de indivíduos saudáveis e com síndrome de apneia do sono em diferentes graus de gravidade.

Valores percentuais diferentes foram calculados nos 4 modelos de cada algoritmo, classificando os eventos como apneias e hipopneias quando os valores percentuais obtidos são inferiores ou iguais aos valores de referência estabelecido por AASM.

Foi significativamente obtida uma qualidade inferior na capacidade de detecção dos dois algoritmos nos modelos 1 e 2 para as gravações A01R e A02R, comparando os registros com apneia com as detecções de referência de Physionet, deduzindo que o uso da varredura única por análise janela fixa ou janela ajustável, não calcula um valor percentual apropriado para estimar a média de todo o registro 6000 amostras. Como resultado, é obtido um valor limiar de referência, artificialmente aumentado, levando a não detectar eventos onde existem.

Desempenho significativamente superior em detecções são obtidos nos dois algoritmos com os modelos 3 e 4 para as seis gravações, ao comparar as detecções com as referência de Physionet, destacando que a utilização de varredura dupla permite detectar mais eventos, calculando um valor porcentual menor ou igual ao valor limiar de referência em cada gravação avaliadas. Isto porque ao eliminar os valores menores de amplitude da linha de base dos sinais nos registros de 6000 amostras, o cálculo da média com os valores maiores dos sinais no registro novo na primeira varredura e os valores obtidos na segunda varredura permite obter um melhor valor porcentual, aumentando as detecções nas gravações.

Fiel ao proposto de simplicidade clínica deste trabalho foi usado parâmetros clínico-estatísticos de Sensibilidade, Especificidade e Exatidão, para estimar o desempenho geral de detecções presentes ou ausentes em cada gravação avaliada. Para cada algoritmo/modelo. O teste diagnóstico ideal deve ter resultados com alta sensibilidade e especificidade, mas isso não é sempre possível. Alta sensibilidade é necessária para

capturar tantas detecções quanto possíveis em cada modelo – com grande relevância para os testes de triagem clínica. Algoritmo de elevada especificidade, por sua vez, são úteis em exames com grande peso na definição do estado clínico do paciente, para evitar falsos positivos. Os parâmetros clínicos aqui utilizados permitem analisar a metodologia proposta para cada gravação usada, mas não determinam se a análise serve para diferentes populações com problemas associados SAHS com homens, mulheres ou crianças. Para isto são necessários os valores preditivos positivos e negativos e a probabilidade prévia de eventos na população a ser avaliada – esta dependente das características epidemiológicas de cada população específica. Não foi a ideia deste trabalho analisar a população que será avaliada, mas buscar uma ferramenta mais simples de baixo custo e de fácil aplicação na detecção automática de eventos associados à SAHS

Observaram-se valores maiores para sensibilidade e exatidão no algoritmo de amplitude usando varredura dupla como janela fixa e valores significativamente mais elevados obtidos para especificidade no algoritmo de energia com janela ajustável, destacando resultados diferentes quando se comparam os dois algoritmos.

Os dados coletados mostram adaptabilidade dos algoritmos em seus 4 ajustes sejam com ótima sensibilidade (> 90%) e boa especificidade (> 80%), ou ótima especificidade (> 90%) e boa sensibilidade (> 80%) a aquisição for confirmada com a análise dos resultados da VP, VN, FP e FN.

No geral, os dados coletados mostram adaptabilidade dos algoritmos em seus 4 ajustes, em seus melhores desempenhos com ótimas (> 90%) ou boas (> 80%) sensibilidade e especificidade. Os valores médios e desvio-padrão de sensibilidade, especificidade e exatidão foram surpreendentemente próximos de Se, Es e E nos dois algoritmos com as duas configurações de ajuste de janelas, com pequenas diferenças encontradas nos valores DP com varredura dupla nos dois algoritmos.

A utilização de variáveis categóricas (frequências) que permitem a classificação de detecções para cada modelo e em cada gravação avaliada individualizando os resultados com valores superiores ou inferiores dos valores de referência. Análises contam não mais apenas com um único par de valores de sensibilidade e especificidade que definem a exatidão dos testes, mas sim com um conjunto de pares correspondentes cada uma para diferentes níveis de decisões VP, VN, FP e FN.

Ao comparar os dois algoritmos com os 4 modelos desenvolvidos entre si, pode-se destacar que o algoritmo de amplitude, em relação ao de energia, valores de VP mais elevados em A02R e A04R (acrécimo de 24 e 41 detecções, respectivamente), menores valores de FN (decrécimo de 24 e 41 detecções, respectivamente); menores valores de FP em A01R, B01R e C01R. Por outro lado, o algoritmo de energia apresentou, com respeito ao de amplitude, valores maiores para VN nas gravações A02R, A03R e A04R em cada um dos algoritmos com varredura dupla e janela fixa.

Os resultados encontrados, somando-se a todas as detecções nas seis gravações para cada modelo 3 (varredura dupla e janela fixa) de ambos algoritmos, obteve-se valores superiores para VP(amplitude: 1292 detecções; energia: 1285 detecções); inferiores para FP (amplitude: 43; energia: 46) e FN (amplitude: 319; energia: 322) e iguais para VN (1341 em ambos) do algoritmo de amplitude em relação ao de energia.

Deduzindo que, ao contabilizar todas as detecções encontrados nas 6 gravações para VP, VN, FP e FN, não foram observadas diferenças significativas para determinar com certeza que o algoritmo é melhor, considerando que cada algoritmo é diferente em características metodológicas para detectar automaticamente eventos. Entretanto, ao individualizar as detecções para cada gravação, nos dois algoritmos, pode-se concluir que o uso do algoritmo de amplitude com varredura dupla e janela fixa, melhor se adapta as especificações utilizadas para detectar os eventos, tomando como referência os critérios clínicos de AASM, isto porque aumentou as detecções para VP e diminui as detecções de FP e FN.

Há que especificar as não detecções de eventos associados a SAHS nos registros com apneia, para os algoritmos desenvolvidos para este estudo, pode ser confinado não só para o cálculo das varreduras com as duas configurações de janelas, como tal, mas ao não ter uma clara referência dos critérios utilizados para identificar os evento nas anotações propostas por Physionet em registros polissonográficos e eletrocardiográficos, (Apneia-ECG data-base) usados, como possíveis soluções para eventuais trabalhos futuros seria a utilização de anotações com referências estabelecidas para referenciar melhor o desenvolvimento dos algoritmos.

Foram encontras diferenças ao calcular o índice de apneia-hipopneia por hora de sono nas quatro gravações utilizadas, confirmando que o algoritmo de amplitude com a

análise de varredura dupla e janela fixa, permite estimar melhor tanto IAH como detecções nos registros avaliados, determina que a proposta de utilizar um método de amplitude em resposta aos critérios clínicos definidos pela AASM é muito viável e muito funcional para este estudo em particular.

Outros modelos na literatura foram propostos para a avaliação de distúrbios respiratórios do sono (sleep-disordered breathing diseases) a partir apenas do fluxo de aeronasal. Comparando os algoritmos desenvolvidos neste trabalho, com os modelos; análise espectral por STFT (Short Time Fourier Transform) magnitude média da segunda derivada do sinal em uma dada janela de tempo, métodos não lineares de análise (Recurrence Quantification Analysis) da série temporal do fluxo de ar oronasal tem-se:

– Nakano e colaboradores (2007) projetou um modelo que utiliza a transformada rápida de Fourier (FFT) para obter uma série temporal (flowpower) para a análise espectral de potência, determinando quedas transitórias do fluxo de potência para calcular o fluxo de respiratório, através do índice de distúrbio (IDI). Este é, definido como o número de perturbação por hora, avaliado utilizando três cortes IDI de 5, 10 e 15, utilizando valores ≥ 50 na redução da amplitude de sinal com 10 segundos de duração para avaliar apneia-hipopneia.

Na comparação dos resultados obtidos foram encontrados valores médios diferentes de sensibilidade e especificidade desta pesquisa, em ambos algoritmos para varredura dupla com janela fixa (modelo 3) e com janela ajustável (modelo 4), com os três níveis de corte da análise espectral baseados na severidade/existência de apneia (IAR 5, 10 e 15): Modelo 3 (amplitude: Se 82%, Es 85%; energia: Se 81%; Es: 84%), Modelo 4 (amplitude: Se 68%, Es 95%; energia: Se 69%, Es 95%), IAR 5 (Se 92%, Es 80%), IAR 10 (Se 93%, Es 84%) e IAR 15 (Se 90%, Es 83%). (NAKANO *et al*, 2007), deduzindo diferenças significativas na metodologia e nos resultados usando o sinal do fluxo de ar como referência para avaliar os eventos relacionados com SAHS.

– Han e colaboradores (2008), por sua vez, desenvolveu um sistema para detectar a força respiratória, utilizando 3 épocas de 30 segundos para calcular os eventos em 21 gravações de PSG obtidas de pacientes com apneias obstrutivas do sono. Este método estima o critério de referência para detectar eventos por meio de limiar no cálculo da magnitude média da segunda derivada na respiração normal. Quanto aos resultados obtidos, HAN *et al* (2008) obteve sensibilidade e especificidade médias de 92% e 88%,

valores superiores mas próximos ao desempenho do algoritmo de amplitude com o modelo 3 (Se 82%, Es 85%) desenvolvido nesta pesquisa.

Rathnayake e colaboradores (2010) desenvolveu um método com base na eficácia de diagnóstico de um classificador treinado num conjunto de características derivadas de medições de fluxo de ar através de um único canal usando 77 pacientes com 2 categorias de severidade/existencia de apneia (IAR de 5 e 15), a partir da quantificação da recorrência modelada pelo espaço de estados de um sistema dinâmico e posterior análise de discriminantes. Para os pacientes com apneia severa, foram obtidas sensibilidade e especificidade de 53% e 82%, respectivamente, inferiores ao desempenho do algoritmo de amplitude com os modelos 3 e 4 (Modelo 3: Se 82%, Es 85%; Modelo 4: Se 68%, Es 95%), aquele de melhor desempenho neste estudo.

6 CONCLUSÃO

Este trabalho objetivou a automatização da forma manual de detecções de apneia hoje desenvolvida, visando desenvolver ferramenta funcional e de baixo custo para diagnóstico de eventos respiratórios.

Foram projetados dois novos algoritmos, cada um com quatro métodos diferentes para a detecção de eventos relacionados com a SAHS, automatizando a forma manual de detecções que hoje tem sido desenvolvida, utilizando dois sinais fisiológicos (fluxo de ar e saturação de oxigênio) e os atuais critérios clínicos da AASM, como padrões de referência para avaliação e validação em 6 gravações polissonográficas as metodologias usadas em cada um dos algoritmos projetados.

Observaram-se limitações na automatização das detecções quando se utiliza a análise de varredura única, em ambos os algoritmos com valores significativamente mais baixos de detecções em todas as gravações, devido principalmente a erros na estimação do valor de limiar proposto pela AASM.

Resultados mais apropriados são obtidos para as detecções de apneias em relação a hipopneias, pois a falta de uma clara referência dos critérios para hipopneia nas anotações propostas por Physionet na base de dados obtida, limitar a obtenção de resultados mais robustos.

O uso de parâmetros clínicos estatísticos de sensibilidade, especificidade e exatidão não foi suficiente para determinar com certeza que algoritmo e modelo possui o melhor desempenho, pois os valores de média e desvio-padrão de vários modelos foram bastante semelhantes. No entanto, a utilização de variáveis categóricas (frequências) VP, VN, FP e FN evidenciou diferenças significativas e individualizou os resultados para cada gravação.

Após a análise dos resultados individuais e gerais em parâmetros clínicos estatísticos, IAH, e variáveis categóricas para os dois algoritmo nos 4 modelos pode-se concluir que a utilização do algoritmo de amplitude com varredura dupla e janela fixa é o melhor método dentre os aqui desenvolvidos para detectar automaticamente os eventos relacionados com SAHS. A comparação com outros trabalhos da literatura resultou que o desempenho obtido foi de ordem de grandeza semelhante, às vezes inferior, outras superior, aos demais trabalhos encontrados.

A falta de gravações para obter mais resultados predispõe a pequena diferença no algoritmo e modelos, é por isso que é essencial para o trabalho futuro, obter mais dados para estabelecer melhor as diferenças entre os métodos e modelos utilizados.

O sistema oferece uma alternativa simples de automatização aos métodos atuais de diagnóstico e detecção de eventos associados à SAHS, com potencial uso em um sistema de triagem de eventos respiratórios de baixa complexidade – perpassa pelo cálculo do critério clínico, o IAH –Índice de Apneia e Hipopneia para detectar automaticamente os eventos.

6.1 TRABALHOS FUTUROS

Como trabalhos futuros propõe-se:

- a) A obtenção de mais gravações para analisar os algoritmos, usando uma base de registros maiores para extrair resultados e conclusões mais robustas para cada evento apneia e hipopneia, Isso permite analisar mais resultados para cada algoritmo nos quatro modelos para estimar e caracterizar as diferenças que foram obtidos neste trabalho, dando um critério mais objetivo para decidir que método amplitude ou energia é melhor para o cálculo dos eventos relacionados com SAHS.
- b) A exploração de outros parâmetros de análise, como épocas de 30 e 120 segundos, para observar se os resultados obtidos em esta pesquisa são iguais e diferentes dado que os valores de registros para o calculo das médias e valores percentuais mudam com respeito as 6000 amostras usadas neste estudo
- c) A melhoria dos métodos de detecção para corrigir os falsos positivos e falsos negativos obtidos, usando métodos etécnicas mais complexas para as detecções como: 1) a utilização de redes neurais, atraves da implementação de um sistema de reconhecimento de caracteres com critérios clínicos padronizados, que caracterizam as diferentes variáveis de detecção para cada registro avaliado, para ensinar a calcular diminuições na amplitude de linha de base do sinal e 2) A utilização de um sistema de classificação de detecções através de Fuzzy-Logic, com a implementação de diferentes regras fuzzy tendo em conta os critérios de referência para classificar as diminuições para cada evento e calculando valores mais precisos de estimativas porcentuais para cada modelo proposto

- d) A construção de um sistema de aquisição de sinais cardiorrespiratórios, usando a classificação para dispositivos de teste (SCOPER), que estabelece o tipo de sinal e sensor necessário para captar melhor as detecções dos eventos, tendo em consideração as características clínicas, funcionais e de instrumentação para a construção.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AASM. American Academy of Sleep Medicine. International classification of sleep disorders: Diagnostic and coding manual. 2nd ed. Westchester, Illinois: American Academy of Sleep Medicine. 51, 2005.

ÁLVAREZ, D. et al. Improving diagnostic ability of blood oxygen saturation from overnight pulse oximetry in obstructive sleep apnea detection by means of central tendency measure. *Artif Intell Med*; 41: 13-24, 2007.

ANDREW L. et al. Practice Parameters for the Indications for Polysomnography and Related Procedures: Standard of practice committee of the american sleep disorders association. Practice parameters for the use of portable recording in the assessment of obstructive sleep apnoea. *Sleep*, 139: 559-68, 1994.

ÁREA DE ENFERMERÍA. Anatomia de tórax, 2012. disponível em: <<http://www.chospab.es/enfermeria/cardiologia/protocolos/drenajetoracico/drenajetoracico.htm>>. Acesso em: 6 Out. 2012.

BALDWIN, C. et al. The association of disordered breathing and sleep symptoms with quality of life in the Sleep Heart Health Study. *Sleep*; 24:96-105, 2001.

BARBÉ, F. et al. Automobile accidents in patients with sleep apnea syndrome. An epidemiological and mechanistic study: *Am J Respir Crit Care Med*. 158, 18,22, 1998.

PHILIPS RESPIRONIC. BiPAP autoSV with Encore Pro SmartCard. Central Sleep Apnea, 2012. Disponível em: <http://www.healthcare.philips.com/au_en/homehealth/respiratory_care/bipapautosv/default.wpd>. Acesso em: 23 sep. 2012.

BIXLER, E.O. et al. Prevalence of sleep-disordered breathing in women: effects of gender. *Am J Respir Crit Care Med*. 163(3 Pt 1):608-613, Mar 2001.

BLOCK, A.J. et al. Sleep apnea, hypopnea and oxygen desaturation in normal subjects. *N Eng J Med*, 300:513-517, 1979.

BOUDEWYNS, A. et al. Abbreviated method for assessing upper airway function in obstructive sleep apnea. *Chest*, 118 (4): 1031-1041, 2000.

BRADLEY, T. D. Right and left ventricular functional impairment and sleep apnea. *Clin Chest Med*, 13:459-479, 1992.

BUSHA, B. F.; STROBEL, R. J.; ENGLAND, S. J. The length-force relationship of the human genioglossus in patients with obstructive sleep apnea: *Respir Physiol Neurobiol*, 130, 161-168, 2002.

- CAPOTE, F. et al. Manifestaciones clínicas del SAHS. Métodos diagnósticos. Síndrome de resistencia aumentada de la vía aérea superior. Arch Bronconeumol, 38 (Supl 3): 21-7, 2002.
- CHINER E. et al. Nocturnal oximetry for the diagnosis of the sleep apnoea hypopnoea síndrome: a method to reduce the number of polysomnographies Thorax, 54: 968-71, 1999.
- CIFTCI, B.; GUVEN, S.F. Polissonografía com parte da noite e Polissonografía de toda a noite. Arch Bronconeumol, 44: 3-7, 2008.
- CISTULLI, P.A. Craniofacial abnormalities in obstructive sleep apnoea: implications for treatment. Respirology. 1:167-174, 1996.
- COLLOP, N. A. et al. Portable Monitoring Task Force of the American Academy of Sleep Medicine. Clinical guidelines for the use of unattended portable monitors in the diagnosis of obstructive sleep apnea in adult patients. J Clin Sleep Med, 3: 737-47, 2007.
- CORDERO, J. et al. Obstructive sleep apnea syndrome (SAS) and traffic accidents, A case-control study. Eur Respir J, 10(Suppl 25):227, 1997.
- CRAWFORD, A. B.; WHEATLEY, J. R. Effects of a synthetic lung surfactant on pharyngeal patency in awake human subjects. J Appl Physiol, 82:78-85, 1997.
- DAVI', M. V. et al. Sleep apnoea syndrome is highly prevalent in acromegaly and only partially reversible after biochemical control of the disease. Eur J Endocrinol. 159:533-540, 2008.
- DURÁN, J. et al. Obstructive sleep apnoea-hypopnoea in the elderly. A population-based study in the general population aged 71-100. European Respiratory J: 16 (supl 31):167S. Annual Meeting of ERS. Madrid, 2000.
- DURÁN, J. et al. Obstructive sleep apnea-hypopnea and related clinical features in a population-based sample of subjects aged 30 to 70 years: Am J Respir Crit Care Med.163:685-689, 2001.
- ESTELLER, E. Anatomía de las vías aéreas superiores. Mecanismos de producción del SAHS. Vigilia Sueño, 7: 32-24, 1995.
- FERNÁNDEZ, S.A. et al. Alteraciones de la ventilación alveolar: Síndrome de apnea del sueño; Tratado de Medicina Interna. Madrid: Editorial Médica Panamericana, 607-614, 1994.
- FLEMONS, W.W. et al. Likelihood ratios for a sleep apnea clinical prediction rule. Am J Respir Crit Care Med, 150(5 Pt 1):1279-1285, 1994.
- FLEURY, B. Pharyngeal musculature and obstructive sleep apnea syndromes; Rev Mal Respir, 17 (Suppl 3) :S15-20, 2000.

- FOGEL, R.B. et al. Genioglossal activation in patients with obstructive sleep apnea versus control subjects: Mechanisms of muscle control. *Am J Respir Crit Care Med*,164 (11): 2025-2030, 2001.
- GES. GRUPO ESPAÑOL DE SUEÑO. Documento del consenso nacional sobre el Síndrome de Apneas-Hipopneas del Sueño (SAHS). Definición y concepto, fisiopatología, clínica y exploración del SAHS. *Arch Bronconeumol*, 41 (Supl 4): 12-29, 2005.
- GOULD, G. A. et al. The sleep hypopnea syndrome. *Am Rev Respir Dis.*, 137:895-898, 1988.
- GOLDBERGER, A. L. et al. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals. *Circulation* 101 (23):e215-e220, 2000.
- GOMEZ, L. E.; MIOSSO, C. J.; GARCIA, E .V. Detecção de apneias através do processamento automático do fluxo de ar. XXIII Congresso Brasileiro em Engenharia Biomédica (CBEB)., Artigo publicado em CD ROM, registro N° R0550-1, ISSN-21793220 , p.5. Brasil outubro 1 a 5, 2012.
- GUILLEMINAULT, C.; TILKIAN, A.; DEMENT, W.C. The sleep apnea syndromes. *Annu Rev Med.* 27, 465- 485, 1976.
- HAN, J. et al. Detection of apneic events from single channel nasal airflow using 2nd derivative method. *Computer, Methods and Programs in Biomedicine.* 91:199-207. 2008.
- HANLY P. et al. Ventricular function in snorers and patients with obstructive sleep apnea. *Chest*, 102:100-105, 1992.
- HE, J. et al. Mortality and apnea index in obstructive sleep apnea. *Chest*, 94:9-14, 1988.
- HEINZER, R.C. et al. Lung volume and continuous positive airway pressure requirements in obstructive sleep apnea. *Am J Respir Crit Care Med*,172:114-117, 2005.
- HERMANN, D.M.; BASSETTI, C.L. Sleep-disordered breathing and stroke. *Curr Opin Neurol*, 16: 87-90, 2003.
- HORRNER, R.L. The Neuropharmacology of upper airway motor control in the awake and asleep states: implications for obstructive sleep apnoea. *Respir Res*, 2 (5): 286-294, 2001.
- HUI, D. S. et al. The effects of nasal continuous positive airway pressure on platelet activation in obstructive sleep apnea syndrome. *Chest*, 125:1768 - 1775, 2004.
- INSTITUTO DEL SUEÑO. Estudio polisomnográfico, 2011. Disponível em: <<http://www.institutodelsueno.cl/servicios/>>. Acesso em: 1 Nov.2012.

- ISONO, S. et al. Anatomy of the pharynx in patients with obstructive sleep apnea and in normal subjects. *J Appl Physiol.*, 82:1319-1326, 1997.
- KAPOR, V. K. Et al. Association of hypothyroidism and obstructive sleep apnea. *Am J Respir Crit Care Med*, 158(5 Pt1):1379-1383, 1998.
- KINGMAN, P.; STROHL, M.D. Sleep-disordered breathing in adults: (Definitions). October 1, 2008.
- KURTZ, D.; KRIEGER, J. Les arrêts respiratoires au cours du sommeil: Faits et hypotheses, *Rev Neurol.* 134:11-22, 1978.
- KRIPKE, D.F. Et al. Prevalence of sleep-disordered breathing in ages 40-64 years: a population-based survey. *Sleep*, 20:65-76, 1997.
- LAVIE, P. et al. Mortality in sleep apnoea patients; multivariate analysis of risk factors. *Sleep*. 18:149-157, 1995.
- LEIVA, R I. Síndrome de apnea obstructiva del sueño. *Boletín Escuela de Medicina. Pontificia Universidad Católica de Chile.*; 26: 177-181, 1997.
- LEWIS, K. Clinical presentation and diagnosis of obstructive sleep apnea-hypopnea in adults. Uptodate, octubre 1, 2008.
- LINDBERG, E. et al. Role of snoring and daytime sleepiness in occupational accidents. *Am J Respir Crit Care Med*, 164:2031-2035, 2001.
- LIN, L. Overview of agreement statistics for medical devices. *Journal of Biopharmaceutical Statistics*, 18:126–144,2008.
- MAGALANG, U. J. et al. Prediction of the apneahypopnea index from overnight pulse oximetry. *Chest*, 124: 1694-701, 2003.
- MASA, J.F. et al. Diagnostic access for sleep apnea in Spain: *Am J Respir Crit Care Med*, 170:195, 2004.
- MARSHALL, N.S. et al. Sleep apnea as an independent risk factor for all-cause mortality: the Busselton Health Study. *Sleep*. 31(8):1079-85, Aug 1, 2008.
- MASIMO. Closer to de Heart, 2011. Disponível em: <<http://www.masimo.com/rainbow/about.htm>>. Acesso em: 13 Abr. 2012.
- MCNICHOLAS, W.T. Implications of pathophysiology for management of the obstructive sleep apnoea syndrome. *Monaldi Arch Chest Dis*, 53:5, 524-529, 1998.
- MCNICHOLAS, W.T. Diagnosis of obstructive sleep apnea in adults. *Proc Am Thorac Soc*; 5 (2): 154-60, 2008.

MEZZANOTTE, W.S.; TANGEL, J.; WHITE, P. Waking genioglossal electromyogram in sleep apnea patients versus normal controls (a neuromuscular compensatory mechanism). *J Clin Invest*, 89:1571-1579, 1992.

MIC. Clínica Médica de Implantologia, Estudo Poligráfico Domiciliário: Poligrafia Respiratória-APNEALINK, 2012. Disponível em: <<http://www.clinicaimplantologia.pt/diagnostico.php>>. Acesso em: 22 Out. 2012.

MONTSERRAT, J. M. et al. Tratamiento de síndrome de las apneas-hipopneas durante el sueño; *Arch Bronconeumol*. 34:204-206,1998.

MORGAN, B. J. et al. Neurocirculatory consequences of abrupt change in sleep state in humans. *J Appl Physiol*, 80:1627-1636, 1996.

NAKANO, H. et al. Automatic detection of sleep-disordered breathing from a single-channel airflow record. 2007.

NANCY A. et al. Obstructive Sleep apnea Devices for Out-Of-Center (OOC), testing: technology Evaluation. Emory Sleep Center, Atlanta, GA; The American Academy of Sleep Medicine, Darien, IL. DOI: 10.5664/JCSM.132, 2011.

NARKIEWICZ, K. et al. Altered cardiovascular variability in obstructive sleep apnea. *Circulation*, 98:1071-1077, 1998.

NIETO, F.K. et al. Association of sleep-disordered breathing, sleep apnea, and hypertension in a large community-based study: JAMA, 283:1829-1836, 2000.

NETZER, N. et al. Overnight pulse oximetry for sleep-disordered breathing in adults: a review. *Chest*, 120: 625-33, 2001.

NEWMAN, A.B. et al. Relation of sleep-disordered breathing to cardiovascular risk factors. The Sleep Heart Health Study: *Am J Epidemiol*,154:50-59, 2001.

O'CONNOR, G.T. et al. Sleep Heart Health Study Investigators Variation in symptoms of sleep-disordered breathing with race and ethnicity. *Revista de Posgrado de I-20 a VI a Cátedra de Medicina*. N° 180 – Abril 2008.

PACK, A. Advances in Sleep – disordered Breathing: *Am J, Respir Crit Care Med*.173:7-15, 2006.

PALLA, A. et al. Sleep apnea in morbidly obese patients: prevalence and clinical predictivity; *Respiration*, 78:134-40, 2009.

PARRA, O. et al. Time course of sleep-related breathing disorders in first-ever stroke or transient ischemic attack.: *Am J Respir Crit Care Med*, 161:375-380, 2000.

PEPPARD, P.E. et al. Prospective study of the association between sleep disordered breathing and hypertension. *New Eng J Med*: 342:1378-1384, 2000.

PÉREZ, P. R. Síndrome de apnea obstructiva durante el sueño: fisiopatología y datos epidemiológicos. *Trastornos del dormir*. México: McGraw-Hill; 259-271, 2000.

PENZEL T. et al. Systematic comparison of different algorithms for apnoea detection based on electrocardiogram recordings; *Medical & Biological Engineering & Computing* 40:402-407, 2002. Disponível em: <http://www.physionet.org/cgi-bin/atm/ATM>. Acesso fevereiro 2011.

PHILLIPSON, E.A. Sleep apnea: A mayor public health problem. *New Eng J Med*; 328:1271-1273, 1993.

RANDERATH, W. J. et al. Tongue-muscle training by intraoral electrical neurostimulation in patients with obstructive sleep apnea: *Sleep*. 15; 27(2):254-259. Mar, 2004.

RATHNAYAKE, S. I. et al. Nonlinear Features for Single-Channel Diagnosis of Sleep-Disordered Breathing Diseases. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 57 (8): 1973-1981. 2010.

RDI PRESS. Red de Innovación (definiciones), 2012. Disponível em: <http://www.rdiexpress.com/26/09/2012/la-cirurgia-ortognatica-en-la-apnea-del-sueno-reduce-el-riesgo-de-accidentes/>. Acesso em: 17 Maio. 2012.

RECHTSCHAFFEN, A.; KALES, A. A manual of standarized terminology, techniques and scoring system for sleep stages of human subjects. *Brain information services/ Brain research Institute*. University of California, 1968.

R DEVELOPMENT CORE FOR STATISTICAL COMPUTING. R. A Language and Environment for Statistical Computing. R Foundation. Vienna, Austria, 2012.

RESPIRASAUDE. Vias aéreas superiores, 2012. Disponível em: <http://www.respirasaude.com/index.aspx?Area=infeccoes&ID=HVI535Q3lJlv9CWsKbvWCw==>>. Acesso em: 28 jun. 2012.

ROBINSON, G.V. et al. Circulating cardiovascular risk factors in obstructive sleep apnoea: data from randomized controlled trials. *Thorax*, 59:777-782, 2004.

ROSENTHAL, L. Sleep apnea: *Rakel & Bope, Conn's Current Therapy*. 60 th ed. Saunders, 2008.

ROWLEY, J. M. "Obstructive Sleep Apnea-Hypopnea Syndrome". *Medicine*. Nov, 2006.

RYAN, S.; TAYLOR, C.T.; MCNICHOLAS, W.T. Selective activation of inflammatory pathways by intermittent hypoxia in obstructive sleep apnea syndrome; *Circulation*, 112:2660-2667, 2005.

- SAKURAI, S. et al. Alcohol consumption before sleep is associated with severity of sleep-disordered breathing among professional Japanese truck drivers. *Alcohol Clin Exp Res*, 31:2053-2058, 2007.
- SERIES, F. Physiopathology of sleep respiratory obstruction anomalies. *Experimental methods and practical applications. Rev Mal Respir*, 17 Suppl 3: S21-S30, 2000.
- SHAMSUZZAMAN, A. S. et al. Protein C-reactive in patients with obstructive sleep apnea; *Circulation*, 105:2462-2464, 2002.
- SHAMSUZZAMAN, A. S.; GERSH, B. J.; SOMERS, V. K. Obstructive sleep apnea: implications for cardiac and vascular disease. *Jama*, 290:1906-1914, 2003.
- SHARABI, Y. et al. Diastolic blood pressure is the first to rise in association with early subclinical obstructive sleep apnea: Lessons from periodic examination screening. *Am J Hypertens*. 16 :236-9, Mar, 2003.
- SHIOMI, T. et al. Leftward shift of the interventricular septum and pulsus paradoxus in obstructive sleep apnea syndrome. *Chest*, 100:894-902, 1991.
- SHIPLEY, J. E. et al. Sleep architecture and sleep apnoea in patients with Cushing's disease. *Sleep*, 15:514-518, 1992.
- SIGURDSON, K. et al. The public health and safety consequences of sleep disorders: *Can J Physiol Pharmacol*. 85(1):179-83, Jan, 2007.
- STEENS, R. D, et al. Effects of zolpidem and triazolam on sleep and respiration in mild to moderate chronic obstructive pulmonary disease. *Sleep*, 16:318-326, 1993.
- STEINER, S. et al. Altered blood rheology in obstructive sleep apnea as a mediator of cardiovascular risk. *Cardiology*, 104:92-96, 2005.
- STOOHS, R.; GUILLEMINAULT, C. Cardiovascular changes associated with obstructive sleep apnea syndrome. *J Appl Physiol*, 72:583-589, 1992.
- STROHL, M.D. Overview of obstructive sleep apnea hypopnea in adults. *Uptodate*. Octubre 1, 2008.
- TAUMAN, R. et al. Plasma C reactive protein levels among children with sleep disordered breathing. *Pediatrics*, 113:e564-e569, 2004.
- TERÁN S. J. et al. The association between sleep apnea and the risk of traffic accidents. *N Engl J Med*, 340:847-851, 1999.
- TORRE, B. L. et al. Riesgo cardiovascular en adultos con síndrome de apnea obstructiva del sueño. A 25 años de los primeros estudios de asociación. *Gac Méd Mexico*, 144:323-332, 2008.

- VERSE, T. Submental transcutaneous electrical stimulation for obstructive sleep apnea, 51(12):966-70, Jun 18, 2003.
- VIROLAINEN, J. Effect of negative intrathoracic pressure on left ventricular pressure dynamics and relaxation. J Appl Physiol, 79:455-460, 1995.
- VON, K. R. et al. Short term isocapnic hypoxia and coagulation activation in patients with sleep apnea. Clin Hemorheol Microcirc, 33:369-377, 2005.
- WEST, S. D.; NICOLL, D.J.; STRADLING, J. R. Prevalence of obstructive sleep apnoea in men with type 2 diabetes. Thorax, 61:945-050, 2006.
- WOODSON, B.T.; FRANCO, R. Physiology of sleep disordered breathing: Otolaryngol Clin North Am, 40:691-711, 2007.
- WOLK, R.; SOMERS, V.K. Cardiovascular consequences of obstructive sleep apnea. Clin Chest Med.;24:195-205, 2003.
- YAGGI, H.; MOHSENIN, V. Sleep-disordered breathing and stroke. Clin Chest Med, 24: 223-37, 2003.
- YOUNG, T.; PALTA, M.; DEMPSEY, J. The occurrence of Sleep disorders breathing among middle aged adults: N Engl J Med, 328:1230-1236, 1993.
- ZAKHAMA, L. et al. Cardiovascular complications of sleep apnea syndromes, Tunis Med., 80(12):775-80, Dec, 2002.

ANEXOS

ANEXO 1: ALGORTIMOS

1.1 Classifica_apneia_especificando_tipo_comparação_janela

```
function episodios_apneia =  
classifica_apneia_especificando_tipo_comparação_janela(fluxo,  
tipo_relação_janela_referencia, largura_janela_fluxo_minima_amstras,  
numero_minimo_amstras_entre_episodios, segmento_referencia,  
percentagem_minima_apneia);  
  
% tipo_relacao_janela_referencia: especifica como é feita a comparacao  
% entre o nível do fluxo respiratório na janela e no segmento de  
% referencia, para determinacao de possíveis episódios de apneia. Há 4  
% possibilidades:  
%  
% * raiz quadrada da relacao entre as energias divididas pelos  
% comprimentos: tipo_relacao_janela_referencia = 1;  
%  
% * raiz quadrada da relacao entre as energias sem dividir pelos  
% comprimentos: tipo_relacao_janela_referencia = 2;  
%  
% * relacao entre as energias divididas pelos  
% comprimentos: tipo_relacao_janela_referencia = 3;  
%  
% * relacao entre as energias sem dividir pelos  
% comprimentos: tipo_relacao_janela_referencia = 4;  
if(nargin < 2 | length(tipo_relacao_janela_referencia)==0)  
    tipo_relacao_janela_referencia = 1;  
end  
% Percentagem padrão para que se considere apnéia  
if(nargin < 6 | length(percentagem_minima_apneia)==0)  
    percentagem_minima_apneia = 10;  
end  
  
% Determinação do segmento de referência, caso não tenha sido fornecido  
if (nargin < 5 | length(segmento_referencia)==0)  
    janelas_baixa_amplitude =  
classifica_apneia_especificando_tipo_comparacao_janela(fluxo,  
tipo_relacao_janela_referencia, largura_janela_fluxo_minima_amstras,  
numero_minimo_amstras_entre_episodios, fluxo, 20);  
    n = 0;  
    for(k = 1:size(janelas_baixa_amplitude, 1))  
        n = [n n(end) + 1:janelas_baixa_amplitude(k, 1) - 1];  
        if(k < size(janelas_baixa_amplitude, 1))  
            n = [n janelas_baixa_amplitude(k, 2) + 1 :  
janelas_baixa_amplitude(k + 1, 1) - 1];  
        else  
            n = [n janelas_baixa_amplitude(k, 2) + 1 : length(fluxo)];  
        end  
    end  
    n = n(2:end);  
    n = unique(n);  
    if(length(n) < 0.1 * length(fluxo))  
        n = 1:length(fluxo);  
    end  
    segmento_referencia = fluxo(n);
```

```

end

posicao_inicial_janela_fluxo = 1;
posicao_final_janela_fluxo = largura_janela_fluxo_minima_amostras;

episodios_apneia = [];
window_type = @rectwin;

while(posicao_final_janela_fluxo <= length(fluxo))
    janela_fluxo = fluxo(posicao_inicial_janela_fluxo:
posicao_final_janela_fluxo);
    a = relacao_percentual_fluxos_janela_referencia(janela_fluxo,
segmento_referencia, tipo_relacao_janela_referencia);
    if(a > percentagem_minima_apneia) % amplitude superior a 10% do
normal: Não há apneia
        posicao_inicial_janela_fluxo = posicao_inicial_janela_fluxo + 1;
        posicao_final_janela_fluxo = posicao_inicial_janela_fluxo +
largura_janela_fluxo_minima_amostras - 1;
    else
        while(a <= percentagem_minima_apneia & posicao_final_janela_fluxo
< length(fluxo)) % amplitude não-superior a 10% do normal: há apneia
            posicao_final_janela_fluxo = posicao_final_janela_fluxo + 1;
            janela_fluxo = fluxo(posicao_inicial_janela_fluxo:
posicao_final_janela_fluxo);
            a = relacao_percentual_fluxos_janela_referencia(janela_fluxo,
segmento_referencia, tipo_relacao_janela_referencia);
        end
        episodios_apneia = [episodios_apneia;
posicao_inicial_janela_fluxo posicao_final_janela_fluxo];
        posicao_inicial_janela_fluxo = posicao_final_janela_fluxo + 1;
        posicao_final_janela_fluxo = posicao_inicial_janela_fluxo +
largura_janela_fluxo_minima_amostras - 1;
    end
end

juntar_episodios = 1;
while(juntar_episodios)
    juntar_episodios = 0;
    e = [];
    k = 2;
    while(k <= size(episodios_apneia, 1))
        if(episodios_apneia(k, 1) - episodios_apneia(k-1, 2) <
numero_minimo_amostras_entre_episodios)
            e = [e; episodios_apneia(k-1, 1) episodios_apneia(k, 2)];
            juntar_episodios = 1;
        else
            e = [e; episodios_apneia(k - 1, :); episodios_apneia(k, :)];
        end
        k = k + 2;
    end
    if(size(e, 1) > 0 & episodios_apneia(end, 2) > e(end, 2))
        if(episodios_apneia(end, 1) - e(end, 2) <
numero_minimo_amostras_entre_episodios)
            e(end, 2) = episodios_apneia(end, 2);
            juntar_episodios = 1;
        else
            e = [e; episodios_apneia(end, :)];
        end
    end
end

```

```

        if(size(e, 1) == 0)
            e = episodios_apneia;
        end
    end
    episodios_apneia = e;
end

function a = relacao_percentual_fluxos_janela_referencia(janela_fluxo,
segmento_referencia, tipo_relacao_janela_referencia);
x = janela_fluxo - mean(janela_fluxo);
y = segmento_referencia - mean(segmento_referencia);
Ly = length(y);
Lx = length(x);
%Ly = length(segmento_referencia);
%Lx = length(janela_fluxo);
%a = 100 * norm(janela_fluxo-
mean(janela_fluxo))/norm(segmento_referencia-
mean(segmento_referencia))*sqrt(length(segmento_referencia)/length(janela
_fluxo));
switch tipo_relacao_janela_referencia
    case 1
        a = 100 * norm(x)/norm(y)*sqrt(Ly/Lx);% raiz da relacao entre
amplitude(normalizadas pelos comprimentos)
    case 2
        a = 100 * norm(x)/norm(y);% raiz da relacao entre amplitude
(sem normalizar pelos comprimentos)
    case 3
        a = 100 * (norm(x)/norm(y))^2*(Ly/Lx);% relacao entre
energias (dividindo pelos comprimentos)
    case 4
        a = 100 * (norm(x)/norm(y))^2;% relacao entre energias (sem
dividir pelos comprimentos)
    otherwise
        a = 100 * norm(x)/norm(y)*sqrt(Ly/Lx);% raiz da relacao entre
energias (normalizadas pelos comprimentos)
end
end

```

1.2 Teste_diferentes_configuracoes_apneia.

```

% Testes de detecção de episódios de apneia usando diferentes
configurações:
%A) amplitude, normalização por comprimento, 1 varredura.
%B) amplitude, sem normalização por comprimento, 1 varredura.
%C) amplitude, normalização por comprimento, 2 varreduras.
%D) amplitude, sem normalização por comprimento, 2 varreduras.
%E) energia, normalização por comprimento, 1 varredura.
%F) energia, sem normalização por comprimento, 1 varredura.
%G) energia, normalização por comprimento, 2 varreduras.
%H) energia, sem normalização por comprimento, 2 varreduras.

clear all; close all; clc

M = csvread('SENAL_2/c_c_173.csv', 2, 0);
fluxo = M(:, 4);
%spo2 = M(:, 5);
fs = 100; % taxa de amostragem em Hz.

```

```

%fs = 100; % taxa de amostragem em Hz.
Duração_janela_fluxo_minima_segundos = 10;
largura_janela_fluxo_minima_amostras =
duração_janela_fluxo_minima_segundos* fs;
numero_minimo_amostras_entre_episodios = 2 * fs; % no mínimo 3 s entre
episódios

%episodios_apneia = classifica_apneia(fluxo,
largura_janela_fluxo_minima_amostras,
numero_minimo_amostras_entre_episodios);
%episodios_apneia = classifica_apneia(fluxo,
largura_janela_fluxo_minima_amostras,
numero_minimo_amostras_entre_episodios, fluxo(1:800));
segmento_referencia = fluxo(1:800);

% 1) Usando raiz da relacao entre energias normalizadas pelos
% comprimentos, com uma só varredura
tipo_relacao_janela_referencia = 1;
episodios_apneia =
classifica_apneia_especificando_tipo_comparacao_janela(fluxo,
tipo_relacao_janela_referencia, largura_janela_fluxo_minima_amostras,
numero_minimo_amostras_entre_episodios, segmento_referencia, []);
figure;
subplot(2,1,1)
desenha_janelas_episodios(fluxo, [], fs)
xlabel('tempo (segundos)')
ylabel('fluxo respiratório')
subplot(2,1,2)
desenha_janelas_episodios(fluxo, episodios_apneia, fs)
xlabel('tempo (segundos)')
ylabel('fluxo respiratório')
title('Usando raiz da relacao entre amplitude normalizadas pelos
comprimentos, com uma só varredura2')
pause;

% 2) Usando raiz da relacao entre energias sem dividir pelos
% comprimentos, com uma só varredura
tipo_relacao_janela_referencia = 2;
episodios_apneia =
classifica_apneia_especificando_tipo_comparacao_janela(fluxo,
tipo_relacao_janela_referencia, largura_janela_fluxo_minima_amostras,
numero_minimo_amostras_entre_episodios, segmento_referencia, []);
figure;
subplot(2,1,1)
desenha_janelas_episodios(fluxo, [], fs)
xlabel('tempo (segundos)')
ylabel('fluxo respiratório')
subplot(2,1,2)
desenha_janelas_episodios(fluxo, episodios_apneia, fs)
xlabel('tempo (segundos)')
ylabel('fluxo respiratório')
title('Usando raiz da relacao entre amplitude sem dividir pelos
comprimentos, com uma só varredura')
pause;

% 3) Usando raiz da relacao entre energias normalizadas pelos
% comprimentos, com duas varreduras
tipo_relacao_janela_referencia = 1;

```

```

episodios_apneia =
classifica_apneia_especificando_tipo_comparacao_janela(fluxo,
tipo_relacao_janela_referencia, largura_janela_fluxo_minima_amstras,
numero_minimo_amstras_entre_episodios, [], []);
figure;
subplot(2,1,1)
desenha_janelas_episodios(fluxo, [], fs)
xlabel('tempo (segundos)')
ylabel('fluxo respiratório')
subplot(2,1,2)
desenha_janelas_episodios(fluxo, episodios_apneia, fs)
xlabel('tempo (segundos)')
ylabel('fluxo respiratório')
title('Usando raiz da relacao entre amplitude normalizadas pelos
comprimentos, com duas varreduras')
pause;

% 4) Usando raiz da relacao entre energias sem dividir pelos
% comprimentos, com duas varreduras
tipo_relacao_janela_referencia = 2;
episodios_apneia =
classifica_apneia_especificando_tipo_comparacao_janela(fluxo,
tipo_relacao_janela_referencia, largura_janela_fluxo_minima_amstras,
numero_minimo_amstras_entre_episodios, [], []);
figure;
subplot(2,1,1)
desenha_janelas_episodios(fluxo, [], fs)
xlabel('tempo (segundos)')
ylabel('fluxo respiratório')
subplot(2,1,2)
desenha_janelas_episodios(fluxo, episodios_apneia, fs)
xlabel('tempo (segundos)')
ylabel('fluxo respiratório')
title('Usando raiz da relacao entre amplitude sem dividir pelos
comprimentos, com duas varreduras')
pause;

% 5) Usando relacao entre energias normalizadas pelos
% comprimentos, com uma só varredura
tipo_relacao_janela_referencia = 3;
episodios_apneia =
classifica_apneia_especificando_tipo_comparacao_janela(fluxo,
tipo_relacao_janela_referencia, largura_janela_fluxo_minima_amstras,
numero_minimo_amstras_entre_episodios, segmento_referencia, 1);
figure;
subplot(2,1,1)
desenha_janelas_episodios(fluxo, [], fs)
xlabel('tempo (segundos)')
ylabel('fluxo respiratório')
subplot(2,1,2)
desenha_janelas_episodios(fluxo, episodios_apneia, fs)
xlabel('tempo (segundos)')
ylabel('fluxo respiratório')
title('Usando relacao entre energias normalizadas pelos comprimentos, com
uma varredura')
pause;

% 6) Usando relacao entre energias sem dividir pelos

```

```

% comprimentos, com uma só varredura
tipo_relacao_janela_referencia = 4;
episodios_apneia =
classifica_apneia_especificando_tipo_comparacao_janela(fluxo,
tipo_relacao_janela_referencia, largura_janela_fluxo_minima_amstras,
numero_minimo_amstras_entre_episodios, segmento_referencia, 1);
figure;
subplot(2,1,1)
desenha_janelas_episodios(fluxo, [], fs)
xlabel('tempo (segundos)')
ylabel('fluxo respiratório')
subplot(2,1,2)
desenha_janelas_episodios(fluxo, episodios_apneia, fs)
xlabel('tempo (segundos)')
ylabel('fluxo respiratório')
title('Usando relacao entre energias sem dividir pelos comprimentos, com
uma varredura')
pause;

% 7) Usando relacao entre energias normalizadas pelos
% comprimentos, com duas varreduras
tipo_relacao_janela_referencia = 3;
episodios_apneia =
classifica_apneia_especificando_tipo_comparacao_janela(fluxo,
tipo_relacao_janela_referencia, largura_janela_fluxo_minima_amstras,
numero_minimo_amstras_entre_episodios, [], 1);
figure;
subplot(2,1,1)
desenha_janelas_episodios(fluxo, [], fs)
xlabel('tempo (segundos)')
ylabel('fluxo respiratório')
subplot(2,1,2)
desenha_janelas_episodios(fluxo, episodios_apneia, fs)
xlabel('tempo (segundos)')
ylabel('fluxo respiratório')
title('Usando relacao entre energias normalizadas pelos comprimentos, com
duas varreduras')
pause;

% 8) Usando relacao entre energias sem dividir pelos
% comprimentos, com duas varreduras
tipo_relacao_janela_referencia = 4;
episodios_apneia =
classifica_apneia_especificando_tipo_comparacao_janela(fluxo,
tipo_relacao_janela_referencia, largura_janela_fluxo_minima_amstras,
numero_minimo_amstras_entre_episodios, [], 1);
figure;
subplot(2,1,1)
desenha_janelas_episodios(fluxo, [], fs)
xlabel('tempo (segundos)')
ylabel('fluxo respiratório')
subplot(2,1,2)
desenha_janelas_episodios(fluxo, episodios_apneia, fs)
xlabel('tempo (segundos)')
ylabel('fluxo respiratório')
title('Usando relacao entre energias sem dividir pelos comprimentos, com
duas varreduras')
pause;

```

2 Classifica_hipopneia1

```
function [episodios_hipopneia1, episodios_queda_spo2] =
classifica_hipopneia1(fluxo, largura_janela_fluxo_minima_amostras,
numero_minimo_amostras_entre_episodios, sinal_referencia, spo2,
referencia_spo2, largura_janela_spo2_minima_amostras);

if(nargin < 7 | length(largura_janela_spo2_minima_amostras) == 0)
    largura_janela_spo2_minima_amostras =
largura_janela_fluxo_minima_amostras;
end

if(nargin < 6 | length(referencia_spo2) == 0)
    referencia_spo2 = mean(spo2);
end

if(nargin < 4 | length(sinal_referencia) == 0)
    sinal_referencia = fluxo;
end

posicao_inicial_janela_fluxo = 1;
posicao_final_janela_fluxo = largura_janela_fluxo_minima_amostras;

episodios_hipopneia1 = [];
window_type = @rectwin;
percentagem_minima_hipopneia1 = 30;

while(posicao_final_janela_fluxo <= length(fluxo))

    janela_fluxo = fluxo(posicao_inicial_janela_fluxo:
posicao_final_janela_fluxo);

    a = 100 * norm(janela_fluxo-
mean(janela_fluxo))/norm(sinal_referencia-
mean(sinal_referencia));%*sqrt(length(sinal_referencia)/length(janela_flu
xo));
    if(a > percentagem_minima_hipopneia1) % amplitude superior a 30% do
normal: Não háhipopneia1
        posicao_inicial_janela_fluxo = posicao_inicial_janela_fluxo + 1;
        posicao_final_janela_fluxo = posicao_inicial_janela_fluxo +
largura_janela_fluxo_minima_amostras - 1;
    else
        while(a <= percentagem_minima_hipopneia1 &
posicao_final_janela_fluxo < length(fluxo)) % amplitude não-superior a
30% do normal: háhipopneia1
            posicao_final_janela_fluxo = posicao_final_janela_fluxo + 1;

            janela_fluxo = fluxo(posicao_inicial_janela_fluxo:
posicao_final_janela_fluxo);

            a = 100 * norm(janela_fluxo-
mean(janela_fluxo))/norm(sinal_referencia-
mean(sinal_referencia));%*sqrt(length(sinal_referencia)/length(janela_flu
xo));
        end
        episodios_hipopneia1 = [episodios_hipopneia1;
posicao_inicial_janela_fluxo posicao_final_janela_fluxo];
        posicao_inicial_janela_fluxo = posicao_final_janela_fluxo + 1;
    end
end
```

```

        posicao_final_janela_fluxo = posicao_inicial_janela_fluxo +
largura_janela_fluxo_minima_amostras - 1;
    end
end

juntar_episodios = 1;
while(juntar_episodios)
    juntar_episodios = 0;
    e = [];
    k = 2;
    while(k <= size(episodios_hipopneial, 1))
        if(episodios_hipopneial(k, 1) - episodios_hipopneial(k-1, 2) <
numero_minimo_amostras_entre_episodios)
            e = [e; episodios_hipopneial(k-1, 1) episodios_hipopneial(k,
2)];
            juntar_episodios = 1;
        else
            e = [e; episodios_hipopneial(k - 1, :);
episodios_hipopneial(k, :)];
            end
            k = k + 2;
        end
        if(size(e, 1) > 0 & episodios_hipopneial(end, 2) > e(end, 2))
            if(episodios_hipopneial(end, 1) - e(end, 2) <
numero_minimo_amostras_entre_episodios)
                e(end, 2) = episodios_hipopneial(end, 2);
                juntar_episodios = 1;
            else
                e = [e; episodios_hipopneial(end, :)];
            end
        else
            if(size(e, 1) == 0)
                e = episodios_hipopneial;
            end
        end
        episodios_hipopneial = e;
    end

posicao_inicial_janela_spo2 = 1;
posicao_final_janela_spo2 = largura_janela_spo2_minima_amostras;

episodios_queda_spo2 = [];
window_type = @rectwin;
queda_minima_spo2 = 4;

while(posicao_final_janela_spo2 <= length(spo2))
    janela_spo2 = spo2(posicao_inicial_janela_spo2:
posicao_final_janela_spo2);

    a = ( janela_spo2 <= (referencia_spo2 - queda_minima_spo2) );
    a = sum(a);
    if(a < length(janela_spo2)) % amplitude superior a 30% do normal: Não
há hipopneial
        posicao_inicial_janela_spo2 = posicao_inicial_janela_spo2 + 1;
        posicao_final_janela_spo2 = posicao_inicial_janela_spo2 +
largura_janela_spo2_minima_amostras - 1;
    else
        while(a == length(janela_spo2) & posicao_final_janela_spo2 <
length(spo2))

```

```

        posicao_final_janela_spo2 = posicao_final_janela_spo2 + 1;
        janela_spo2 = spo2(posicao_inicial_janela_spo2:
posicao_final_janela_spo2);
        a = ( janela_spo2 <= (referencia_spo2 - queda_minima_spo2) );
        a = sum(a);
    end
    episodios_queda_spo2 = [episodios_queda_spo2;
posicao_inicial_janela_spo2 posicao_final_janela_spo2];
    posicao_inicial_janela_spo2 = posicao_final_janela_spo2 + 1;
    posicao_final_janela_spo2 = posicao_inicial_janela_spo2 +
largura_janela_spo2_minima_amostras - 1;
end
end

juntar_episodios = 1;
while(juntar_episodios)
    juntar_episodios = 0;
    e = [];
    k = 2;
    while(k <= size(episodios_queda_spo2))
        if(episodios_queda_spo2(k, 1) - episodios_queda_spo2(k-1, 2) <
numero_minimo_amostras_entre_episodios)
            e = [e; episodios_queda_spo2(k-1, 1) episodios_queda_spo2(k,
2)];
            juntar_episodios = 1;
        else
            e = [e; episodios_queda_spo2(k- 1, :)];
            episodios_queda_spo2(k, :) = [];
        end
        k = k + 2;
    end
    if(size(e, 1) > 0 & episodios_queda_spo2(end, 2) > e(end, 2))
        if(episodios_queda_spo2(end, 1) - e(end, 2) <
numero_minimo_amostras_entre_episodios)
            e(end, 2) = episodios_queda_spo2(end, 2);
            juntar_episodios = 1;
        else
            e = [e; episodios_queda_spo2(end, :)];
        end
    else
        if(size(e, 1) == 0)
            e = episodios_queda_spo2;
        end
    end
    episodios_queda_spo2 = e;
end

% if(size(episodios_queda_spo2, 1) == 0)
%     episodios_hipopneia1 = [];
% end

```

2.1 Teste_classificacao_hipopneia1

```
clear all; close all; clc
```

```
for(k = 185:189)
M = csvread(['SENAL_2/c_c_' num2str(k) '.csv'], 2, 0);
```

```

fluxo = M(:, 4);
spo2 = M(:, 5);
fs = 100; % taxa de amostragem em Hz.
duracao_janela_fluxo_minima_segundos = 10;
largura_janela_fluxo_minima_amostras =
duracao_janela_fluxo_minima_segundos* fs;
numero_minimo_amostras_entre_episodios = 2 * fs; % no mínimo 3 s entre
episódios
duracao_janela_spo2_minima_segundos = 10;
largura_janela_spo2_minima_amostras = duracao_janela_spo2_minima_segundos
* fs;

[episodios_hipopneia1, episodios_queda_spo2] =
classifica_hipopneia1(fluxo, largura_janela_fluxo_minima_amostras,
numero_minimo_amostras_entre_episodios, fluxo, spo2, [],
largura_janela_spo2_minima_amostras);

figure;
subplot(3,1,1)
desenha_janelas_episodios(fluxo, episodios_hipopneia1, fs)
xlabel('tempo (segundos)')
ylabel('fluxo com janelas de queda')

subplot(3,1,3)
desenha_janelas_episodios(spo2, episodios_queda_spo2, fs)
xlabel('tempo (segundos)')
ylabel('SPO_2 com hipopneia')

e = episodios_hipopneia1;
if(size(episodios_queda_spo2, 1) == 0)
    e = [];
end

subplot(3,1,2)
desenha_janelas_episodios(fluxo, e, fs)
xlabel('tempo (segundos)')
ylabel('fluxo com hipopneia')

% subplot(4,1,4)
% desenha_janelas_episodios(spo2, episodios_queda_spo2, fs)
% xlabel('tempo (segundos)')
% ylabel('saturacao O2')

end

```

ANEXO 2: ALGORITMO DO CÁLCULO DO IAH

1. Índice_apneia

```
function [i, numero_total_episodios_apneia, duracao_total_segundos, D] =
indice_apneia(pasta_sinais, mostrar_figuras);

if ( nargin < 2)
    mostrar_figuras = 0;
end

D = dir([pasta_sinais '/*.csv']);
fs = 100; % taxa de amostragem em Hz.
duracao_janela_fluxo_minima_segundos = 10;
largura_janela_fluxo_minima_amostras =
duracao_janela_fluxo_minima_segundos* fs;
numero_minimo_amostras_entre_episodios = 2 * fs; % no mínimo 3 s entre
episódios

numero_total_episodios_apneia = 0;
duracao_total_segundos = 0;

close all;

for(k = 1:length(D)-1) % arquivo com numeração 0 excluído.
    %arquivo = [pasta_sinais '/' D(k).name];
    arquivo = [pasta_sinais '/c_c_c_' num2str(k) '.csv'];
    M = csvread(arquivo, 2, 0);
    fluxo = M(:, 4);
    episodios_apneia = classifica_apneia(fluxo,
largura_janela_fluxo_minima_amostras,
numero_minimo_amostras_entre_episodios);
    % Exemplo se quisermos 1 varredura, raiz das energias sem dividir:
    %tipo_relacao_janela_referencia = 2;
    %episodios_apneia =
classifica_apneia_especificando_tipo_comparacao_janela(fluxo,
tipo_relacao_janela_referencia, largura_janela_fluxo_minima_amostras,
numero_minimo_amostras_entre_episodios, fluxo(1:800), []);
    % Exemplo se quisermos 2 varreduras, raiz das energias sem dividir:
    %tipo_relacao_janela_referencia = 2;
    %episodios_apneia =
classifica_apneia_especificando_tipo_comparacao_janela(fluxo,
tipo_relacao_janela_referencia, largura_janela_fluxo_minima_amostras,
numero_minimo_amostras_entre_episodios, [], []);

    % numero_total_episodios_apneia = numero_total_episodios_apneia +
size(episodios_apneia, 1);
    if(size(episodios_apneia, 1) > 0)
        numero_total_episodios_apneia = numero_total_episodios_apneia +
1;
    end
    duracao_total_segundos = duracao_total_segundos + length(fluxo)/fs;
    if(k==1)
```

```

        disp([num2str(k) ' sinal de ' num2str(length(D)) ' já analisado.
' num2str(size(episodios_apneia, 1)) ' episódio(s) de apneia
encontrado(s) no último sinal analisado.']);
    else
        disp([num2str(k) ' sinais de ' num2str(length(D)) ' já
analisados. ' num2str(size(episodios_apneia, 1)) ' episódio(s) de apneia
encontrado(s) no último sinal analisado.']);
    end
    if(mostrar_figuras)
        figure;
        subplot(2,1,1)
        desenha_janelas_episodios(fluxo, [], fs)
        title(arquivo)
        xlabel('tempo (segundos)')
        ylabel('fluxo respiratório')
        subplot(2,1,2)
        desenha_janelas_episodios(fluxo, episodios_apneia, fs)
        xlabel('tempo (segundos)')
        ylabel('fluxo respiratório')
        pause;
        close all
    end
end

i = numero_total_episodios_apneia/(duracao_total_segundos/3600);

```

2. Índice hipopneial

```

function [i, numero_total_episodios_hipopneial, duracao_total_segundos,
D] = indice_hipopneial(pasta_sinais, mostrar_figuras);

if (nargin < 2)
    mostrar_figuras = 0;
end

D = dir([pasta_sinais '/*.csv']);
fs = 100; % taxa de amostragem em Hz.
duracao_janela_fluxo_minima_segundos = 10;
largura_janela_fluxo_minima_amostras =
duracao_janela_fluxo_minima_segundos* fs;
numero_minimo_amostras_entre_episodios = 2 * fs; % no mínimo 3 s entre
episódios
duracao_janela_spo2_minima_segundos = 10;
largura_janela_spo2_minima_amostras = duracao_janela_spo2_minima_segundos
* fs;

numero_total_episodios_hipopneial = 0;
duracao_total_segundos = 0;

close all;

for(k = 1:length(D)-1) % arquivo com numeração 0 excluído.
    %arquivo = [pasta_sinais '/' D(k).name];
    arquivo = [pasta_sinais '/c_c_' num2str(k) '.csv'];
    M = csvread(arquivo, 2, 0);
    spo2 = M(:, 5);

```

```

    fluxo = M(:, 4);
    [episodios_hipopneial, episodios_queda_spo2] =
classifica_hipopneial(fluxo, largura_janela_fluxo_minima_amostras,
numero_minimo_amostras_entre_episodios, fluxo, spo2, [],
largura_janela_spo2_minima_amostras);
    if(size(episodios_hipopneial, 1) > 0)
        numero_total_episodios_hipopneial =
numero_total_episodios_hipopneial + 1;
    end
    duracao_total_segundos = duracao_total_segundos + length(fluxo)/fs;
    if(k==1)
        disp([num2str(k) ' sinal de ' num2str(length(D)) ' já analisado.
' num2str(size(episodios_hipopneial, 1)) ' episódio(s) de hipopneial
encontrado(s) no último sinal analisado.']);
    else
        disp([num2str(k) ' sinais de ' num2str(length(D)) ' já
analisados. ' num2str(size(episodios_hipopneial, 1)) ' episódio(s) de
hipopneial encontrado(s) no último sinal analisado.']);
    end
    if(mostrar_figuras)
        figure;
        subplot(3,1,1)
        desenha_janelas_episodios(fluxo, episodios_hipopneial, fs)
        title(arquivo);
        xlabel('tempo (segundos)')
        ylabel('fluxo com janelas de queda')
        subplot(3,1,3)
        desenha_janelas_episodios(spo2, episodios_queda_spo2, fs)
        xlabel('tempo (segundos)')
        ylabel('SPO_2 com hipopneia')
        e = episodios_hipopneial;
        if(size(episodios_queda_spo2, 1) == 0)
            e = [];
        end
        subplot(3,1,2)
        desenha_janelas_episodios(fluxo, e, fs)
        xlabel('tempo (segundos)')
        ylabel('fluxo com hipopneia')
        pause;
        close all
    end
end

i = numero_total_episodios_hipopneial/(duracao_total_segundos/3600);

```

ANEXO 3: TABELAS DE REFERÊNCIA PARA AS VARIÁVEIS CATEGÓRICAS E OS PARÂMETROS CLÍNICOS OBTIDAS MANUALMENTE PARA CADA GRAVAÇÃO .

1. Varredura única com janela fixa e janela ajustável (algoritmo amplitud e energia)

GRAVAÇÃO A01R AMPLITUDE E ENERGIA										
MINUTOS	PHYSIONET		Algoritmo varredura única com Janela fixa				Algoritmo varredura única com Janela ajustável			
	VP	VN	VP	VN	FP	FN	VP	VN	FP	FN
1		•		•				•		
2		•		•				•		
3		•		•				•		
4		•		•				•		
5		•		•				•		
6		•		•				•		
7		•		•				•		
8		•		•				•		
9		•		•				•		
10		•		•				•		
.		•		•				•		
.		•		•				•		
.	•					•				•
.	•					•				•
.	•		•				•			
.	•					•		•		
.	•		•					•		
.	•					•				•
.	•					•				•
.	•					•				•
.	•					•				•
.	•					•				•
.	•					•				•
.	•					•				•
.	•					•				•
.	•					•				•
.	•					•				•
.	•					•				•
.	•					•				•
488.	•					•		•		
8H/12m	VP	VN	VP	VN	FP	FN	VP	VN	FP	FN
TOTAL	470	18	67	18	0	403	81	18	0	389

ANOTAÇÕES		PHYSIONET		TOTAL
		COM APNEIAS	SEM APNEIAS	
Algoritmo varredura única com Janela fixa	COM APNEIAS	(VP) 67	(FP) 0	67
	SEM APNEIAS	(FN) 403	(VN) 18	421
TOTAL		470	18	488
Algoritmo varredura única com janela ajustável	COM APNEIAS	(VP) 81	(FP) 0	81
	SEM APNEIAS	(FN) 389	(VN) 18	407
TOTAL		470	18	488

CONSIDERAÇÕES	VALOR ALGORITMO		FORMULA
	Janela fixa	Janela ajustável	
VALOR PREDITIVO POSITIVO (VPP)	100 %	100 %	$VP / (VP + FP) * 100$
VALOR PREDITIVO NEGATIVO (VPN)	4,27 %	4,42 %	$VN / (VN + FN) * 100$
SENSIBILIDADE	14,25 %	17,23 %	$VP / (VP + FN) * 100$
ESPECIFICIDADE	100 %	100 %	$VN / (VN + FP) * 100$
EXATIDÃO	17,42 %	20,28 %	$((VP + VN) / TOTAL) * 100$

2. Varredura dupla com janela fixa e janela ajustável (algoritmo amplitud e energia)

GRAVAÇÃO A01R AMPLITUD E ENERGIA										
MINUTOS	PHYSIONET		Algoritmo varredura dupla Janela fixa				Algoritmo varredura dupla Janela ajustável			
	VP	VN	VP	VN	FP	FN	VP	VN	FP	FN
1		•		•				•		
2		•			•			•		
3		•			•			•		
4		•		•				•		
5		•		•				•		
6		•		•				•		
7		•		•				•		
8		•		•				•		
9		•		•				•		
10		•		•				•		
.		•		•				•		
.		•			•				•	
.	•		•							•
.	•		•				•			
.	•		•				•			
.	•		•				•			
.	•		•				•			
.	•		•				•			
.	•		•				•			
.	•		•				•			
.	•		•				•			
.	•		•				•			
.	•		•				•			
.	•		•				•			
.	•		•				•			
.	•		•				•			
.	•		•				•			
.	•		•				•			
.	•		•				•			
.	•		•				•			
.	•		•				•			
.	•		•				•			
.	•		•				•			
.	•		•				•			
.	•		•				•			
.	•		•				•			
.	•		•				•			
488	•		•				•			
8H/12m	VP	VN	VP	VN	FP	FN	VP	VN	FP	FN
TOTAL	469	19	360	12	6	110	288	17	1	182

ANOTAÇÕES		PHYSIONET		TOTAL
		COM APNEIAS	SEM APNEIAS	
<i>Algoritmo varredura dupla com Janela fixa</i>	<i>COM APNEIAS</i>	(VP) 360	(FP) 6	366
	<i>SEM APNEIAS</i>	(FN) 110	(VN) 12	122
TOTAL		470	18	488
<i>Algoritmo varredura dupla com janela ajustável</i>	<i>COM APNEIAS</i>	(VP) 288	(FP) 1	289
	<i>SEM APNEIAS</i>	(FN) 182	(VN) 17	199
TOTAL		470	18	488

CONSIDERAÇÕES	VALOR ALGORITMO		FORMULA
	<i>Janela fixa</i>	<i>Janela ajustável</i>	
VALOR PREDITIVO POSITIVO (VPP)	98,4 %	99,6 %	$VP / (VP + FP) * 100$
VALOR PREDITIVO NEGATIVO (VPN)	9,8 %	8,54 %	$VN / (VN + FN) * 100$
SENSIBILIDADE	76,6 %	61,27 %	$VP / (VP + FN) * 100$
ESPECIFICIDADE	66,6 %	94,4 %	$VN / (VN + FP) * 100$
EXATIDÃO	76,2 %	62,5 %	$((VP + VN) / TOTAL) * 100$

3. Tabela de comparação dois algoritmos – varredura dupla com janela fixa. observando valores comum e diferentes em vp,vn.fp, e fn, em cada minuto avaliado, representando com cores.

GRAVAÇÃO A02R										
COMPARAÇÃO DOIS ALGORITMOS – VARREDURA DUPLA COM JANELA FIXA										
MINUTOS	PHYSIONET		AMPLITUDE				ENERGIA			
	VP	VN	VP	VN	FP	FN	VP	VN	FP	FN
1.		•		•				•		
2.		•		•				•		
3.		•		•				•		
4.		•			•				•	
5.		•		•				•		
6.		•		•				•		
7.		•		•				•		
8.		•		•				•		
9.		•		•				•		
10.		•		•				•		
11.		•		•				•		
12.		•		•				•		
13.		•		•				•		
14.		•		•				•		
15.		•		•				•		
16.		•		•				•		
17.		•		•				•		
18.		•		•				•		
19.		•		•				•		
20.		•		•				•		
21.	•					•				•
22.	•					•				•
23.	•					•				•
24.	•					•				•
25.	•					•				•
26.	•					•				•
27.	•					•				•
28.	•					•				•
29.	•					•				•
30.	•					•				•
31.	•		•							•
32.	•					•				•
33.	•					•				•
34.	•		•				•			

35.	•			•					•			
36.	•			•					•			
37.	•			•					•			
38.	•			•					•			
39.	•			•					•			
40.	•			•					•			
41.	•			•					•			
42.	•			•					•			
43.	•			•					•			
44.	•			•							•	
45.	•			•					•			
46.	•			•					•			
47.	•			•					•			
48.	•			•					•			
49.	•			•							•	
50.	•			•					•			
51.	•			•					•			
52.	•			•							•	
53.	•			•					•			
54.	•			•					•			
55.	•			•					•			
56.	•			•					•			
57.	•			•					•			
58.	•			•					•			
59.	•			•					•			
60.	•			•					•			
61.	•			•					•			
62.	•			•					•			
63.	•			•					•			
64.	•			•					•			
65.	•			•					•			
66.	•			•					•			
67.	•			•					•			
68.	•			•					•			
69.	•			•					•			
70.	•			•					•			
71.	•			•					•			
72.	•			•					•			
73.	•			•					•			
74.	•			•					•			
75.	•			•					•			
76.	•			•					•			
77.	•			•					•			
78.	•			•					•			
79.	•			•					•			
80.	•			•					•			
81.	•			•							•	

82.	•			•					•			
83.	•			•					•			
84.	•			•								•
85.	•			•					•			
86.	•			•					•			
87.	•			•					•			
88.	•			•					•			
89.	•			•					•			
90.	•			•					•			
91.	•			•					•			
92.	•			•					•			
93.	•			•					•			
94.	•			•					•			
95.	•			•					•			
96.	•			•					•			
97.	•			•					•			
98.	•			•					•			
99.	•			•					•			
100.	•			•					•			
101.	•			•					•			
102.	•			•					•			
103.	•			•					•			
104.	•			•					•			
105.	•			•					•			
106.	•			•					•			
107.	•			•					•			
108.	•			•					•			
109.	•			•					•			
110.	•			•					•			
111.	•			•					•			
112.	•			•					•			
113.	•			•					•			
114.	•			•					•			
115.	•			•					•			
116.	•			•					•			
117.	•			•					•			
118.	•			•					•			
119.	•			•					•			
120.	•			•					•			
121.	•			•								•
122.	•			•					•			
123.	•			•					•			
124.	•			•					•			
125.	•			•					•			
126.	•			•					•			
127.	•			•					•			
128.	•			•								•

129.	•					•				•
130.	•					•				•
131.		•			•				•	
132.		•			•				•	
133.		•			•				•	
134.		•			•				•	
135.		•			•				•	
136.		•			•				•	
137.		•			•				•	
138.		•			•				•	
139.		•			•				•	
140.		•			•				•	
141.		•			•				•	
142.		•			•				•	
143.		•			•				•	
144.		•			•				•	
145.		•			•				•	
146.		•			•				•	
147.		•			•				•	
148.		•			•				•	
149.		•			•				•	
150.		•			•				•	
151.		•			•				•	
152.		•			•				•	
153.		•			•				•	
154.		•			•				•	
155.		•			•				•	
156.		•			•				•	
157.		•			•				•	
158.		•			•				•	
159.		•			•				•	
160.		•			•				•	
161.		•			•				•	
162.		•			•				•	
163.		•			•				•	
164.		•			•				•	
165.		•			•				•	
166.		•			•				•	
167.		•			•				•	
168.		•			•				•	
169.		•			•				•	
170.		•			•				•	
171.		•			•				•	
172.		•			•				•	
173.		•			•				•	
174.		•			•				•	
175.		•			•				•	

176.	•			•					•			
177.	•			•					•			
178.	•			•								•
179.	•			•					•			
180.	•											•
181.	•			•					•			
182.	•			•					•			
183.	•			•								•
184.	•			•					•			
185.	•											•
186.	•			•					•			
187.	•											•
188.	•			•					•			
189.	•			•					•			
190.	•			•					•			
191.	•			•					•			
192.	•			•					•			
193.	•			•					•			
194.	•			•								•
195.	•			•								•
196.	•			•					•			
197.	•			•					•			
198.	•			•					•			
199.	•			•					•			
200.	•											•
201.	•											•
202.			•								•	
203.			•								•	
204.			•								•	
205.			•								•	
206.			•								•	
207.			•				•				•	
208.	•			•								•
209.	•								•			
210.	•			•								•
211.	•								•			
212.	•								•			
213.	•											•
214.	•											•
215.	•			•					•			
216.	•			•								•
217.	•											•
218.	•			•					•			
219.	•											•
220.	•											•
221.	•											•
222.	•			•					•			

223.	•					•					•
224.	•					•					•
225.	•			•						•	
226.	•			•						•	
227.	•					•					•
228.	•			•							•
229.	•					•					•
230.	•			•						•	
231.	•			•						•	
232.	•			•						•	
233.	•			•						•	
234.	•			•						•	
235.	•			•						•	
236.	•									•	
237.	•			•						•	
238.	•			•						•	
239.	•			•						•	
240.	•			•						•	
241.	•			•						•	
242.	•			•						•	
243.	•			•						•	
244.	•			•						•	
245.	•			•						•	
246.	•			•						•	
247.	•			•						•	
248.	•			•						•	
249.	•			•						•	
250.	•			•						•	
251.	•			•						•	
252.	•			•						•	
253.	•			•						•	
254.	•			•						•	
255.	•			•						•	
256.	•					•					•
257.	•			•						•	
258.	•			•						•	
259.	•					•					•
260.	•			•						•	
261.	•			•						•	
262.	•			•						•	
263.	•			•						•	
264.	•					•					•
265.	•					•					•
266.	•					•					•
267.										•	
268.										•	
269.										•	

270.		•			•				•	
271.	•			•					•	
272.	•									•
273.	•			•					•	
274.	•			•					•	
275.	•			•						•
276.	•						•		•	
277.	•			•						•
278.	•									•
279.	•			•						•
280.	•									•
281.	•			•					•	
282.	•									•
283.		•			•				•	
284.		•			•				•	
285.		•			•				•	
286.		•			•				•	
287.		•			•				•	
288.		•			•				•	
289.	•			•						•
290.	•			•					•	
291.	•			•					•	
292.	•			•					•	
293.	•			•						•
294.	•			•					•	
295.	•									•
296.		•			•				•	
297.		•				•			•	
298.	•						•			•
299.	•			•						•
300.	•			•					•	
301.	•			•					•	
302.	•			•					•	
303.	•			•					•	
304.	•									•
305.	•									•
306.	•									•
307.	•									•
308.	•									•
309.		•			•				•	
310.		•			•				•	
311.		•			•				•	
312.		•				•			•	
313.	•			•					•	
314.	•			•					•	
315.	•						•			•
316.	•			•					•	

317.	•			•					•			
318.	•			•					•			
319.	•			•					•			
320.	•			•					•			
321.	•			•					•			
322.	•			•					•			
323.	•			•					•			
324.	•			•					•			
325.	•											•
326.	•											•
327.			•							•		
328.			•							•		
329.			•								•	
330.	•			•								•
331.	•			•								•
332.	•			•					•			
333.	•			•					•			
334.	•							•	•			
335.	•			•					•			
336.	•							•	•			
337.	•											•
338.	•											•
339.	•											•
340.	•			•					•			
341.	•			•					•			
342.	•			•					•			
343.	•			•					•			
344.	•			•								•
345.	•			•					•			
346.	•											•
347.	•			•								•
348.	•							•	•			
349.	•			•								•
350.	•			•					•			
351.	•			•								•
352.	•											•
353.	•							•	•			
354.	•											•
355.	•											•
356.	•							•	•			
357.	•			•					•			
358.	•			•					•			
359.	•			•					•			
360.	•			•					•			
361.	•			•					•			
362.	•			•					•			
363.	•			•					•			

364.	•			•					•			
365.	•			•					•			
366.	•			•					•			
367.	•			•					•			
368.	•			•					•			
369.	•			•					•			
370.	•			•								•
371.	•			•					•			
372.	•			•					•			
373.	•			•					•			
374.	•			•					•			
375.	•			•					•			
376.	•			•					•			
377.	•			•					•			
378.	•			•					•			
379.	•			•					•			
380.	•			•					•			
381.	•			•					•			
382.	•			•					•			
383.	•			•					•			
384.	•			•					•			
385.	•			•					•			
386.	•			•								•
387.	•			•					•			
388.	•			•					•			
389.	•							•				•
390.		•			•					•		
391.		•				•					•	
392.		•			•					•		
393.	•			•					•			
394.	•			•					•			
395.	•			•					•			
396.	•			•					•			
397.	•			•					•			
398.	•			•					•			
399.	•			•								•
400.	•							•				•
401.	•			•					•			
402.	•			•								•
403.	•							•				
404.	•			•					•			
405.	•			•					•			
406.	•			•					•			
407.	•			•								•
408.	•			•					•			
409.	•			•								•
410.	•			•					•			

411.	•					•				
412.	•									
413.	•									
414.	•									
415.	•									•
416.	•									
417.	•									
418.	•									
419.	•									•
420.	•									
421.	•					•				
422.	•									•
423.	•									•
424.	•									
425.	•									•
426.	•									
427.	•									
428.	•									
429.	•					•				
430.	•									
431.	•									•
432.	•									•
433.		•			•				•	
434.		•			•				•	
435.		•			•				•	
436.		•			•				•	
437.	•									•
438.	•									
439.	•					•				
440.	•									•
441.	•									•
442.	•									•
443.	•					•				
444.	•									•
445.	•									
446.	•									•
447.	•									•
448.	•									
449.	•									
450.	•									•
451.	•									
452.	•									
453.	•									
454.	•									
455.	•									
456.	•									
457.	•									•

458.	•					•				•
459.	•					•				•
460.	•		•							•
461.	•					•				•
462.	•					•				•
463.	•					•				•
464.	•					•				•
465.	•					•				•
466.	•					•				•
467.	•					•				•
468.	•		•							•
469.	•		•							•
470.	•		•							•
471.	•		•							•
472.	•		•							•
473.	•		•							•
474.	•		•							•
475.	•		•							•
476.	•		•							•
477.	•		•							•
478.	•		•							•
479.	•		•							•
480.	•		•							•
481.	•		•							•
482.	•		•							•
483.	•		•							•
484.	•		•							•
485.	•		•							•
486.	•		•							•
487.	•					•				•
488.	•					•				•
489.	•		•							•
490.	•		•							•
491.	•		•							•
492.	•		•							•
493.	•		•							•
494.	•		•							•
495.	•		•							•
496.	•		•							•
497.	•		•							•
498.	•					•				•
499.	•		•							•
500.		•			•				•	
501.		•			•				•	
502.		•			•				•	
503.		•			•				•	
504.		•				•				•

505.		•			•					•		
506.		•			•					•		
507.		•				•					•	
508.		•				•				•		
509.	•			•								•
510.	•											•
511.	•											•
512.	•											•
513.	•			•					•			
514.	•			•								•
515.	•											•
516.	•											•
517.	•											•
518.	•			•					•			
519.	•			•					•			
520.	•			•					•			
521.	•			•					•			
522.	•			•					•			
523.	•			•					•			
524.	•			•					•			
525.	•			•					•			
526.	•			•					•			
527.	•			•					•			
528.	•											•
8H/50m	VP	VN		VP	VN	FP	FN		VP	VN	FP	FN
TOTAL	422	106		322	95	11	100		298	96	10	124

Comparação Verdadeiros-positivos (VP)		
ALGORITMO DOIS VARREDURAS JANELA FIXA		
Amplitude	Comum nos dois algoritmos	Energia
	272	
50	Diferentes	26

<i>Comparação Verdadeiros-negativos (VN)</i>		
<i>ALGORITMO DOIS VARREDURAS JANELA FIXA</i>		
<i>Amplitude</i>	<i>Comum nos dois algoritmos</i>	<i>Energia</i>
	93	
2	<i>Diferentes</i>	3

<i>Comparação Falsos-positivos (FP)</i>		
<i>ALGORITMO DOIS VARREDURAS JANELA FIXA)</i>		
<i>Amplitude</i>	<i>Comum nos dois algoritmos</i>	<i>Energia</i>
	8	
3	<i>Diferentes</i>	2

<i>Comparação Falso negativo (FN)</i>		
<i>ALGORITMO DOIS VARREDURAS JANELA FIXA</i>		
<i>Amplitude</i>	<i>Comum nos dois algoritmos</i>	<i>Energia</i>
	74	
26	<i>Diferentes</i>	50

ANEXO 4 : PUBLICAÇÃO XXIII Congresso Brasileiro em Engenharia Biomédica – XXIII CBEB

DETECÇÃO DE APNEIAS ATRAVÉS DO PROCESSAMENTO AUTOMÁTICO DO FLUXO DE AR

L. E. Obando*, C. J. Miosso* e E. V. Garcia*

* Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Universidade de Brasília – campus Gama, Brasil

evgarcia@unb.br

libingbio_17@hotmail.com

Abstract: In this work implement an algorithm in Matlab designed for the detection and calculation of apneas, based on four analysis methods of comparison with one and two swept, using a respiratory signal as is the flow of air through six the obtaining polysomnographic exams of to 8 hours in duration, patients with the sleep apnea syndrome, derived from a database ECG. Each flow signal was registered in intervals of 1 minute and was considered normalized the value through each record, evaluating segments of 10 seconds duration with each interval, determining a percentage of space that will be the reference value for calculation of events in each signal is fixed for the threshold value that is set by the American Academy of Sleep Medicine (AASM) and compared this value in each segment with the reference value to assess events. For detection of events is classified as "apnea" if the percentage value of the segment is amplitude exceeding the threshold value and as "apnea no" when the value is greater than himself. For objective results have corroborated in each event detected by the algorithm, with annotations of apneas, provided by the database and establish clinical indicators such as sensitivity, specificity and accuracy to relate the algorithm and determine which method is best for the calculation and detection of apnea.

Keywords: apnea, polysomnographi.

Introdução

A palavra apneia deriva do grego a-pnoia – significa “não respiração” [1]. Apneia é uma desordem resultante de repetidas oclusões intermitente das vias respiratórias superiores durante o sono, provocando a interrupção completa do fluxo de ar e induzindo perturbações nas trocas gasosas, na secreção hormonal e na arquitetura do sono [2].

O estudo de transtornos associados à apneia converteu-se em uma necessidade assistencial mundial devido à sua alta prevalência e a seu elevado impacto individual e social, a queda na produtividade e no desempenho cognitivo, o aumento da probabilidade de acidentes de trabalho e de trânsito, o aumento do risco de morbidade e mortalidade, além da redução da qualidade de vida [3].

A síndrome da apneia do sono (SAS) é mais comum em homens, com uma proporção de 3:1 em relação às mulheres [4]. Estima-se que a prevalência da síndrome de apneia do sono entre os adultos de 30 a 60 anos é de 24% nos homens e 9% nas mulheres [5], no quais 70-80% são homens obesos e 12-35% são mulheres pós-menopausa. Em crianças, o SAS é um problema comum em qualquer idade, com uma prevalência de aproximadamente 2-3% em pacientes entre 6 e 18 anos de idade [6], [7]. É caracterizado pelos sintomas noturnos [8], ronco, acordando com uma sensação de asfixia, pernas inquietas relatadas pelo cônjuge [9] e sintomas diurnos, como sonolência diurna, distúrbios do humor, dificuldade de concentração, falhas de memória, dores de cabeça persistente, entre outros [10], [11].

O diagnóstico e avaliação de eventos de apneia são realizados por diferentes exames complementares com a finalidade de confirmar ou descartar a existência desse distúrbio, delinear a gravidade e individualizar o tratamento. As técnicas mais utilizadas no diagnóstico são: a polissonografia convencional, a oximetria e a poligrafia respiratória.

A polissonografia convencional consiste nas gravações simultâneas de variáveis neurofisiológicas e respiratórias que permitem avaliar a quantidade e a qualidade do sono, também como identificar os eventos respiratórios e seu impacto cardiofisiológicos e

neurofisiológicos são geralmente utilizados um mínimo de doze canais para as gravações [12].

A poligrafia respiratória analisa as variáveis respiratórias e cardíacas sem avaliar parâmetros neurofisiológicos [13], utiliza três canais de registro, sendo indicada aos pacientes com baixa probabilidade clínica de desenvolver a síndrome [14]. Por último, a oximetria monitora e analisa os níveis de saturação de oxigênio durante toda a noite, utiliza apenas um ou dois canais de gravações, sempre acompanhados por técnicas auxiliares [15].

De modo geral, estas técnicas requerem uma noite num laboratório do sono, em um lugar projetado com requisitos específicos para torná-lo um ambiente adequado para a avaliação dos registros, como condições de isolamento acústico, controle do clima, entre outros [12]. A duração dos estudos deve ser de pelo menos 6 horas, com um mínimo de 180 minutos de sono [16], sempre monitorado por técnicos treinados. Os custos elevados, as disposições limitadas de laboratórios, a deficiência de saúde pública restringem a análise a uma pequena proporção da população, onde a grande maioria dos pacientes são candidatos para uma abordagem simplificada para diagnóstico e tratamento, podendo ser realizada em ambiente ambulatorial ou na própria casa do paciente, caso haja os recursos técnicos necessários.

Este trabalho contribui para a criação de ferramentas úteis de fácil acesso e comodidade para a avaliação da SAS, apresentando um algoritmo para a detecção e cálculo automático de eventos de apnéia utilizando a sinal de fluxo de ar para avaliar seu funcionamento – eventualmente podendo evoluir para um sistema de triagem inicial de fácil acesso e baixo custo.

Materiais e Métodos

Materiais – Os dados deste estudo foram extraídos de um banco de dados de registros polissonográficos e eletrocardiográficos (Apnéia - ECG database), disponibilizado gratuitamente pelo site Physionet (www.physionet.org) [17] e desenvolvido pelo Computers in Cardiology Challenge de 2000 a partir dos dados dos estudos do Dr. Thomas Penzel de Universidade Phillips de Marburg, Alemanha [18].

Foram utilizados 6 (seis) registros de gravações polissonográficas com 8 horas de duração, de indivíduos saudáveis e com síndrome de apnéia do sono em graus variados de severidade. Todos os sinais são amostrados a 100 Hz, 16 bits de resolução, e revistos por especialistas para anotações de apnéias, com registro 'A' ou 'N' indicando a presença ('A') ou

ausência ('N') de apnéia a cada minuto de duração.

Os seis registros incluem um paciente normal (C01r), com 8 horas sem registros de apnéia; um paciente de classe clínica limítrofe ($5 \leq \text{IAH} < 10$, IAH – Índice de Apnéia-Hipopnéia), com 5 a 99 minutos de apnéia durante a gravação (B01r) e 4 pacientes clinicamente graves ($\text{IAH} \geq 10$), com pelo menos 100 minutos com apnéias durante a gravação (A01r, A02r, A03r A04r) [18].

Crítérios de Referência – Os critérios de referência utilizados neste trabalho são definidos pelo manual da Academia Americana de Medicina do Sono (AASM), que prevê a identificação dos eventos respiratórios “apnéia” como a diminuição da amplitude do fluxo de ar, de $\leq 90\%$ na linha de base, durante 10 segundos de duração [2], [19]. Este critério é colocado no algoritmo como um valor limiar (V_u) igual a 10.

Aquisição de sinal - foram adquiridos, 6 registros polissonográficos de 8 horas de duração de sinais respiratórios como (RespC), (RespA), (RespN), (SpO2), armazenados no banco de dados de Apnéia-ECG data-base, foi utilizado physiobank ATM, uma ferramenta de Physionet que permite transferir, visualizar e converter as bibliotecas de sinais physiotoolkit, armazenados em diferentes formatos através do navegador web.

Para este estudo foram baixadas as gravações em um formato CSV, de 1 minuto de duração, este valor, foi estabelecido pelos técnicos do laboratório do sono no Hospital Universitário de Brasília (HUB), para visualizar, analisar e avaliar melhor o sinal a ser processado nos algoritmos.

Processamento - Já adquirido as sinais respiratórios como (RespC), (RespA), (RespN), (SpO2), através de ferramentas Physionet, é projetado um programa em Matlab para ler o formato CSV adquirido, especificando o sinal a ser utilizada neste caso o fluxo de ar.

Localização de eventos - já baixada a sinal de fluxo de ar como CSV é lido cada registro de 1 minuto de duração (60 segundos) e é visualizada a sinal figura 1.

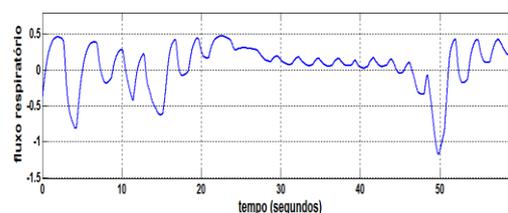


Figura 1: Sinal de fluxo com registro 60 segundos

Em cada registro é procurado diminuições de amplitude correspondente a $\leq 90\%$ da linha de base, se o registro está presente, é fixado um ponto localizando o início de ela, e fornece uma janela (J) de 10 segundos de duração 1000

amostras (A) a partir do início, (1 amostra até 1000 amostras), que é o critério utilizado e é definido por AASM [2], figura 3.

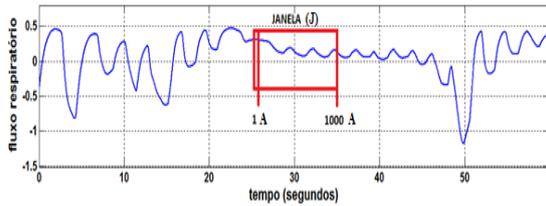


Figura 2: janela de localização 10 segundos

Já avaliado a janela (J) detectada é verificada se há, mais diminuições, é contínua a avaliação do próximo registro com uma janela (J) de 1000 amostras (A), (janela de localização (J) + 1 amostra (A) até nova janela (J) - 1 amostra (A)), até encontrar um valor mais elevado, se o valor é $\geq 90\%$, a pesquisa é concluída, e se encerra numa janela única as diminuições encontradas em cada registro avaliado figura 3.

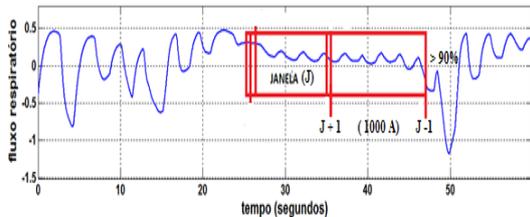


Figura 3: localização do evento

Calculo do Nível de Amplitude - para detecção é projetado um algoritmos, com quatro métodos diferentes especificando cada ferramenta utilizada:

Análise por Comparações de Amplitudes com uma única Varredura – já registrada o sinal de 1 minuto, e localizado os eventos em uma janela, é realizada uma varredura a todo o registro, equivalente a 6000 amostras (A), calculando o valor médio (U_J) de janela (J), e valor médio (U_A) de (A), estes valores serão aplicados na detecção e classificação de eventos figura 4.

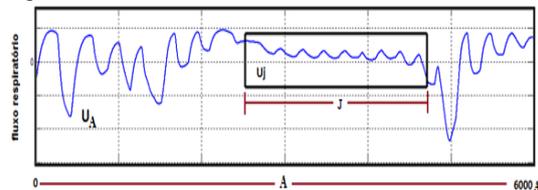


Figura 4: parâmetros determinados.

Obtidos valores, aplicamos o norma (||) para estimar a energia da janela (J) e das amostras (A), usamos o valor de janela (J) definido de 10 segundos de duração, o valor médio de janela (U_J) e os valores de registro 6000 amostras e valor (U_A), para logo calcular um valor total R equação

1, que será ele valor que será comparado com o valor limiar (10) definido correspondente à diminuição na amplitude de $\leq 90\%$ da linha de base, estabelecido por AASM, isso para detectar o valor de amplitude que é o parâmetro para a classificação de eventos em cada registro.

$$R = \frac{\|J-U_J\|}{\|A-U_A\|} \quad (1)$$

Análise por comparação de amplitudes com uma única varredura e comprimento ajustável

- Este método usa um valor de comprimento ajustável (C_j) diferente do valor normal de janela (J) que é de 10 segundos de duração, para estimar melhor ele calculo e um valor de comprimento (C_A) para as amostras, se aplica a norma a todos os valores e calcular o valor R1 Equação 2.

$$R1 = \frac{\frac{\|J-U_J\|}{\sqrt{C_j}}}{\frac{\|A-U_A\|}{\sqrt{C_A}}} = \frac{\|J-U_J\|}{\|A-U_A\|} * \frac{\sqrt{C_j}}{\sqrt{C_A}} \quad (2)$$

Análise por comparação de amplitude com dois varreduras e comprimento ajustável

- para comparação o primeiro é realizado uma varredura em busca de diminuições de amplitude equivalente a $\leq 90\%$, presente nas 6000 amostras (A), eliminando os valores que estão abaixo de 90%, utilizando apenas as amplitudes superiores a 90%, isto para ter uma melhor estimativa de valor médio (U_A) e o valor (C_A) de todo o registro 6000 amostras (A) figura 5.

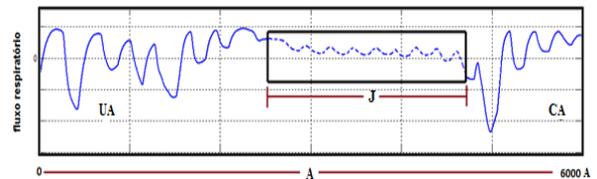


Figura 5: estimativa para dois varreduras.

Já estimado o valor de referência médio do registro 6000 amostras (A), usando um valor de comprimento ajustável (C_j), para melhorar a estimativa de janela, e é realizada a segunda varredura de todo o registro para obtenção do valor médio (U_j) de janela (J), que está ausente, e é aplicada a norma para calcular a energia do registro estimado, e é calcula o valor de R1 equação 2.

Análise por comparação de amplitude com duas varreduras

- é realiza a primeira varredura de todo o registro 6000 amostras, para remover os valores que estão abaixo de 90%, e para melhor estimativa do valor médio (U_A) de registro (A), se realiza a segundo varredura em busca de valor (U_j) de janela (J) e aplicando a norma para os valores de janela e registro, para obter um valor

R Equação 1, ele qual será comparado com o valor de limiar para detectar e classificar os eventos.

Classificação de eventos - Para a classificação de eventos se compara cada valor estimado separadamente R e R1 de os 4 métodos de análise, com o valor de limiar e é classificado como "apneia" se o valor calculado R ou R1 é inferior ou igual ao limiar e como

"não apneia" se o valor estimado excede o valor limiar para logo visualizar em uma janela vermelha os registros que apresenta diminuição de $\leq 90\%$ figura 6.

Cálculo de apneia - para realizar o cálculo é contabilizado todos os eventos detectados em a sinal de fluxo de ar em tudo os registros avaliados, e sumamos para obter uma estimativa do valor totais (Et) assim:

$$Et = \sum \# \text{ de eventos detectados} \quad (3)$$

Obtendo um valor que será indicado acima de evento detectado em cada registro presente figura 6.

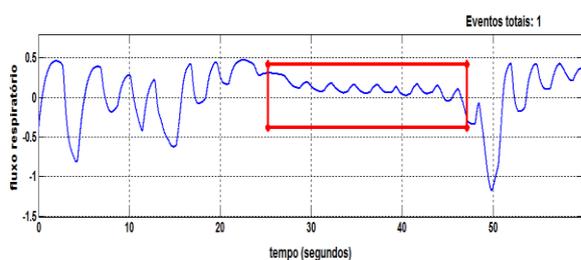


Figura 6: eventos totais

Para definir os resultados são calculados parâmetros clínicos estatísticos: Especificidade (Es), sensibilidade (Se) e exatidão (E) [19].

$$Es = \frac{Vn}{(Vn+Fp)} * 100 \quad (4)$$

$$Se = \frac{Vp}{Vp+Fn} * 100 \quad (5)$$

$$E = \frac{Vp+Vn}{Vt} * 100 \quad (6)$$

Onde Vp e Vn são os números de decisões reais verdadeiros positivos e negativos, respectivamente, enquanto a Fp e Fn, são o número de decisões falsos positivos e falsos negativos, feitos para cada gravação, estes valores foram obtidos comparando-se os eventos detectados pelo algoritmo com anotações proporcionadas por Physionet especificando

anotações quando "A" como apnéia e "." ausência apneia.

Análise Estatística - Inicialmente, foram comparadas entre si sensibilidades, especificidades e exatidões obtidas nos registros de apneia severa para cada uma das possíveis variações de ajuste do algoritmo: varredura simples e dupla, amplitude ajustada (ou não) para o comprimento da janela.

Para isto foi utilizado o teste ANOVA de 2-vias (pareado por varredura e por ajuste de janela) com medidas repetidas (i.e., pareado também por registros). Havendo resultados significativos, testes post-hoc eram realizados utilizando-se teste t de Student com os valores corrigidos por Bonferroni. Anteriormente ao teste ANOVA 2-vias, foram atestadas a normalidade da distribuição dos valores de sensibilidade, especificidade e exatidão, bem como a homogeneidade de suas variâncias pelos testes de Shapiro-Wilks e Teste F, respectivamente.

Entretanto, esta análise não permitia a comparação entre resultados obtidos de registros de diferentes classes de apnéia (severa – A0_r; branda – B0_r) bem como de pacientes saudáveis (C0_r). Foram comparados, então, as ocorrências de resultados Verdadeiro-Positivos, Verdadeiro-Negativos, Falsos - Positivos e Falsos-Negativos através do teste Chi-quadrado ou Teste Exato de Fisher, quando necessário.

Em todos os casos, foram considerados significativos os resultados com $p \leq 0,05$. Os cálculos estatísticos foram realizados no programa GraphPad Prisma 5.0 e no pacote estatístico R [20].

Resultados

A Tabela 1 resume a comparação dos valores de sensibilidade, especificidade e exatidão obtidos para cada uma das combinações de ajustes do algoritmo de detecção automática. Os valores de sensibilidade obtidos variam significativamente ($p = 0,009$) conforme o ajuste, com os testes post-hoc indicando as maiores variações para o ajuste ou não da janela em varredura única ($p < 0,02$). Resultados semelhantes foram obtidos para a exatidão da detecção: valores estatisticamente significantes ($p = 0,016$), com os testes post-hoc apontando esta variação no ajuste ou não da janela em varredura única ($p < 0,02$). Variações de especificidade foram computadas como não significativas, ainda que bastante próximas ($p = 0,0562$).

Os valores de sensibilidade (Se), Especificidade (Es) e Exatidão (E) obtidos com todas as opções de ajustes. Valores sublinhados foram significativos: sensibilidade média ($p =$

0,009, ANOVA 2-vias); exatidão média ($p = 0,0161$, ANOVA 2-vias); sensibilidade, varredura única ($p < 0,02$); exatidão, varredura única ($p < 0,02$). ⁽¹⁾ Exatidão média ($p = 0,0562$, ANOVA 2-vias).

Tabela 1: Valores estadísticos

Registro	Varredura	Sem (com) ajuste da janela		
		Se (%)	Es (%)	E (%)
A01r	Única	<u>98 (38)</u>	55 (94)	<u>96 (40)</u>
	Dupla	76 (61)	67 (94)	76 (60)
A02r	Única	86 (47)	86 (95)	86 (56)
	Dupla	76 (54)	90 (95)	79 (63)
A03r	Única	97 (93)	93 (96)	95 (94)
	Dupla	96 (93)	93 (96)	95 (95)
A04r	Única	87 (60)	92 (97)	87 (63)
	Dupla	82 (64)	92 (97)	83 (67)
Média	Única	<u>92 (60)</u>	82 (96) ⁽¹⁾	<u>91 (63)</u>
	Dupla	<u>83 (68)</u>	86 (96) ⁽¹⁾	<u>83 (71)</u>
DP	Única	6,4 (24)	18 (1,3)	5,2 (23)
	Dupla	9,4 (17)	12 (1,3)	8,3 (16)

As diferenças das frequências com que os resultados VP, VN, FP e FN ocorreram em cada um dos registros, para cada opção de configuração do algoritmo, também foram contabilizadas (Tabela 2). Valores VP foram significativamente distintos no arquivo A01r (Chi-quadrado: $p = 0,00045$) e valores FN foram significativamente distintos nos registros A01r e A02r (Chi-quadrado: $p < 10^{-5}$ e $p = 0,00022$, respectivamente). Por último, FP foram estatisticamente distintos no registro sem apneias – C01r (Teste Exato de Fisher: $p = 0,013$). Variações de FN no arquivo A04r foram não significativas, ainda que bastante próximas (Teste Exato de Fisher: $p = 0,056$).

Tabela 2: Valores (VP), (VN), (FP) e (FN).

Discussão

Sistemas com alta sensibilidade possuem grande confiabilidade em seus resultados negativos, pois possuem $FN \rightarrow 0$ (vide Equação 5), enquanto sistemas com alta especificidade possuem confiabilidade em seus resultados positivos, posto que $FP \rightarrow 0$ (vide Equação 4).

Os dados coletados mostram a adaptabilidade do algoritmo em seus ajustes, dados os valores médios obtidos, seja com ótima sensibilidade ($>90\%$) e boa especificidade ($>80\%$); ou ótima especificidade ($>95\%$) e boa sensibilidade ($>80\%$). Impressão esta confirmada com a análise direta dos resultados VP, VN, FP e FN.

comparando com outros modelos propostos que utilizam métodos como análise espectral para detectar eventos usando sinal de fluxo de ar, como Automatic detection of sleep-disordered breathing

from a single-channel airflow record [21], podemos determinar que o método é diferente já que os limites de diminuição na amplitude são diferentes para a detecção de apneias, isto determina diferenças significativas a avaliar os algoritmos, a fim de comparar os modelos, em nosso estudo utilizou uma reduzida amplitude do sinal de fluxo de ar $\geq 90\%$ da linha de base para 10 segundos de duração, estabelecido pela AASM e especificado técnicos do laboratório de sono HUB, isto permitiu delinear mais intervalos para a detecção de apneias, no caso estudo de pesquisa é utilizado um diminuição de $> 50\%$, por 10 segundos de duração, que inclui tanto apnéias e hipopnéias tomam um único intervalo para o cálculo, os resultados têm uma grande quantidade de dados que foram avaliados, isso permite que o estudo de comparação apresentem mais aceitação.

Trabalhos futuros envolvem a obtenção de mais sinais de fluxo para continuação dos testes, bem como a investigação da variação da queda de 90% da energia do sinal de fluxo em vez de sua amplitude (i.e., medindo o quadrado da norma) no desempenho do sistema.

O resultado eventual desta pesquisa – um sistema de triagem de eventos respiratórios de baixa complexidade – perpassa pelo cálculo do critério clínico, o IAH – Índice de Apnéia e Hipopnéia. Desta forma, também serão efetivados estudos para a detecção automática de hipopnéia a partir da adaptação do algoritmo aqui descrito.

Agradecimentos

Os autores são gratos a Ester do Carmo, funcionária do ministério da saúde, técnica de polissonografia e técnico leitor, do Laboratório de sono, do Hospital Universitário da Universidade

Registro	Varredura	Sem (com) ajuste da janela			
		VP (em %)	VN (em %)	FP	FN
A01r	Única	<u>98 (30)</u>	53 (89)	8 (1)	<u>10 (293)</u>
	Dupla	<u>77 (62)</u>	63 (89)	6 (1)	<u>111 (181)</u>
A02r	Única	86 (47)	85 (95)	16 (5)	<u>58 (224)</u>
	Dupla	76 (55)	90 (95)	11 (5)	<u>102 (192)</u>
A03r	Única	97 (93)	93 (96)	18 (12)	8 (17)
	Dupla	96 (93)	93 (96)	18 (11)	9 (17)
A04r	Única	87 (60)	92 (97)	3 (1)	61 (181) ⁽¹⁾
	Dupla	82 (64)	92 (97)	3 (1)	81 (162) ⁽¹⁾
B01r	Única	16 (0)	99,1 (99,8)	4 (2)	16 (19)
	Dupla	0 (16)	99,6 (99,1)	2 (4)	19 (16)
C01r	Única	0 (0)	97,9 (99,6)	<u>10 (2)</u>	0 (0)
	Dupla	0 (0)	99,4 (98,3)	<u>3 (8)</u>	0 (0)

de Brasília (HUB-UnB) pela troca de experiências e apoio nas atividades envolvidas com esta pesquisa.

Referências

[1] Durán, C J, Mar J, De La Torre G, Rubio R, Guerra L. (2004). El síndrome de apneas hipopneas durante el sueño

- (SAHS) en España. Disponibilidad de recursos para su diagnóstico y tratamiento en los hospitales del estado español. *Arch Bronconeumol*, 40:259-267.
- [2] Somers, V K, et al. (2008). "Sleep apnea and cardiovascular disease," an American Heart Assoc./American College of Cardiology Found. American Heart Association Council for High Blood Pressure Research Professional Education Committee, Council on Clinical Cardiology, Stroke Council, and Council on Cardiovascular Nursing. *Circulation*. 118: pp. 1080–1111.
- [3] Iber C, Ancoli-I S, Chesson A. (2007). Quan SF for the American Academy of Sleep Medicine. The AASM manual for the scoring of sleep and associated events, rules, terminology and technical specifications. Westchester, Illinois.
- [4] American sleep disorders association. (1996). Practice parameters for the treatment of obstructive sleep apnea in adults, the efficacy of surgical modification of the upper airway. *Sleep*. 19,152
- [5] Rosenthal I. (2008), sleep apnea, en raket & bope , conn's current therapy. 60th ed. Saunders.
- [6] Clarke R. (2007). The causes and effects of obstructive sleep apnoea in children. En , graham J, scadding g, bull P editors. *Pediatric ENT*. 1 ed. United Kingdom. Springer
- [7] Lalwani A. (2007). current diagnosis and treatment otolaryngology head and neck surgery. *Sleep disorders*, 2 da ed.
- [8] Guilleminault C, Partinen M. (1990). Obstructive sleep apnea syndrome. Clinical research and treatment. New York: Raven Press.
- [9] Rowley J. MD. 2006. "Obstructive Sleep Apnea-Hypopnea Syndrome". *emedicine*. Nov.
- [10] Bixler EO, Vgontzas AN, Lin HM, Ten Have T, Rein J, Vela-Bueno A, et al. (2001) Prevalence of sleep-disordered breathing in women: effects of gender. *Am J Respir Crit Care Med*. Mar. 163 (3 Pt 1):608-613.
- [11] Lewis K, MD. (2008). Clinical presentation and diagnosis of obstructive sleep apnea-hypopnea in adults. Uptodate, octubre 1.
- [12] McNicholas WT. (2008). Diagnosis of obstructive sleep apnea in adults. *Proc Am Thorac Soc*. 5 (2),154-60.
- [13] Consenso Nacional sobre el síndrome de apneas-hipopneas del sueño (SAHS). (2005). Métodos diagnósticos. *Arch Bronconeumol*. 41 (Supl 4): 30-6.
- [14]. Clinical Guidelines for the use of unattended portable monitors in the diagnosis of obstructive sleep apnea in adult patients. (2007) *Portable Monitoring Task Force of the American Academy of Sleep Medicine*. *J Clin Sleep Med*. 3, 737-47.
- [15] Standard of Practice Committee of the American Sleep Disorders Association. (1994). Practice parameters for the use of portable recording in the assessment of obstructive sleep apnoea. *Sleep*. 139: 559-68
- [16] Ciftci B, Ciftci TU, Guven SF. (2008). Polisomnografía de parte de la noche y polisomnografía de toda la noche. *comparación entre la primera y la segunda partes de la noche*. *Arch Bronconeumol*. 44: 3-7.
- [17] American Academy of Sleep Medicine. (2001) the international classification of sleep disorders, revised, diagnostic and coding manual. *Copies of the manual are available from the american academy of sleep medicine in the u.s.a.*
- [18] Penzel T, McNames J, de Chazal P, Raymond B, Murray A, Moody G (2002). Systematic comparison of different algorithms for apnoea detection based on electrocardiogram recordings. *Medical & Biological Engineering & Computing* 40:402-407. <http://www.physionet.org/cgi-bin/atm/ATM> Acceso em fevereiro 2012.
- [19] Altman, D. G., (1993). "Some common problems in medical research," in *Practical statistics for medical research*, Chapman & Hall, London, UK, , cap 14, pp. 396-439
- [20] R Development Core for Statistical Computing. (2012) R: A Language and Environment for Statistical Computing. R Foundation. Vienna, Austria.
- [21] Nakano, H. Tanigawa, T. Furukawa T. and Nishima, S. (2007). Automatic detection of sleep-disordered breathing from a single-channel airflow record