

Computerized analysis of snoring in Sleep Apnea Syndrome

Análise computadorizada do ronco na Síndrome da Apneia do Sono

Fabio Koiti Shiomi¹, Ivan Torres Pisa², Carlos José Reis de Campos³

Keywords:

apnea,
decision support
techniques,
information systems,
sleep apnea
syndromes,
snoring.

Palavras-chave:

apneia,
ronco,
síndromes da
apneia do sono,
sistemas de informação
técnicas de apoio
para a decisão.

Abstract

The International Classification of Sleep Disorders lists 90 disorders. Manifestations, such as snoring, are important signs in the diagnosis of the Obstructive Sleep Apnea Syndrome; they are also socially undesirable. **Objective:** The aim of this paper was to present and evaluate a computerized tool that automatically identifies snoring and highlights the importance of establishing the duration of each snoring event in OSA patients. **Material and Methods:** The low-sampling (200 Hz) electrical signal that indicates snoring was measured during polysomnography. The snoring sound of 31 patients was automatically classified by the software. The Kappa approach was applied to measure agreement between the automatic detection software and a trained observer. Student's T test was applied to evaluate differences in the duration of snoring episodes among simple snorers and OSA snorers. **Results:** Of a total 43,976 snoring episodes, the software sensitivity was 99.26%, the specificity was 97.35%, and Kappa was 0.96. We found a statistically significant difference ($p < 0.0001$) in the duration of snoring episodes (simple snoring x OSA snorers). **Conclusion:** This computer software makes it easier to generate quantitative reports of snoring, thereby reducing manual labor.

Resumo

A classificação internacional de distúrbios do sono enumera aproximadamente 90 distúrbios. Manifestações, como o ronco, são um sinal no diagnóstico da Síndrome da Apneia Obstrutiva, além de ser um incômodo social. **Objetivo:** O objetivo deste artigo é apresentar e avaliar a ferramenta computacional que identifica o ronco automaticamente e destacar a importância da quantificação da duração de cada evento do ronco em pacientes com SAOS. **Material e Métodos:** O sinal elétrico que representa o ronco de baixa amostragem (200 Hz) foi captado enquanto os pacientes eram submetidos à polissonografia. O sinal do ronco dos 31 pacientes foi classificado pelo programa computacional automaticamente. Utilizamos o valor de Kappa para avaliar a concordância entre o programa de detecção automática e o observador treinado (teste t-student). Avaliamos a diferença da duração dos episódios de ronco entre simples roncadores e roncadores com SAOS. **Resultados:** De um total de 43,976 roncos, o programa computacional obteve uma sensibilidade de 99,26%, especificidade de 97,35% e Kappa de 0,96. Foi observada diferença estatística significativa ($p < 0,0001$) na duração de episódios de ronco (simples roncadores x roncadores com SAOS). **Conclusão:** Este programa computacional facilita a criação de relatórios quantitativos do ronco, oferecendo redução do trabalho manual.

¹ Mestre, Professor do Instituto Federal de Educação Tecnológica de São Paulo, IFSP.

² Doutor, Professor Adjunto do programa de pós-graduação do Departamento de Informática em Saúde da Unifesp.

³ Doutor, Professor Orientador do programa de pós-graduação do Departamento de Informática em Saúde da Unifesp. Departamento de Informática em Saúde da UNIFESP-EPM.

Endereço para correspondência: Fabio Koiti Shiomi - Avenida Salgado Filho, 3501, Vila Rio de Janeiro. Guarulhos - SP, Brasil. CEP: 07115-000.

Tel. (00xx11) 2304-4265 - E-mail: fabio.shiomi@ifsp.edu.br

Este artigo foi submetido no SGP (Sistema de Gestão de Publicações) da BJORL em 20 de julho de 2010. cod. 7216

Artigo aceito em 8 de dezembro de 2010.

INTRODUÇÃO

Atualmente, a Classificação Internacional de distúrbios do sono enumera cerca de 90 distúrbios¹, em uma lista que contém o ronco, Síndrome da Apneia e Hipopneia Obstrutiva do Sono (SAHOS), Insônia, Narcolepsia, Bruxismo, Síndrome das Pernas Inquietas, entre outros. Os estudos destes distúrbios são de grande importância, visto que um humano adulto dorme por dia aproximadamente de 7,5 h a 8,5 h².

O ronco pode ser definido como uma respiração ruidosa produzida pela vibração das partes moles da parede orofaríngea². Doenças como hipertensão arterial sistêmica, disfunções cardíacas, angina e infarto cerebral são mais frequentes em Roncadores³. O ronco é um importante sinal no diagnóstico da Síndrome da Apneia Obstrutiva, devido à grande maioria dos pacientes apneicos roncarem⁴. Dependendo da idade, até 62% dos homens e 45% das mulheres roncam regularmente.

Ronco é um incômodo social. O ruído produzido dificulta o sono do cônjuge, companheiro ou companheira de quarto. Pessoas que dormem com Roncadores podem ter um comprometimento da qualidade do seu sono⁵ e desenvolverem um transtorno secundário do sono⁶. Um Roncador pode se tornar socialmente inaceitável, sofrendo desarmonia no casamento, divórcio, agressão e até homicídio⁷. Há uma evidência preliminar que pessoas que são expostas a Roncadores crônicos são predispostas a presbiacusia (perda da audição relativa à idade)⁸.

O padrão-ouro no diagnóstico de distúrbios respiratórios do sono é o exame polissonográfico (PSG). Atualmente, em muitas clínicas especializadas em exames polissonográficos, descreve-se no ronco apenas a impressão subjetiva do técnico que acompanhou o exame, anotando-se que o paciente não roncou, roncou muito ou pouco. Em poucos casos é também realizado o registro elétrico do ronco, uma vez feito o registro, um técnico pode identificar e classificar manualmente os eventos de ronco ocorridos no exame. Este método tem-se mostrado oneroso, trabalhoso e inconsistente.

O tratamento do ronco pode ser com medidas comportamentais, CPAP e cirúrgico. O acompanhamento do resultado destes tratamentos, na maioria dos casos, é realizado de forma subjetiva (avaliação do parceiro ou cônjuge).

A fim de se quantificar o ronco de forma objetiva e automática e associá-lo com SAHOS, alguns pesquisadores medem a intensidade do som⁹, a energia do sinal e taxa de passagens pelo zero¹⁰. Contudo, os valores destes parâmetros dependem do microfone, amplificador, conversor A/D e a distância do paciente até o microfone. Além disso, a intensidade da energia do sinal pode variar de tempos em tempos para o mesmo paciente¹⁰.

Algumas técnicas de reconhecimento de voz já foram utilizadas na detecção de ronco e da SAHOS, como

a análise de distribuição de energia de subbandas de 500 Hz¹¹, Hidden Markov Models (HMM) - uma técnica estatística para modelar, classificar e segmentar amostras de séries temporais¹² ou Linear Predictive Coding¹³. Todos estes algoritmos necessitam do registro sonoro do ronco, com uma taxa de amostragem maior que 7500 Hz^{4,14}.

A grande base instalada de equipamentos PSG, no Brasil, não realiza o registro sonoro do ronco e contagem. Entretanto, estes equipamentos geralmente possuem alguns canais sobressalentes, que costumam não ser utilizados. Apesar destes canais não poderem fazer o registro sonoro do ronco, devido a sua baixa taxa de amostragem (geralmente entre 256hz até 2000hz), estes canais sobressalentes podem realizar o registro elétrico do ronco. O registro elétrico do ronco pode ser feito, conectando ao canal sobressalente (com baixa taxa de amostragem), um microfone Piezo Elétrico de baixo custo em contato com a pele. Contudo, este registro não é realizado devido à complexidade em se identificar e quantificar manualmente os eventos de ronco registrados no exame PSG.

O fato do registro elétrico do ronco poder ser feito em equipamentos da base instalada dos laboratórios de polissonografia sem um grande investimento e modificações na prática laboratorial e principalmente, devido à informação Quantidade de ronco ter a sua relevância clínica e científica, justifica-se o desenvolvimento e de um programa computacional de código livre que auxilie na quantificação do ronco, a partir do sinal elétrico com uma baixa taxa de amostragem.

Diversos pesquisadores já estudaram a correlação o ronco e a sua intensidade¹⁵⁻¹⁸, contudo, até agora, poucos trabalhos estudaram a importância da duração dos eventos de ronco em pacientes com e sem apneia, possivelmente pela dificuldade em se extrair e quantificar esta informação.

O objetivo deste artigo é apresentar uma ferramenta que identifica o ronco automaticamente e destacar a importância da quantificação da duração de cada evento do ronco em pacientes com SAHOS, descartando outros eventos também presentes no sinal e que podem contaminar o sinal elétrico do ronco, como voz, tosse e outros tipos de artefatos.

MATERIAL E MÉTODO

Descrição da População

Foi incluído neste estudo preliminar, um total de 31 pacientes distintos com um total de 43,976 eventos de ronco. Cada paciente tem um único exame polissonográfico. Todos os exames foram realizados na cidade de São Paulo, no período noturno de abril/2009 a maio/2009. O período de realização destes exames é aproximadamente das 22h às 06h. A faixa etária dos pacientes está compreendida entre 5 e 64 anos, com idade média de 41 anos. Setenta e quatro por cento dos pacientes são homens (23/31), e vinte e seis por cento mulheres (8/31). Esse trabalho foi

aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Unifesp sob o número 0896/08.

Exame Polissonográfico

Os sinais Cardiorrespiratórios e eletroencefalográfico foram registrados pelo equipamento BrainNet BNT-POLI (EMSA - Equipamentos Médicos, Brasil) utilizando o programa proprietário CAPTACOES para a aquisição dos dados e o programa POLIWIN para avaliação dos exames. A aquisição e avaliação dos exames polissonográficos foram conduzidos conforme o guia de instruções da American Sleep Disorders Association. Os seguintes canais foram registrados: EEG (Eletroencefalograma), ECG (Eletrocardiograma), EOG (Eletrooculograma Bilateral), EMG (Eletromiograma), Cinta Torácica, Cinta Abdominal, Fluxo Aéreo Nasal por termistor, Saturação de Oxigênio e o sinal equivalente elétrico do ronco.

Todos os parâmetros do sono foram extraídos do laudo oficial, respeitando a confidencialidade das informações.

Registro do ronco

No registro original do ronco, foi utilizado um microfone comum de pequena dimensão, cerca de 5mm de diâmetro, com uma frequência de resposta de 50-16.000Hz, preso à pele do pescoço do paciente com Micropore®, fita adesiva da 3m®. Todos os sinais, inclusive o ronco, foram enviados a um conversor analógico/digital que trabalha a uma taxa de amostragem de 200 Hz (cada canal tem 200 pontos ou amostras por segundo).

Os valores resultantes da conversão A/D são gravados em um arquivo. O conteúdo do arquivo foi organizado em um protocolo proprietário denominado PLG, definido pela EMSA, fabricante brasileira de equipamentos médicos.

Programa computacional (algoritmo) Detector de ronco

Foi utilizado algoritmo de Hsu¹⁹ para detectar o ronco e quantificar a duração de cada evento. Podemos dividir este algoritmo em quatro passos:

1. O sinal do ronco é amostrado em janelas de 100ms. (Figura 1; Figura 2);
2. Computamos o valor eficaz de cada janela de 100ms. (Figura 3);
3. Aplicamos o filtro passa-baixa denominado Filtro de Média Móvel (*em inglês Moving-Average Filter*), com uma janela de tamanho de 10 amostras de atraso. (Figura 4);
4. Para estabelecer se o sinal elétrico resultante do passo 3 tem características compatíveis com o ronco foi realizada uma análise temporal. Esta análise temporal necessita identificar o início e o final do evento do ronco. Com base nestas informações (início e fim), calculamos a duração ($T_{\text{duração}}$) do evento elétrico. Caso o tempo da

duração ($T_{\text{duração}}$) do evento esteja entre 0,6 segundos a 2 segundos ele é classificado como ronco.

Caso um evento elétrico não respeite as condições da duração (entre 0,6 a 2 segundos), este é marcado como provável Não Ronco. Sons espúrios podem contaminar este tipo de registro, como voz ou tosse, resultando no registro de eventos indesejados (artefatos).

O algoritmo descrito acima foi implementado em MatLab. O resultado da classificação realizada pelo algoritmo foi disponibilizado para o programa JBioSignal Viewer.

JBioSignal Viewer - Validação do Detector Automático de Roncos

Para que o observador treinado validasse os eventos elétricos como RONCO, NÃO RONCO, foi desenvolvido um visualizador de sinais biológicos, em JAVA® (ORACLE), utilizando o ambiente de desenvolvimento Eclipse® (IBM). A Figura 5 exibe a tela do JBioSignal Viewer.

O visualizador JBioSignal marca (retângulo) na cor verde, caso o algoritmo tenha classificado o evento elétrico como ronco (R), e na cor preta para eventos classificados como não ronco (NR).

Para uma avaliação do Detector Automático de Roncos, todos os roncos e artefatos detectados pelo algoritmo foram validados de forma objetiva por um observador treinado, utilizando as marcações do visualizador JBioSignal.

Durante a avaliação se um evento tiver sido classificado pelo algoritmo como ronco (retângulo verde), mas o observador treinado o considerou um não ronco, em dois clicks o observador pode modificar a marcação de ronco para não ronco, neste caso o retângulo irá ser na cor vermelha. A marcação é feita na cor vermelha para identificar uma divergência entre o algoritmo (que identificou um ronco) e o observador (que identificou um não ronco).

Durante a avaliação, se um evento tiver sido classificado pelo algoritmo como não ronco (retângulo preto), mas o observador treinado o considerou um ronco, em dois clicks o observador pode modificar a marcação, neste caso o retângulo irá ser na cor lilás. A marcação é feita na cor lilás para identificar uma divergência entre o algoritmo (que identificou um não ronco) e o observador (que identificou um ronco).

Neste estudo, a fim de se reduzir a incerteza no julgamento visual, o observador treinado seguiu os seguintes critérios de **inclusão** para validar se um determinado evento elétrico deve ser classificado pelo Detector Automático como ronco, a saber:

1) O evento elétrico do ronco deve estar em fase com o sinal do Fluxo Aéreo Nasal, Cinta Torácica e/ou Cinta Abdominal. A Figura 6 mostra eventos de ronco em fase com o Fluxo Aéreo Nasal, Cinta Torácica e/ou Cinta Abdominal.

2) A forma do sinal do ronco segue o padrão destacado pela marcação (retângulo) na cor verde, conforme a Figura 6.

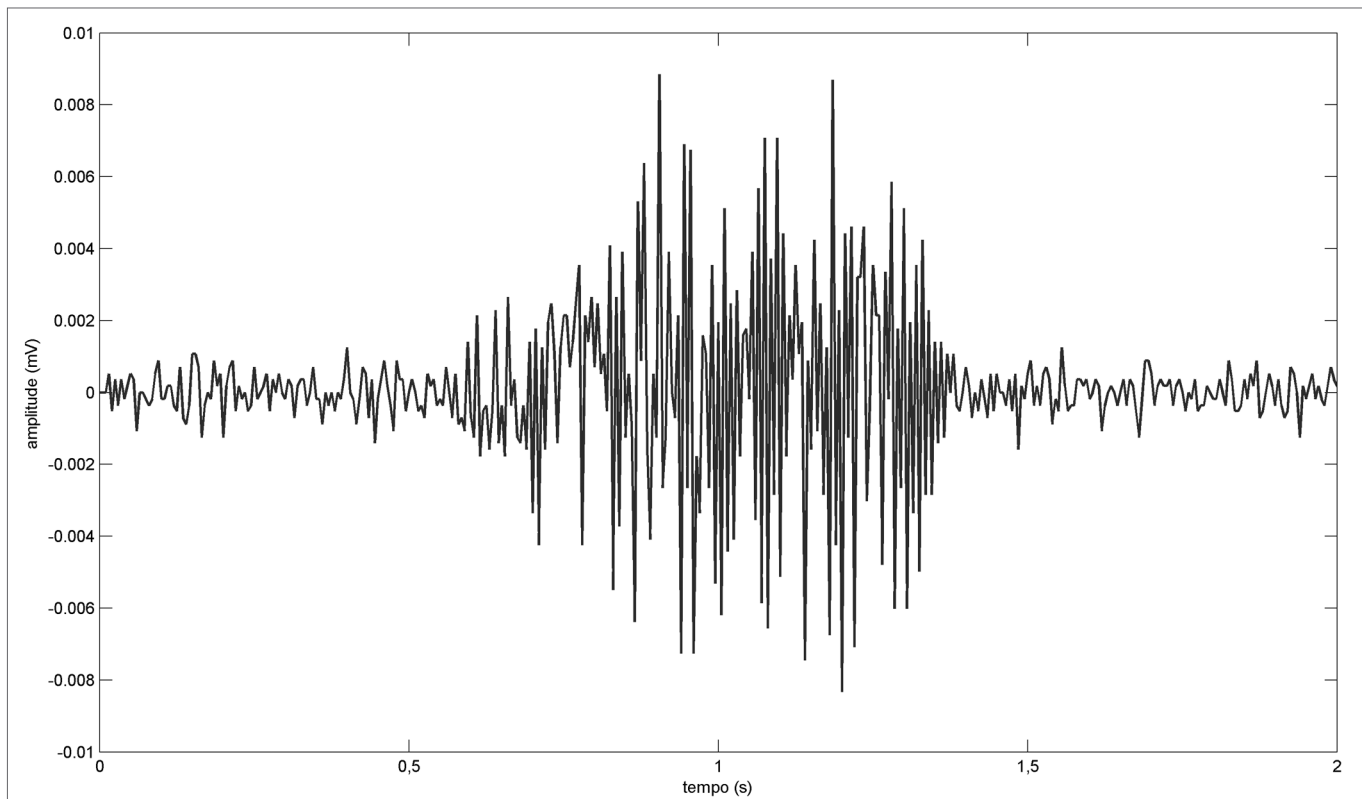


Figura 1. Sinal do Ronco - Exemplo do Sinal Elétrico do Ronco.

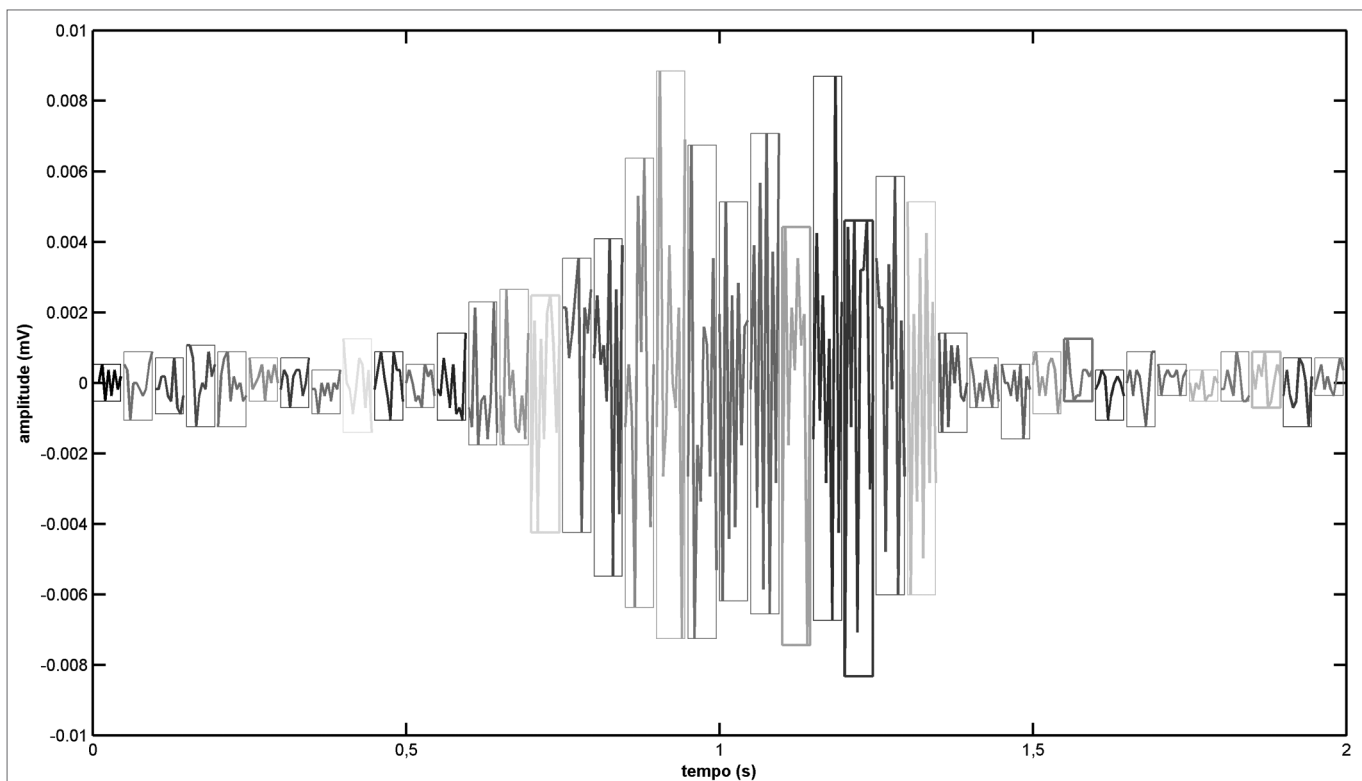


Figura 2. Sinal do Ronco Amostrado - Sinal do Ronco Amostrado (Janelas).

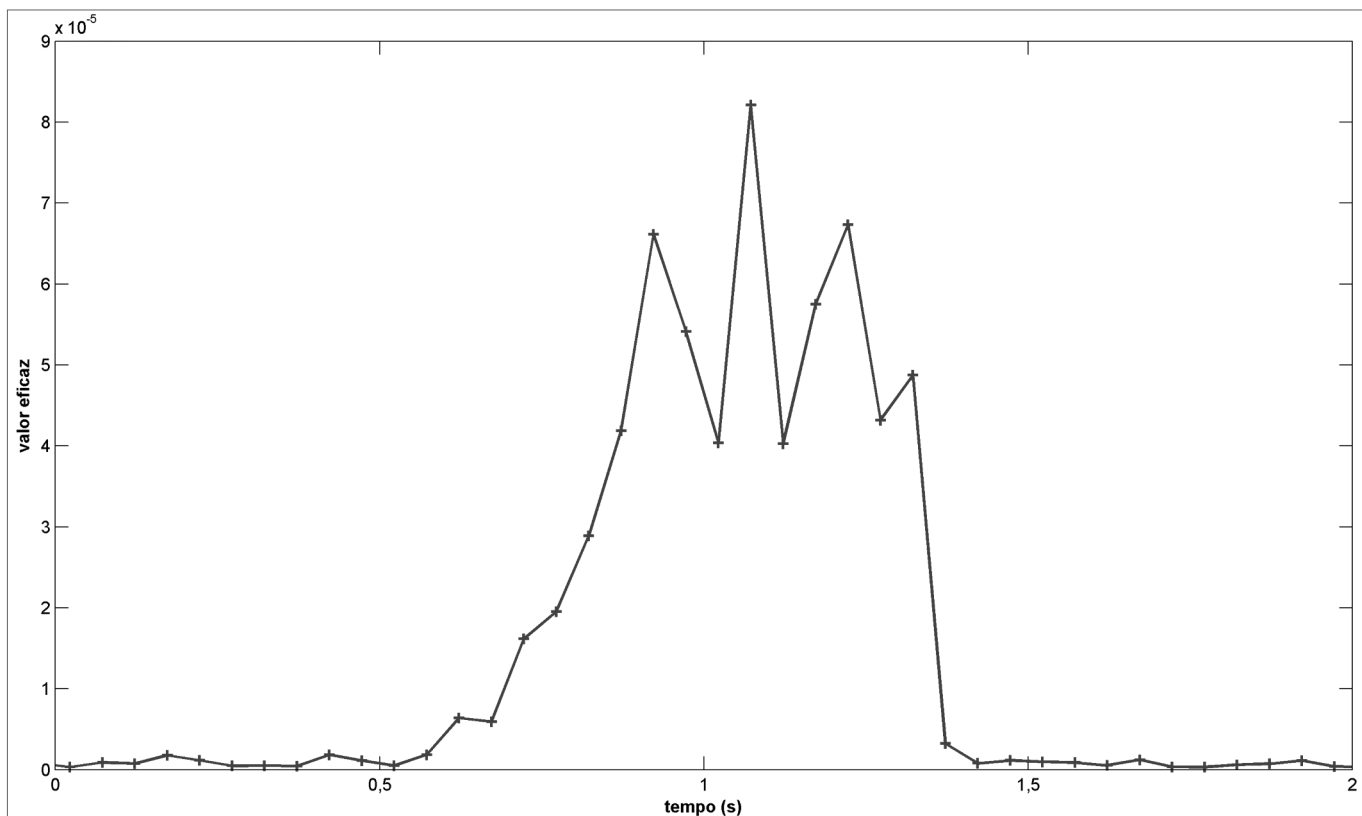


Figura 3. Valor Eficaz do Sinal do Ronco - Exemplo do cálculo do Valor Eficaz do Sinal do Ronco.

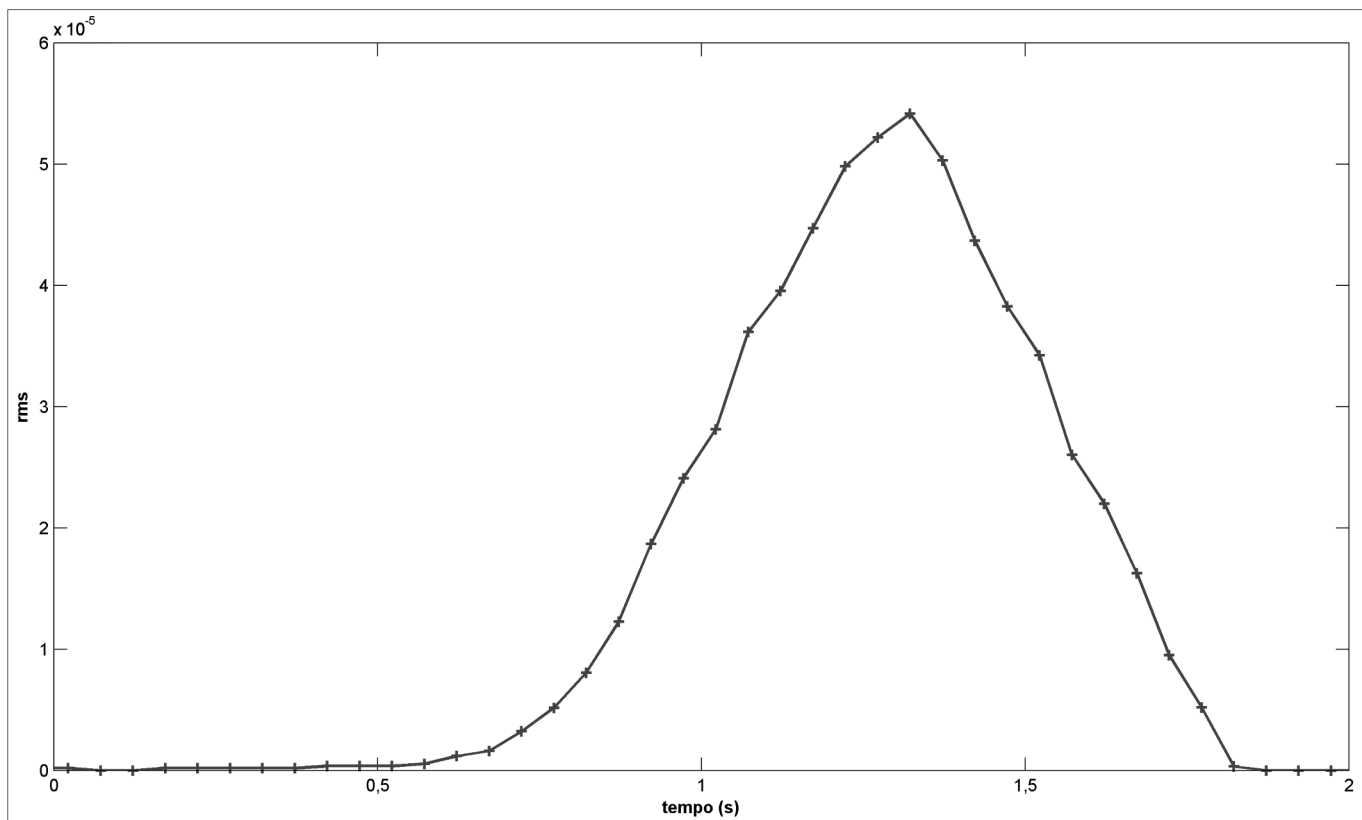


Figura 4. Filtro Moving-Average - Sinal do Ronco após a aplicação do Filtro Moving-Average.

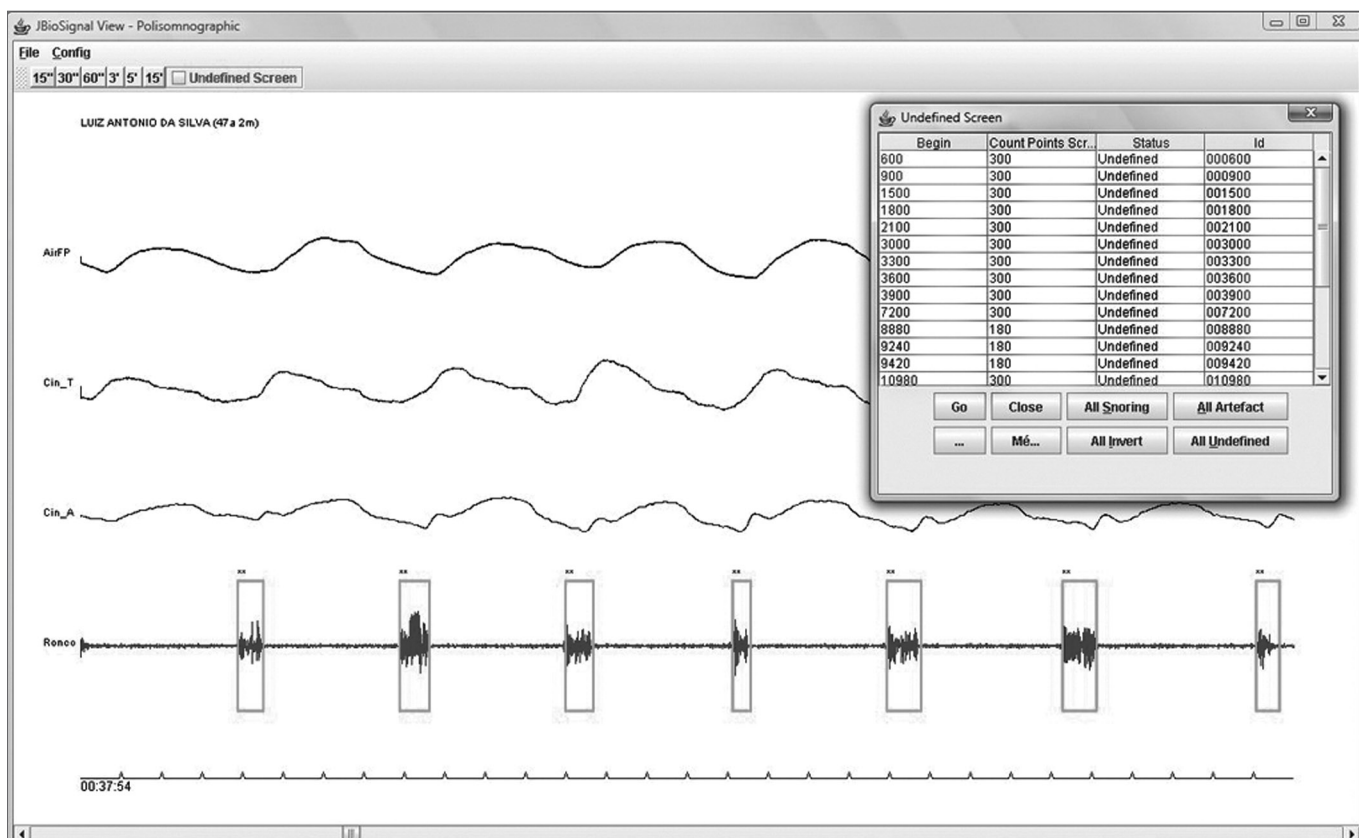


Figura 5. JBioSignal Viewer - Visualizador de exames de Polissonografia utilizado para validar episódios de Ronco

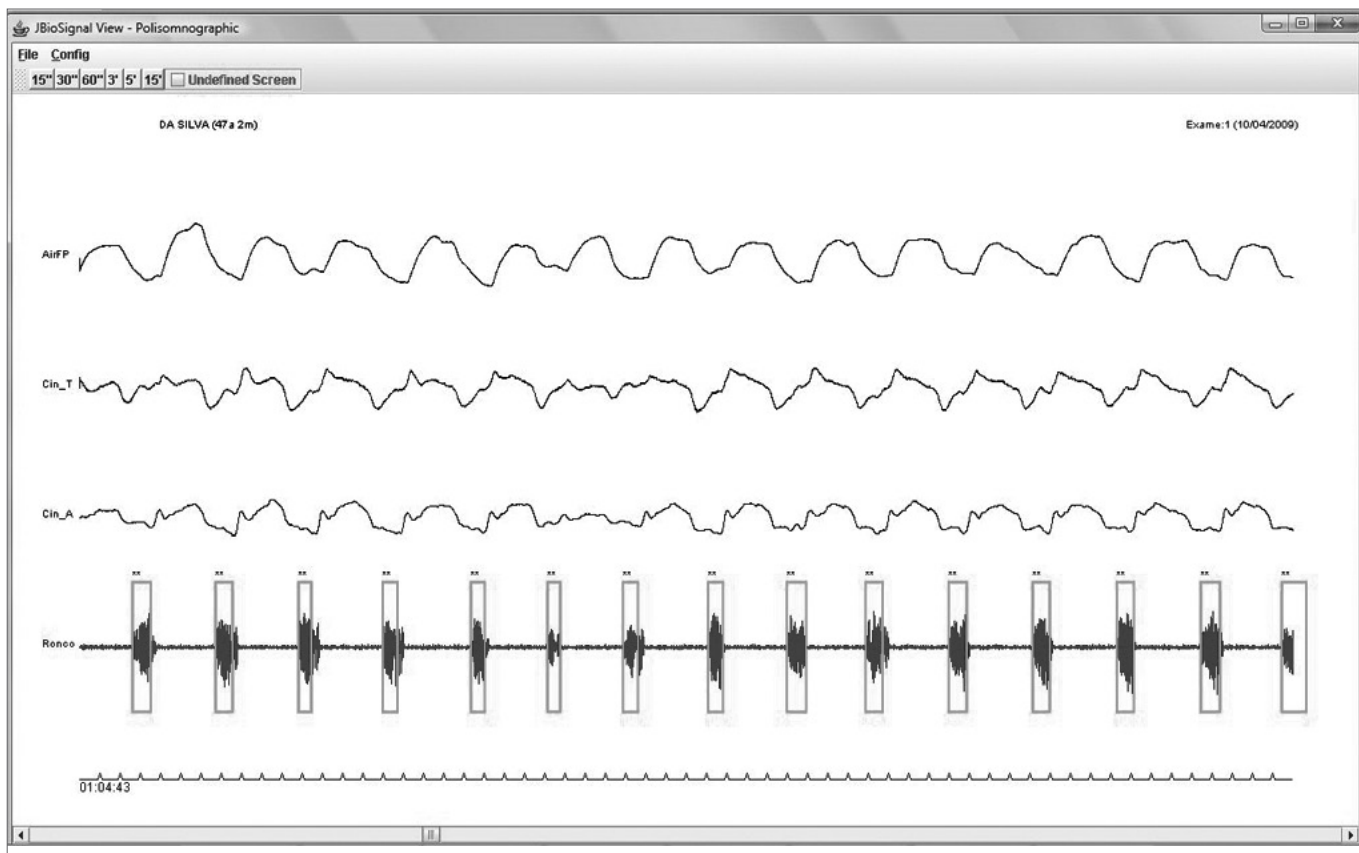


Figura 6. Ronco em fase com a Cinta Torácica, Abdominal e Fluxo Nasal - Exemplo do sinal elétrico do Ronco em fase com a Cinta Torácica, Abdominal e Fluxo Nasal

3) A duração do ronco deve estar em um intervalo de 0,6 segundos até 2 segundos.

4) Amplitude do sinal deve ser no mínimo o dobro em relação ao silêncio. A Figura 6 mostra esta relação.

5) O paciente deve estar dormindo. Para garantir esta condição, o Hipnograma do Laudo Médico foi levado em consideração durante o Julgamento Visual.

O observador treinado validou cada ronco (R) classificado pelo Detector Automático de ronco. Caso um dos quatro critérios acima não fosse respeitado o Evento foi considerado como não ronco (NR).

Um evento elétrico que respeitou as cinco condições, mas que se mostrou isolado, foi tratado como não ronco (NR), conforme mostra a Figura 7.

Análise estatística

Neste estudo, os resultados foram expressos em porcentagem, média e desvio padrão. No teste paramétrico (teste t-student) utilizamos variáveis com distribuição normal (gaussiana).

Em todo o trabalho, foi adotado intervalo de confiança de 95% e $\alpha=0,05$.

A comparação entre o Sistema Computacional e o Observador treinado foi codificada em Verdadeiro Positivo (VP), Falso Positivo (FP), Verdadeiro Negativo (VN) e Falso Negativo (FN).

A concordância entre o Sistema Computacional e o Observador treinado foi medida utilizando-se o valor de Kappa. (K).

Criação dos Grupos - Roncadores Primários e Roncadores com SAHOS

Após a validação de todos os exames realizada pelo observador treinado utilizando o JBioSignal Viewer, separamos cada evento classificado como ronco em dois grupos. O grupo de Roncadores Primários com o índice de apneia e hipopneia menor que cinco (IAH < 5) e o grupo de Roncadores com SAHOS (IAH \geq 5).

Ressaltamos que o total de eventos de ronco é a soma dos eventos classificados pelo algoritmo (VP) mais os roncoss classificados pelo observador treinado (FN). A duração de cada evento de ronco foi disponibilizada pelo JBioSignal Viewer.

RESULTADOS

Descrição da População

A estatística descritiva de cada variável usada neste estudo encontra-se na Tabela 1.

Validação do Detector Automático de roncoss

Na Tabela 2, comparamos a classificação do Ob-

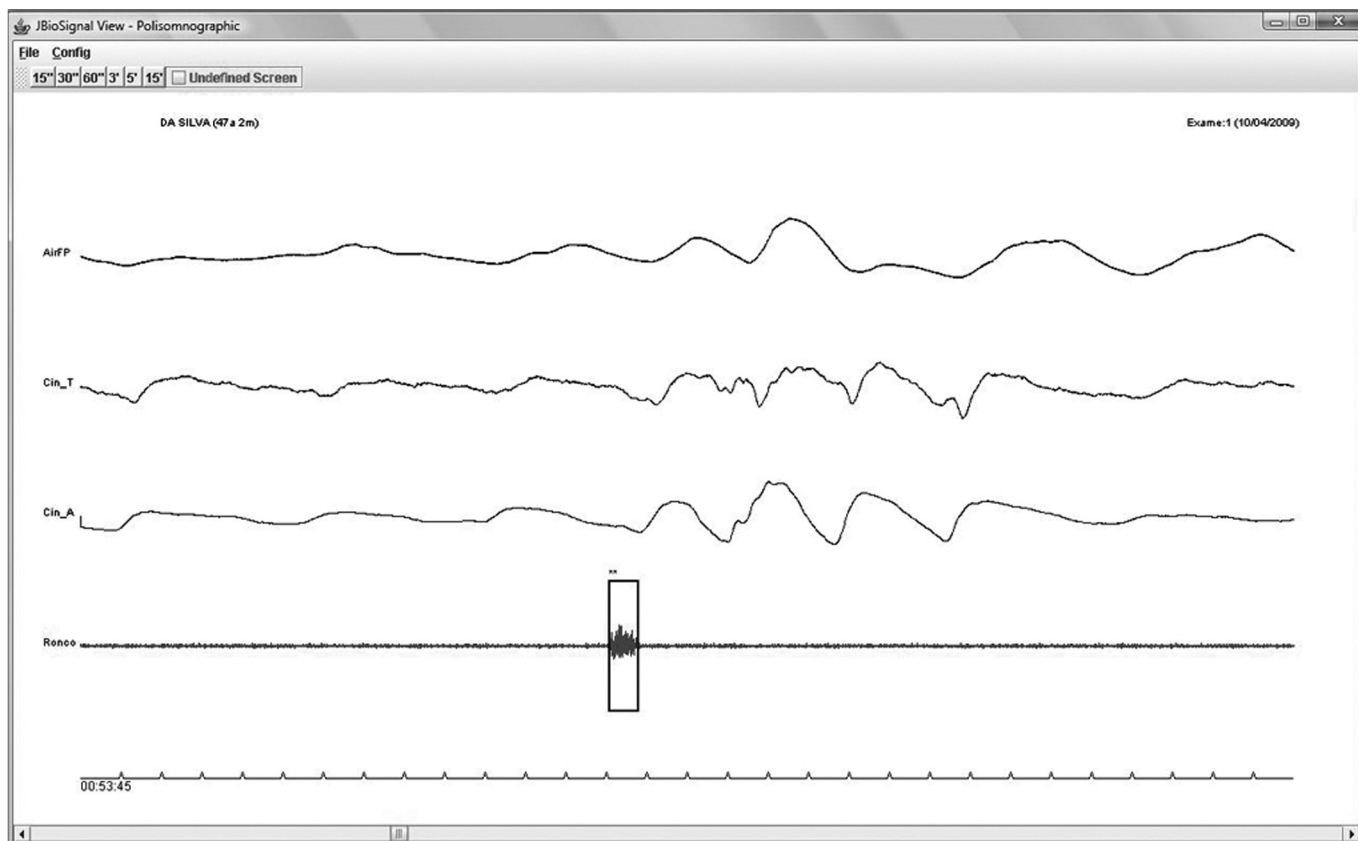


Figura 7. Artefato (Não Ronco) - Evento classificado como artefato.

Tabela 1. Estatística Descritiva da População Estudada.

Variáveis	Resumo das Variáveis Estudadas				
	Mínimo	Mediana	Máximo	Média	Desvio Padrão
Demográficas					
Idade (Anos)	5	41	64	40,9	12,13
Peso (kg)	19	96	135	92,06	26,63
Altura(m)	1,09	1,77	1,95	1,73	0,17
IMC (kg/m ²)	15,99	29,3	50,19	30,27	6,98
Gênero					
Masculino	23 (74%)				
Feminino	8 (26%)				
Total da Pacientes (n)	31 (100%)				
Informações da Polissonografia					
Eficiência do Sono	24	81	95	75,77	16
IAH	0	7,62	127,9	19,33	29,7
Num. Apneias Obstrutivas	0	7	546	36,06	120,5
Saturação Média(%)	87	93	96	93,13	2,22
Num. de Despertares	3	10	59	14,16	11,07
Num. de Despertares > 5 mim.	2	8	17	8,16	3,82
Percepção subjetiva - Roncador					
Sim	27 (87%)				
Não	4 (13%)				
Diagnóstico de Apneia Obstrutiva (IAH)					
Normal [0 - 5)	13 (42%)				
Leve [5 - 16)	6 (19%)				
Moderada [16 - 31)	8 (26%)				
Forte (>= 31)	4 (13%)				

servador Treinado com a do algoritmo computacional. De um total de 43,976 roncos, o programa computacional obteve uma sensibilidade de 99,26% (Valor mínimo 89,74% e máximo 100%), especificidade de 97,35% (Valor mínimo 59,57% e máximo 99,74%), e acurácia de 98,24%, valor preditivo verdadeiro de 97%, e valor preditivo negativo de 99,34%. A concordância entre o Sistema Computacional e o Observador Treinado foi de 0,96 (Kappa).

Duração dos episódios de ronco em pacientes com síndrome da apneia obstrutiva do sono

A Tabela 3 mostra a análise descritiva da Duração em segundos dos episódios de ronco separados em dois grupos. Grupo de Pacientes com Síndrome da Apneia Obstrutiva do Sono e o Grupo de Roncadores Primários.

O teste t foi aplicado sobre dos dois grupos a fim de se verificar se havia diferenças médias entre a duração dos episódios de ronco. O resultado foi uma diferença estatística significativa ($p < 0,0001$).

DISCUSSÃO

Neste estudo, descrevemos e avaliamos um algoritmo para detectar episódios de ronco durante o sono através da análise temporal do sinal elétrico equivalente ao sinal sonoro do ronco.

Nos últimos anos, muitos pesquisadores têm abordado a análise do som do ronco no mesmo prisma do reconhecimento de voz, devido às similaridades fisiológicas e à disponibilidade de métodos digitais para processamento e análise. A analogia entre o ronco e a Voz vem do fato de ambos se originarem no trato vocal²⁰. Todavia, técnicas de reconhecimento de voz não foram adotadas de forma extensiva na prática clínica. Conforme Pevernagie⁴, a análise acústica do ronco como uma Ciência Médica ainda se encontra em uma fase pioneira, e algumas poucas técnicas podem ser aplicadas em prática médica.

Karunajeewa et al.¹³, com o objetivo de detectar o ronco e desprezar silêncio e outros tipos de sinais, utilizaram Linear Predictive Coding (LPC), taxa de passagens

Tabela 2. Avaliação do Detector de Ronco.

Exame	JST (Roncador?)	Validação do Detector de Roncos					Sensibilidade	Especificidade	Acurácia
		Número de Roncos	VP	FP	VN	FN			
EX01	Não	22	21	76	112	1	95,45	59,57	63,33
EX02	Não	866	865	25	965	1	99,88	97,47	98,60
EX03	Sim	656	656	15	759	0	100,00	98,06	98,95
EX04	Sim	2797	2789	52	3081	8	99,71	98,34	98,99
EX05	Sim	293	286	22	345	7	97,61	94,01	95,61
EX06	Sim	1893	1885	211	2252	8	99,58	91,43	94,97
EX07	Não	90	90	25	149	0	100,00	85,63	90,53
EX08	Sim	234	210	20	314	24	89,74	94,01	92,25
EX09	Sim	826	819	54	934	7	99,15	94,53	96,64
EX10	Não	32	29	164	242	3	90,63	59,61	61,87
EX11	Sim	932	924	28	1074	8	99,14	97,46	98,23
EX12	Sim	880	860	22	998	20	97,73	97,84	97,79
EX13	Sim	293	286	22	345	7	97,61	94,01	95,61
EX14	Sim	1140	1124	46	1308	16	98,60	96,60	97,51
EX15	Sim	1649	1639	14	1775	10	99,39	99,22	99,30
EX16	Sim	2136	2127	67	2441	9	99,58	97,33	98,36
EX17	Sim	1240	1237	17	1301	3	99,76	98,71	99,22
EX18	Não	21	21	24	55	0	100,00	69,62	76,00
EX19	Sim	4213	4209	28	4483	4	99,91	99,38	99,63
EX20	Sim	1467	1457	16	1597	10	99,32	99,01	99,16
EX21	Sim	4129	4065	28	4493	64	98,45	99,38	98,94
EX22	Sim	2617	2601	14	2905	16	99,39	99,52	99,46
EX23	Sim	354	353	17	437	1	99,72	96,26	97,77
EX24	Sim	729	723	25	800	6	99,18	96,97	98,01
EX25	Sim	4619	4589	61	4908	30	99,35	98,77	99,05
EX26	Sim	1624	1622	28	1789	2	99,88	98,46	99,13
EX27	Sim	1090	1075	19	1239	15	98,62	98,49	98,55
EX28	Sim	3911	3903	11	4144	8	99,80	99,74	99,76
EX29	Sim	1530	1525	68	1676	5	99,67	96,10	97,77
EX30	Sim	1315	1300	12	1497	15	98,86	99,20	99,04
EX31	Sim	378	360	100	560	18	95,24	84,85	88,63
Totais		43976	43650	1331	48978	326	99,26	97,35	98,24

JST - Julgamento Subjetivo do Técnico em Polissonografia durante o exame (Roncador?); VP - Verdadeiro Positivo; VN - Verdadeiro Negativo; FP - Falso Positivo; FN - Falso Negativo.

pelo zero, energia do sinal e coeficiente de correlação normalizado para segmentação e classificação do sinal sonoro. Este algoritmo computacional chegou a 90,74% de acurácia.

O algoritmo de Cavusoglu et al.¹¹, utilizando distribuição de energia por subbandas de 500 Hz, em segmentos (ou amostras) do sinal sonoro do ronco, chegou a uma acurácia de 97,3% em “Roncadores Primários” e 86,8% em

pacientes com SAHOS. Duckitt et al.¹² utilizaram Hidden Markov Models (HMM), chegando a 89% de acurácia.

Todas estas técnicas citadas acima processam o sinal sonoro do ronco com uma alta taxa de amostragem (>7500 Hz). Contudo, o algoritmo apresentado neste trabalho, por meio de uma análise de temporal ($T_{\text{duração}}$), utilizando-se o sinal elétrico do ronco de 31 pacientes, com uma taxa de amostragem baixa de 200 Hz, alcançou um percentual de

Tabela 3. Análise da Duração em segundos dos Episódios de Ronco.

Análise descritiva da Duração do Ronco		
	Pacientes com SAHOS	Roncadores Primários
Número de Ronco (n)	9993	7691
Duração Mínima	0,55	0,55
Mediana	0,8	0,9
Duração Máxima	2,95	2,55
Média	0,8636	1,002
Desvio Padrão	0,271	0,3562
Erro Padrão	0,002711	0,004062
Intervalo de Confiança (95%)	[0,8583 0,8689]	[0,9944 1,01]

SAHOS com IAH ≥ 5 (Informação extraída do laudo oficial)
Roncadores Primários com IAH < 5 .

acurácia de aproximadamente 96% em relação ao padrão-ouro (Observador Treinado).

Isto mostra que o processamento de um sinal elétrico, mesmo com baixa taxa de amostragem, pode ser utilizado na identificação automática de ronco.

Um problema para se validar manualmente o ronco é que a definição para ele varia entre observadores. Hoffstein¹⁷ mostrou a dificuldade em se definir e quantificar de forma objetiva o que é ronco devido à percepção subjetiva do ouvinte. Foram estudados 25 exames polissonográfico (todos os exames com duração de uma noite inteira e registrando o ronco). O som do ronco foi gravado em uma fita K-7 e simultaneamente registrado em papel. Um técnico especializado em polissonografia fez uma contagem objetiva do número de roncos durante 20 minutos do exame. Dois outros técnicos em polissonografia escutaram os roncos e também contaram o que perceberam como ronco. Os resultados mostraram que em 7 dos 25 pacientes, a diferença entre o técnico que fez a contagem objetiva e os dois técnicos que escutaram e contaram o ronco de forma subjetiva, é acima de 25%. Em outro grupo, 7 dos 25 pacientes, a diferença entre os técnicos que escutaram o ronco, é acima de 25%. A concordância Kappa entre os ouvintes foi de 0,49 (moderada). Hoffstein conclui que o julgamento de um evento de ronco é altamente subjetivo.

Contudo, no nosso trabalho, a concordância entre o Observador Treinado e o Sistema computacional foi de 0,96 (Kappa), demonstrando uma substancial concordância. Isto é um indício que técnicas de detecção automática de ronco podem ser adotadas na prática clínica, mesmo com um sinal elétrico do ronco com baixa taxa amostral.

O valor Kappa de 0,96 é uma evidência que o sistema computacional pode fazer o papel do Observador Humano (ou Técnico em polissonografia) na classificação de episódios de ronco. Isto devido à concordância entre humanos, aceitos como padrão ouro, o nível kappa de concordância chega apenas em 0,49 (moderada).

Observamos uma menor duração média dos eventos do ronco em pacientes com SAHOS em relação aos Simples Roncadores, evidenciado pelo teste *t Student* ($p < 0,0001$). Isto é um indício que a investigação da menor duração nos eventos de ronco em pacientes com SAHOS deve ser estudada em detalhes.

CONCLUSÃO

O algoritmo desenvolvido pode ser usado nas seguintes tarefas clínicas:

- 1) Identificação automática do sinal elétrico equivalente ao sinal sonoro do ronco com baixa taxa de amostragem.
- 2) Acompanhamento evolutivo do tratamento de Distúrbio Respiratório do Sono, especialmente do ronco, pela comparação estatística de antes e depois do tratamento.

Como em muitas clínicas especializadas o laudo dos exames polissonográfico descreve apenas a impressão subjetiva do técnico (ronco forte, médio ou fraco) que acompanhou o exame, este algoritmo que facilita a criação de relatórios quantitativos do registro elétrico do ronco, oferecendo reprodutibilidade, confiabilidade, redução do trabalho manual e custos, mostra-se potencialmente útil.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Palmerine C. Epidemia de Insônia. *Mente e Cérebro*. 2008;13:55-7.
2. Kryger MH, Roth T, Dement WC. Principles and Practice of Sleep Medicine. 2 ed. Philadelphia, PA USA: W.B. Saunders Company; 1994.
3. Jennum P, Schultz-Larsen K, Wildschiodtz G. Snoring as a medical risk factor. I. Relation to arterial blood pressure, weight and use of antihypertensive medicine. *Sleep Res*. 1985;14:170.
4. Pevernagie D, Aarts RM, Meyer MD. The acoustics of snoring. *Sleep Med Rev*. 2010;14(2):131-44.
5. Beninati W, Harris CD, Herold DL, Shepard JW. The effect of snoring and obstructive sleep apnea on the sleep quality of bed partners. *Mayo Clinic Proceedings*. 1999;74(10):955-8.

-
6. Ulfberg J, Carter N, Talback M, Edling C. Adverse health effects among women living with heavy snorers. *Health Care Women Int.* 2000;21(2):81-90.
 7. Dille JR. Doctor Stuff - Snoring Can Be Fatal For Your Marriage And For You (Reprinted From AG-Pilot International, March, 1987). *Aviat Space Environ Med.* 1987;58(12):1234.
 8. Sardesai MG, Tan AKW, Fitzpatrick M. Noise-induced hearing loss in snorers and their bed partners. *J Otolaryngol.* 2003;32(3):141-5.
 9. Hoffstein V, Mateika JH, Mateika S. Snoring and sleep architecture. *Am Rev Respir Dis.* 1991;143(1):92-6.
 10. Abeyratne UR, Wakwella AS, Hukins C. Pitch jump probability measures for the analysis of snoring sounds in apnea. *Physiol Meas.* 2005;26(5):779-98.
 11. Cavusoglu M, Kamasak M, Erogul O, Ciloglu T, Serinagaoglu Y, Akcam T. An efficient method for snore/nonsnore classification of sleep sounds. *Physiol Meas.* 2007;28(8):841-53.
 12. Duckitt WD, Tuomi SK, Niesler TR. Automatic detection, segmentation and assessment of snoring from ambient acoustic data. *Physiol Meas.* 2006;27(10):1047-56.
 13. Karunajeewa AS, Abeyratne UR, Hukins C. Silence-breathing-snore classification from snore-related sounds. *Physiol Meas.* 2008;29(2):227-43.
 14. Gold B, Morgan. *Speech and audio signal processing: processing and perception of speech and music.* J. Wiley; 2000.
 15. Caffier PP, Berl JC, Muggli A, Reinhardt A, Jakob A, Moser M, et al. Snoring noise pollution - the need for objective quantification of annoyance, regulatory guidelines and mandatory therapy for snoring. *Physiol Meas.* 2007;28(1):25-40.
 16. Hoffstein V. Is snoring dangerous to your health? *Sleep.* 1996;19(6):506-16.
 17. Hoffstein V. Comparing perceptions and measurements of snoring. *Sleep.* 1996;19(10):783-9.
 18. Hoffstein V, Haight J, Cole P, Zamel N. Does snoring contribute to presbycusis? *Am J Respir Crit Care Med.* 1999;159(4):1351-4.
 19. Hsu Y, Chen M, Cheng C, Wu C. Development of a portable device for home monitoring of snoring. *Journal of Biomedical Engineering - Applications, Basis & Communications.* 2005;17(2):176-80.
 20. Hara H, Murakami N, Miyauchi Y, Yamashita H. Acoustic analysis of snoring sounds by a multidimensional voice program. *Laryngoscope.* 2006;116(3):379-81.