

Evaluación de la vía aérea superior en sujetos con SAHS mediante análisis del sonido respiratorio durante vigilia

Jordi Solà-Soler^{1,2,3}, José Antonio Fiz^{3,4}, Abel Torres^{1,2,3} y Raimon Jané^{1,2,3}

¹Universitat Politècnica de Catalunya (UPC), ²Institut de Bioenginyeria de Catalunya (IBEC), Barcelona, España; ³CIBER de Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina (CIBER-BBN), España, {jordi.sola, raimon.jane}@upc.edu, ⁴Servicio de Neumología, Hospital Universitari Germans Trias i Pujol de Badalona, España, jafiz@msn.com

Resumen

El Síndrome de Apnea-Hipopnea del Sueño (SAHS) actualmente se diagnostica mediante la Polisomnografía (PSG), una prueba cara y costosa. Se han propuesto diversas alternativas para ayudar al cribado previo de SAHS. En estudios previos demostramos que los sujetos con SAHS se pueden identificar a partir de las frecuencias de resonancia (formantes) de la respiración nocturna. En este trabajo se extiende el estudio al sonido respiratorio registrado en vigilia. Se seleccionaron diversos ciclos de inspiración y expiración consecutivas en 23 sujetos con diversos grados de SAHS durante el estado de vigilia previo a la PSG. Mediante un modelo autoregresivo (AR) se estimaron los formantes y el área transversal (CSA) de la vía. Se observa que los formantes en determinadas bandas tienen una frecuencia mayor ($p < 0.04$) en sujetos con SAHS leve-moderado, con un Índice de Apnea-Hipopnea (AHI) menor que 30, respecto a los sujetos con SAHS severo ($AHI \geq 30$). En paralelo, el área promedio de la vía aérea en las zonas con obstrucción muestra una tendencia decreciente ($r = -0.498$) con la severidad de la patología. Las características de los formantes, combinadas con medidas antropométricas, permiten clasificar a los sujetos con SAHS severo con una sensibilidad (especificidad) de hasta un 84.6% (88.9%). En conclusión, el sonido respiratorio registrado durante vigilia proporciona información valiosa sobre el estado de la vía aérea superior que puede ayudar a identificar un SAHS severo.

1. Introducción

El Síndrome de Apnea-Hipopnea del Sueño (SAHS) es un trastorno del sueño altamente prevalente en la población general. Sus implicaciones clínicas [1] van desde la somnolencia diurna hasta posibles implicaciones cardiovasculares a largo plazo. El método estándar para diagnosticar el SAHS es la Polisomnografía nocturna (PSG), un procedimiento complejo que implica pasar una noche en el hospital.

En la bibliografía se han propuesto diversas alternativas para identificar a los sujetos con SAHS a partir de registros de un solo canal, como la saturación de oxígeno [2], el sonido del ronquido [3] o el sonido respiratorio nocturno [4]. Recientemente los esfuerzos se están concentrando en la detección de la severidad del SAHS durante vigilia. Entre los estudios acústicos, cabe destacar el trabajo pionero de nuestro grupo de estudio de las vocales [5], los métodos avanzados de procesado de voz [6] o el análisis del sonido traqueal [7].

Existen numerosas diferencias en la vía aérea superior (UA) entre los sujetos normales y los pacientes con SAHS: más colapsabilidad de la vía, mayor fuerza de los músculos uvular y geniogloso, y un área transversal reducida en la región retropalatal [8]. Un estudio reciente con tomografía computerizada ha confirmado que existe una correlación estadísticamente significativa entre la severidad del SAHS medido por el Índice de Apnea-Hipopnea (AHI) y el área transversal mínima de la UA, tanto en vigilia como durante el sueño [9].

Las características de la UA se pueden estudiar de forma indirecta a través de los formantes del sonido respiratorio, que reflejan las frecuencias de resonancia que la vía aérea introduce en el sonido [4]. El análisis del sonido respiratorio también permite estimar la morfología del área transversal de la vía aérea. Nuestra hipótesis en el presente trabajo es que las características de la UA en función de la severidad del SAHS quedan reflejadas en las características del sonido respiratorio durante vigilia.

2. Material y métodos

2.1. Adquisición de señales

El sonido respiratorio se adquirió simultáneamente a los estudios PSG en el Hospital Universitario Germans Trias i Pujol de Badalona mediante un dispositivo de un solo canal (Snoryzer Uno, Sibel S.A., Barcelona) [10]. El sonido externo se registró utilizando un micrófono electret unidireccional situado sobre la tráquea a la altura del cartílago cricoides y acoplado a la piel a través de una cavidad cónica. El canal de sonido externo se amplificó y filtró entre 70Hz y 2kHz, y se digitalizó a una frecuencia de muestreo de 5kHz con un conversor A/D de 12 bits.

2.2. Sincronización del sonido externo con la PSG

En un estudio polisomnográfico típico los dos sistemas de adquisición (PSG y sistema de sonido externo) no se ponen en marcha al mismo tiempo. Este hecho introduce

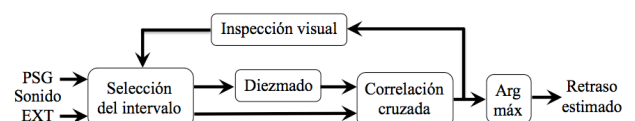


Figura 1. Algoritmo de estimación semiautomática del retraso entre los canales de la PSG y el canal de sonido externo.

un retraso variable entre los respectivos canales. Para asegurarnos que seleccionamos episodios de sonido respiratorio pertenecientes a la fase de vigilia inicial, se necesita un hipnograma perfectamente sincronizado con el canal de sonido externo. La sincronización se llevó a cabo de forma semiautomática de la forma siguiente (Figura 1): se seleccionó de forma manual un fragmento de sonido externo con actividad respiratoria. Luego se extrajo el canal de sonido de la PSG, de menor calidad, y se correlacionó con el sonido externo previamente diezmado. El retraso es estimado como el instante en el que la correlación es máxima. En los casos en los que este máximo no era claramente visible, se repitió el proceso con un nuevo fragmento de señal. La Tabla 1 muestra el rango de valores de retraso en nuestra base de datos.

		AHI<30	AHI≥30
Sujetos (N=23)	H/M	8/2	12/1
Edad (años)	m±s	48.9±11.4	56.3±7.9
BMI (kg/m ²)	m±s	26.5±3.2	29.8±3.0
AHI (h ⁻¹)	m±s	16.0±9.3	52.5±16.0
Retardo (s)	min-máx med	(16.1-120.0) 20.7	(18.4-424.9) 26.1

Tabla 1. Características de la base de datos

H=Hombres. M=mujeres. BMI=Índice de masa corporal. AHI=Índice de apnea-hipoapnea. M=media. S=desviación

2.3. Selección de episodios y base de datos

El sonido respiratorio y la PSG se registraron simultáneamente y se sincronizaron en un conjunto de 51 sujetos derivados al Servicio de Neumología del HUGTIP. El hipnograma permitió identificar el periodo de vigilia inicial, previo a que cada sujeto entrara en sueño. Dentro de este periodo, se seleccionaron entre uno y tres fragmentos de sonido externo que contuvieran de cuatro a seis ciclos de inspiración y espiración consecutivos (Figura 2):

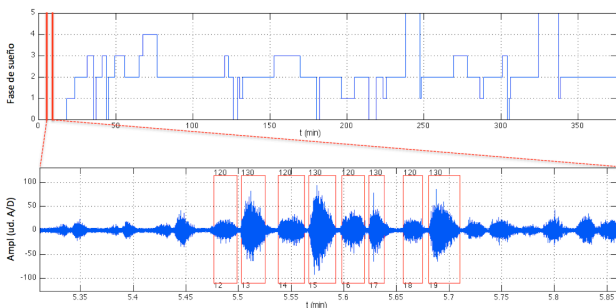


Figura 2. Selección de episodios de sonido inspiratorios y espiratorios de la fase de vigilia inicial.

Muchos sujetos se tuvieron que descartar (especialmente entre aquellos con SAHS) porque tenían un periodo de vigilia inicial demasiado corto y/o su sonido respiratorio

tenía una relación señal a ruido demasiado baja. Las características de la base de datos final con 23 sujetos se muestra en la Tabla 1.

2.4. Análisis del sonido respiratorio

Cada episodio de respiración se caracterizó a través de los formantes, que son los máximos locales de su envolvente espectral. Para la estimación de la envolvente espectral se utilizó un modelo autoregresivo de orden p : $AR(p)$. Los coeficientes de predicción lineal (LPC) del modelo, $\{a_1, \dots, a_p\}$, se calcularon mediante el método de la autocorrelación como en estudios anteriores [4]. Este método permite utilizar la recursión de Levinson-Durbin, a partir de la cual se pueden extraer los coeficientes de reflexión $\{k_1, \dots, k_p\}$ que posteriormente servirán para estimar el área transversal de la UA.

Cada formante se caracterizó por su frecuencia F_i , amplitud relativa M_i y atenuación L_i tal como se muestra en la Figura 2. En trabajos previos con ronquido, se vio que la variabilidad de los parámetros acústicos en episodios consecutivos mejora los algoritmos de clasificación de SAHS [3]. Así pues, en el presente trabajo también se ha incluido la variabilidad de cada parámetro $P_i \in \{F_i, L_i, M_i\}$, definida como la desviación estándar SdP de la primera diferencia del parámetro $dP_i(k)=P_i(k)-P_i(k-1)$ en episodios consecutivos de inspiración o espiración.

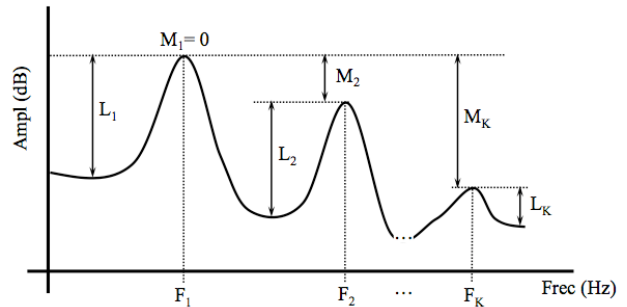


Figura 3. Cada formante se caracteriza por su frecuencia F_i , su amplitud relativa M_i y su atenuación L_i

El modelo $AR(p)$ del sonido respiratorio admite una interpretación en términos de resonador acústico compuesto de varias secciones cilíndricas de la misma longitud y área variable [11]:

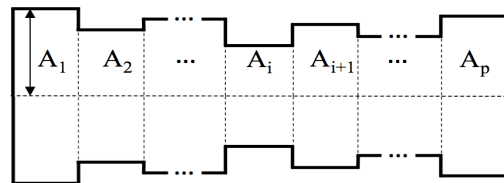


Figura 4. Modelo de segmentos cilíndricos con sección variable

El área de cada segmento A_i se estima a partir de los coeficientes de reflexión k_1, \dots, k_p del modelo $AR(p)$ según la expresión $A_{i+1}=A_i \cdot (1-k_{p-i})/(1+k_{p-i})$, donde $A_0=1$ y $i=0, \dots, p-1$. El parámetro de interés de este modelo para el estudio del SAHS es el área promedio de los segmentos que presentan obstrucción –es decir, los mínimos locales del perfil de área transversal– que denominaremos CSA_{min} .

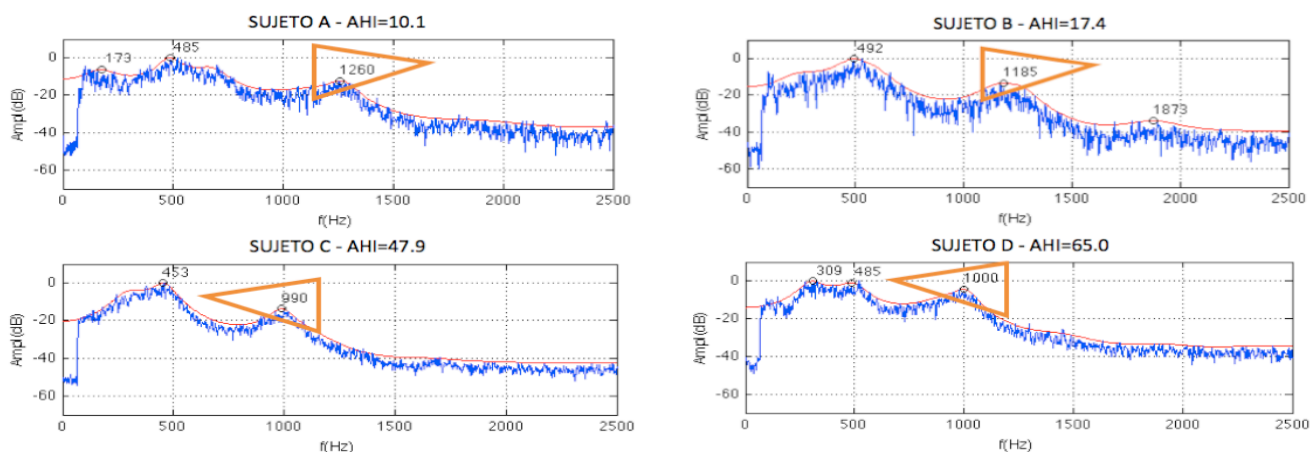


Figura 5. Envoltura espectral y formantes estimados en episodios de inspiración de cuatro sujetos de la base de datos. El cuarto formante F4 ubicado entre 925Hz y 1.4kHz tiene una frecuencia inferior en los sujetos con SAHS severo (sujetos C y D)

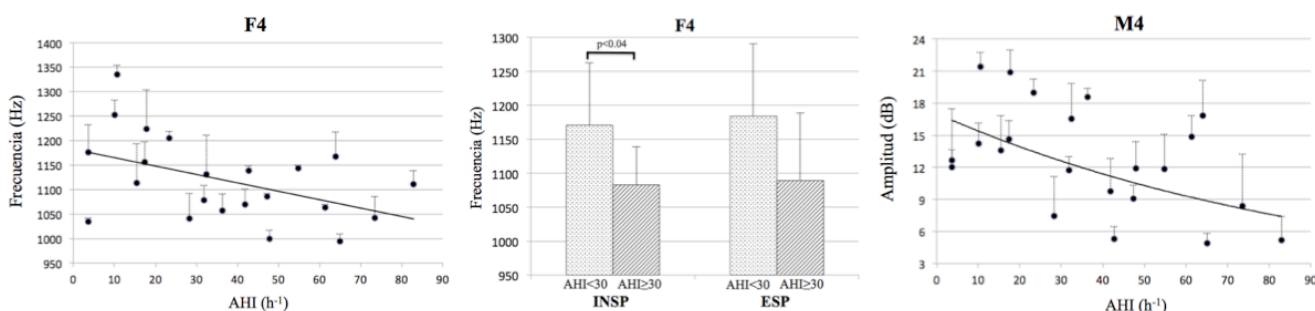


Figura 6. La frecuencia (F4, izquierda) y la amplitud (M4, derecha) del cuarto formante presentan una tendencia decreciente con la severidad del SAHS medida por el AHI. La frecuencia F4 es significativamente menor en la inspiración de los SAHS severos.

3. Resultados

La envoltura espectral muestra una morfología similar en episodios consecutivos de un mismo sujeto, y contiene entre cuatro y cinco formantes (Figura 5). Los formantes de la inspiración y la espiración aparecen en las mismas bandas para la mayoría de sujetos. Las frecuencias de los formantes se analizaron en las bandas frecuenciales halladas en un anterior estudio con sonido nocturno [4].

El formante contenido en la banda B4=(925,1400)Hz muestra un comportamiento distinto entre los sujetos con SAHS leve-moderado y los sujetos con SAHS severo (Figura 5). La frecuencia F4 es significativamente menor en los episodios inspiratorios de los sujetos con SAHS severo ($F4=1170.66\pm 92.25\text{Hz}$ vs $F4=1082.99\pm 51.66\text{Hz}$, $p=0.036$, Figura 6). En los ciclos espiratorios se observaron las mismas tendencias pero sin significación estadística. Por otro lado, en los episodios de inspiración, tanto la frecuencia F4 como la amplitud relativa M4 del formante de la banda B4 tienen una correlación decreciente en función del AHI ($r=-0.47$ y $r=-0.53$, respectivamente, $p<0.05$, Figura 6).

El perfil de área transversal de la UA estimado a partir del modelo AR muestra una obstrucción más acusada en los sujetos con SAHS severo (Figura 7, derecha-izquierda). Si analizamos de forma cuantitativa el área transversal promedio en los segmentos con obstrucción, se observa que ésta tiene una tendencia exponencial decreciente en función de la severidad de la patología SAHS medida por el AHI ($r=-0.498$, $p<0.05$). Este comportamiento sólo se observa durante la inspiración.

Los sujetos de los dos grupos de severidad se clasificaron mediante análisis discriminante lineal. Entre todos los parámetros acústicos disponibles, el algoritmo seleccionó como mejores la frecuencia del formante F4 y la variabilidad local de su amplitud, SdM4. Con sólo estos dos parámetros se obtuvo una sensibilidad (especificidad) del 76.9% (77.8%) en la validación cruzada (Tabla 2, modelo A). Cuando el BMI se incorporó al modelo, las prestaciones aumentaron al 84.6% (88.9%) (Tabla 2, modelo B). En la validación cruzada la sensibilidad disminuyó al 76.9% con la misma especificidad.

	Modelo A (sin BMI)	Modelo B (con BMI)
Sensibilidad (%)	76.9	84.6
Especificidad (%)	77.8	88.9
Precisión (%)	77.3	86.4

Tabla 2. Resultados de la clasificación mediante análisis discriminante lineal entre los grupos de sujetos con SAHS leve-moderado ($AHI<30$) y con SAHS severo ($AHI\geq 30$)

4. Discusión

En un estudio previo mostramos que las frecuencias de los formantes del sonido respiratorio traqueal permiten distinguir a los sujetos con SAHS durante el sueño [4]. Los resultados del presente estudio indican que los formantes del sonido respiratorio pueden ayudar a identificar a los sujetos con SAHS severo también en vigilia.

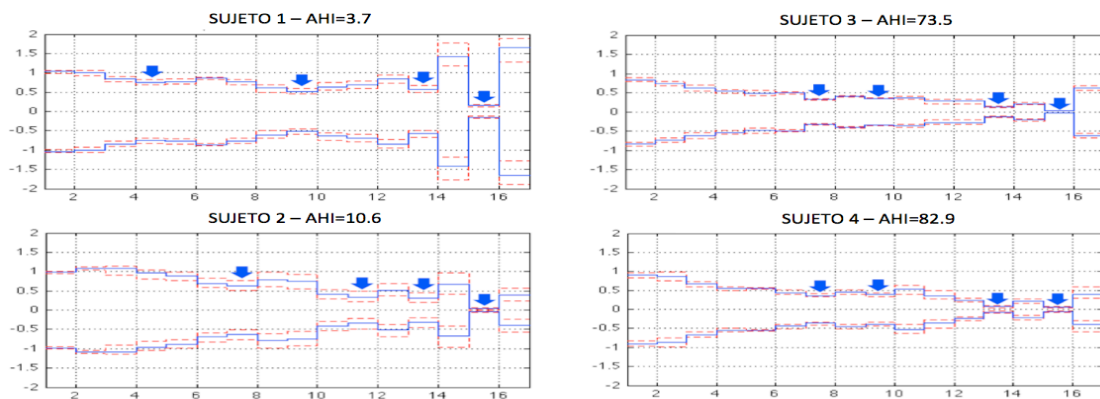


Figura 7. El perfil de área transversal estimado muestra una mayor obstrucción global en los sujetos más severos (derecha) respecto a los más leves (izquierda).

El método propuesto parece capturar algunas de las diferencias que se han reportado en la UA de los sujetos con SAHS respecto a los sujetos normales [8]. Los estudios cefalométricos indican que el tracto vocal es más largo en los sujetos con SAHS que en los sujetos sanos [9]. Este hecho podría explicar en parte por qué algunas de las resonancias que introduce la vía aérea, tanto sobre las vocales de la voz como sobre el sonido respiratorio, tienen una frecuencia inferior en los sujetos con SAHS durante la vigilia [12].

Nuestro grupo llevó a cabo un estudio pionero años atrás analizando las vocales de 18 sujetos con SAHS y 10 controles. El grupo patológico mostró una frecuencia máxima de los armónicos y un número de armónicos espectrales significativamente menores en las vocales /i/ y /e/ españolas [5]. De forma similar, se han reportado valores de frecuencia inferiores en los formantes de las vocales inglesas /a/, /i/ y /u/ de los sujetos con SAHS [12]. Los resultados del presente estudio parecen estar en concordancia con los estudios previos sobre la voz.

El análisis del sonido respiratorio también permite realizar una estimación del área transversal de la vía aérea. A pesar de que se trata de un modelo alejado de la situación real (la vía aérea no es rígida ni rectilínea) aun así permite predecir un mayor grado de obstrucción global en los sujetos con SAHS severo –aunque no permita determinar su ubicación exacta. El hecho de que esa mayor obstrucción sea visible durante la inspiración pero no durante la espiración confirma que el modelo acústico está capturando información de un fenómeno dinámico, y que el comportamiento observado no se debe únicamente a diferencias antropométricas.

En el presente estudio se sincronizó un canal de sonido externo con los registros PSG completos. Ello permite una comparación de las características del sonido respiratorio traqueal durante la vigilia y durante el sueño. Sin embargo, este procedimiento limita el análisis durante la vigilia a la cantidad de tiempo que un sujeto permanece inicialmente despierto, lo cual obligó a descartar una parte importante de los registros originales. Los resultados de este estudio se deben validar en una base de datos mayor.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado en parte por el Ministerio de Economía y Competitividad (TEC2010-21703-C03-01).

Referencias

- [1] J. Duran, S. Esnaola, R. Rubio, A. Iztueta, “Obstructive sleep apnoea- hypopnoea and related clinical features in a population-based sample of subjects aged 30 to 70 yr,” *Am. J. Respir. Crit. Care Med.*, vol. 63, pp. 685-689, 2001.
- [2] D. Alvarez, R. Hornero, J. V. Marcos, F. Del Campo, “Multivariate analysis of blood oxygen saturation recordings in OSA diagnosis,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 57, no. 12, pp.2816-24, 2010.
- [3] J. Solà-Soler, J. A. Fiz, J. Morera and R. Jané, “Multiclass classification of subjects with Sleep Apnoea-Hypopnoea Syndrome through snoring analysis,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 34, no.9, pp.1213-20, 2012.
- [4] J. Solà-Soler, R. Jané, J. A. Fiz and J. Morera, “Formant frequencies of normal breath sounds of snorers may indicate the risk of Obstructive Sleep Apnea Syndrome,” *30th Conf. Proc. IEEE EMBS*, 2008, pp. 3500-3.
- [5] J. A. Fiz, J. Morera, J. Abad, A. Belsunces, J. I. Fiz, R. Jané, P. Caminal and D. Rodenstein “Acoustic analysis of vowel emission in Obstructive Sleep Apnea,” *Chest*, vol. 104, no. 4, pp. 1093–6, 1993.
- [6] E. Goldshtein, A. Tarasiuk and Y. Zigel, “Automatic detection of Obstructive Sleep Apnea using speech signals,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 58, no. 5, pp.1373-82, 2011.
- [7] A. Montazeri, E. Giannouli and Z. Moussavi, “Assessment of OSA and its severity during wakefulness,” *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 40, no. 4, pp. 916–24, 2012.
- [8] I. Ayappa and D. M. Rappaport, “The upper airway in sleep: physiology of the pharynx,” *Sleep Med. Rev.*, vol. 7, pp. 9-33, 2003.
- [9] J. Y. Heo and J. S. Kim, “Correlation between severity of sleep apnea and upper airway morphology: Cephalometry and MD-CT study during awake and sleep states,” *Acta Oto-Laringol.*, vol. 131, pp. 84–90, 2011.
- [10] J.A. Fiz, R. Jané, J. Solà-Soler, J. Abad, M.A. García and J. Morera, “Continuous analysis and monitoring of snores and their relationship to the apnea-hypopnea index”. *The Laryngoscope*, vol. 120, pp. 854–862, 2010.
- [11] D. J. Fucci, N. J. Lass, “Fundamentals of Speech Science”, *Allyn and Bacon*, 1999.
- [12] M.P. Robb, J. Yates and E. J. Morgan, “Vocal Tract Resonance Characteristics in Adults with OSA”, *Acta Oto-Laringol (Stockh)*, vol. 117, pp. 760–3, 1997.