

# CONGRESO CASERB

LIBRO DE ACTAS

XXXVIII Congreso  
Anual de la  
Sociedad Española  
de Ingeniería Biomédica

ORGANIZADORES Y COLABORADORES:



GRUPO DE INGENIERÍA BIOMÉDICA  
UNIVERSIDAD DE VALLADOLID



BioRes  
BIOENGINEERING  
AND RESUSCITATION

Sociedad Española de  
INGENIERÍA BIOMÉDICA





# LIBRO DE ACTAS

25 - 27 de noviembre de 2020

*XXXVIII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica CASEIB 2020*

Los contenidos de esta publicación han sido evaluados por el Comité Científico que en ella se relaciona y según el procedimiento que se recoge en [www.caseib.es/2020/](http://www.caseib.es/2020/)

**Presidente del Comité Organizador:**

Roberto Hornero Sánchez

**Secretario del Comité Organizador:**

Jesús Poza Crespo

**Editores:**

Roberto Hornero Sánchez

Jesús Poza Crespo

Carlos Gómez Peña

María García Gadañón

**Maquetación:**

Carlos Gómez Peña

Unai Irusta Zarandona

Verónica Barroso García

Aarón Maturana Candelas

**Diseño de portada:**

Pablo Núñez Novo

ISBN: 978-84-09-25491-0



*Libro de Actas del XXXVIII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica*

Se distribuye bajo una licencia de Creative Commons Reconocimiento-NoComercial-SinObraDerivada 4.0 Internacional.

Jueves, 26 de noviembre de 2020, a las 8:30

---

### Sesión oral: Señales Biomédicas II

**Moderadores:** Pablo Laguna Lasasa y Carlos Gómez Peña

Influence of voluntary contractions on the basal sEMG activity of the pelvic floor muscles....	240
Decodificación no lineal de los movimientos de la mano en tiempo real mediante un sistema Brain-Computer Interface.....	244
Choosing strategies to deal with artifactual EEG data in children with cognitive impairment ..	248
Análisis del flujo aéreo nocturno mediante wavelets para la ayuda en el diagnóstico de la apnea del sueño infantil .....	252
Análisis de la respuesta electrodermal para la identificación de pacientes con depresión .....	256
Evaluación de la robustez de la red neuronal funcional en la demencia por enfermedad de Alzheimer.....	260

### Sesión oral: Imágenes Biomédicas I

**Moderadores:** María García Gadañón y Carmen Serrano Gotarredona

Citometría de flujo con hoja plana para el conteo de bacterias de tuberculosis .....	265
Reconstrucción y validación de imágenes electrocardiográfica: Problema inverso.....	269
Efecto de los parámetros geométricos de adquisición en tomosíntesis digital lineal .....	273
Detection of PD-L1 expression in non-small cell lung cancer with <sup>18</sup> F-FDG PET imaging ....	277
Geometry performance study on scintillator crystal for hexagonal SiPM application.....	281
Corrección del Artefacto de Truncamiento en TAC mediante Aprendizaje profundo .....	285

### Sesión oral: Modelado de Sistemas Médicos

**Moderadores:** F. Javier Saiz Rodríguez y Beatriz F. Giraldo Giraldo

Estimulación medular: optimización de la distancia entre polos de estimulación a partir de modelos de simulación.....	290
Modelado de la propagación óptica a través de tejidos biológicos anisotrópicos utilizando las funciones de Green .....	294
Computational Simulations of Atrial Electrophysiology Remodelling under Metabolic Syndrome Driven by Up-regulation of Potassium Repolarizing Ionic Currents .....	298
Prototipo de modelo anatómico impreso en 3D para exploración del oído humano .....	302

# Señales Biomédicas II

---

Jueves, 26 de noviembre de 2020

# Análisis del flujo aéreo nocturno mediante wavelets para la ayuda en el diagnóstico de la apnea del sueño infantil

V. Barroso García<sup>1,2</sup>, G.C. Gutiérrez Tobal<sup>1,2</sup>, L. Kheirandish Gozal<sup>3</sup>, D. Álvarez González<sup>1,2,4</sup>, F. Vaquerizo Villar<sup>1,2</sup>, F. del Campo Matías<sup>1,2,4</sup>, D. Gozal<sup>3</sup>, R. Hornero Sánchez<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Grupo de Ingeniería Biomédica, Universidad de Valladolid, Valladolid, España, veronica.barroso@gib.tel.uva.es

<sup>2</sup> Centro de Investigación Biomédica en Red en Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina (CIBER-BBN), España

<sup>3</sup> Department of Child Health, The University of Missouri School of Medicine, Columbia, Missouri, USA, gozald@health.missouri.edu

<sup>4</sup> Servicio de Neumología, Hospital Universitario Río Hortega, Valladolid, España, fsas@telefonica.net

## Resumen

*Este estudio se centra en el análisis automático de la señal de flujo aéreo monocanal (FA) para la ayuda en el diagnóstico de la Apnea Obstructiva del Sueño (AOS) infantil. En concreto, se ha evaluado la utilidad diagnóstica de las medidas extraídas de los diferentes niveles de descomposición obtenidos al aplicar la transformada wavelet discreta a la señal de FA. Además, se ha evaluado la complementariedad entre la información wavelet de FA y el índice de desaturación de oxígeno en sangre  $\geq 3\%$  (ODI<sub>3</sub>), que fue directamente obtenido de la señal de saturación de oxígeno en sangre (SpO<sub>2</sub>). Se han analizado 946 registros de FA y SpO<sub>2</sub> procedentes de niños de 0 a 13 años. El análisis se realizó en dos etapas metodológicas: (i) descomposición wavelet y extracción de características y (ii) estimación del índice de apnea hipopnea mediante LSBoost con árboles de decisión como clasificador base. Por tanto, dos modelos fueron entrenados: LSBoost<sup>FA</sup> alimentado con las características wavelet de FA y LSBoost<sup>FA,ODI3</sup> alimentado con las características wavelet de FA y el ODI<sub>3</sub>. LSBoost<sup>FA,ODI3</sup> alcanzó mayor rendimiento diagnóstico que LSBoost<sup>FA</sup> en el grupo de test, con una precisión del 78.5% para 1 evento/h, 77.4% para 5 eventos/h, y 88.8% para 10 eventos/h, mostrando así la complementariedad de ambos enfoques. Estos resultados sugieren que el análisis de la señal FA mediante la transformada wavelet podría ser usado junto con el ODI<sub>3</sub> como una potente herramienta para ayudar a diagnosticar la AOS pediátrica, especialmente en los sujetos con un grado de severidad severo.*

## 1. Introducción

La Apnea Obstructiva del Sueño (AOS) es un trastorno respiratorio de alta prevalencia, que afecta hasta al 4% de la población infantil [1]. Los niños afectados por esta enfermedad presentan repetidos episodios de apnea (ausencia de flujo aéreo) e hipopnea (reducción del flujo aéreo acompañado de una desaturación de oxígeno en sangre  $\geq 3\%$  o arousal) mientras duermen [2]. La AOS tiene graves consecuencias en los niños que la padecen, ya que afecta a su sistema cardiovascular y nervioso, así como a su desarrollo cognitivo [1]. Por tanto, es esencial que ésta enfermedad sea diagnosticada y tratada a tiempo, antes de que las consecuencias empeoren y lleguen a ser potencialmente irreversibles.

La polisomnografía nocturna (PSG) es el método de referencia para diagnosticar la AOS pediátrica [3]. Mediante esta prueba se registran múltiples señales biomédicas, que permiten calcular el índice de apnea-

hipopnea (IAH: número de eventos de apnea e hipopnea por hora de sueño) y determinar la presencia y la severidad de la enfermedad [2]. A pesar de la eficacia de la prueba, la PSG es compleja, requiere de costosos equipos para adquirir las señales y es especialmente incómoda para los niños [4]. Además, presenta disponibilidad limitada, lo que ocasiona largas listas de espera y demoras en el diagnóstico [4].

Para lidiar con estas limitaciones inherentes de la PSG, se están explorando técnicas de diagnóstico más simples. Un enfoque común es el análisis de un conjunto reducido de señales biomédicas, como la fotopletiografía (PPG), la saturación de oxígeno en sangre (SpO<sub>2</sub>) o el flujo aéreo (FA) [5–9]. En este estudio, se propone el análisis wavelet de la señal de FA para ayudar en el diagnóstico de la AOS en niños. El FA está directamente involucrado en las definiciones de apnea e hipopnea [2], por lo que la simplificación de la PSG conduce de forma natural a su análisis. Además, esta señal ha mostrado una gran utilidad en el diagnóstico de la AOS pediátrica [8–10]. Dado que la repetida ocurrencia de eventos apneicos conduce a alteraciones del FA en el dominio de la frecuencia, su análisis espectral ha sido ampliamente estudiado en este contexto [9,10]. Típicamente estos estudios aplican métodos basados en la transformada de Fourier. Sin embargo, dichos métodos presentan diversas limitaciones, como la asunción de estacionariedad de la señal y el establecimiento de una resolución tiempo-frecuencia fija [11,12]. Por el contrario, la transformada wavelet discreta (TWD) permite realizar un análisis multi-resolución de señales no estacionarias, superando así estas limitaciones [12]. Estas propiedades de la TWD hacen de él un método muy adecuado para realizar la caracterización de señales biomédicas no estacionarias como el FA. Además, TWD ya ha sido aplicado con éxito a otras señales polisomnográficas [11,13]. Sin embargo, este es el primer estudio en el que TWD es aplicado a la señal de FA en contexto de la AOS infantil.

De acuerdo con las consideraciones anteriores, el presente estudio parte de la hipótesis de que la TWD de la señal de FA podría proporcionar información útil para ayudar a diagnosticar la AOS en niños. Por tanto, nuestro objetivo fue evaluar la utilidad y la capacidad diagnóstica de las características derivadas del análisis wavelet de FA para ayudar a determinar la presencia y la severidad de AOS.

Para ello, se realizó el proceso de descomposición wavelet y se calcularon las características de la señal de detalle de FA obtenida en cada nivel de descomposición. Además, el índice de desaturación de oxígeno en sangre  $\geq 3\%$  ( $ODI_3$ ), un parámetro ampliamente utilizado en la práctica clínica, fue incorporado al estudio para evaluar su complementariedad con la información aportada por las características wavelet. Finalmente, estas características se combinaron mediante un modelo de regresión LSBoost con árboles de decisión como modelo base, con el propósito de mejorar la capacidad diagnóstica de las características individuales.

## 2. Sujetos y señales

En este estudio se ha llevado a cabo el análisis de la señal de FA de un total de 946 sujetos pediátricos con sospecha de AOS. Todos ellos fueron remitidos a la Unidad Pediátrica del Sueño del *Comer Children's Hospital* de la Universidad de Chicago (EE.UU.), donde se les realizó la PSG. El Comité Ético del Hospital aprobó los protocolos de estudio (#11-0268-AM017, #09-115-B-AM031 y #IRB14-1241) y los representantes legales de los niños dieron su consentimiento informado para participar en la investigación.

Todos los niños fueron diagnosticados de acuerdo con las reglas de la *American Academy of Sleep Medicine* (AASM) [2]. Para determinar la severidad de cada sujeto, se usaron los umbrales de IAH 1, 5 y 10 eventos/h [1,14]. La Tabla 1 muestra los datos demográficos y clínicos de los sujetos bajo estudio. La población fue distribuida aleatoriamente en dos grupos: entrenamiento (60%) y test (40%), para diseñar y validar la metodología propuesta, respectivamente. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas en edad, sexo, índice de masa corporal (IMC) e IAH entre ambos grupos ( $p$ -valor  $> 0.01$  al aplicar el test de Mann-Whitney).

Los niños fueron monitorizados usando el polisomnógrafo digital Polysmith, Nihon Kohden America Inc., Irvine, CA, USA. Los registros de FA fueron adquiridos con un termistor y remuestreados a 100 Hz [2]. Después, estas señales fueron filtradas, mediante un filtro paso bajo con una frecuencia de corte de 1.5 Hz, y normalizadas [9]. Los registros de  $SpO_2$ , utilizados para obtener el  $ODI_3$ , fueron adquiridos con un pulsioxímetro y remuestreados a 25 Hz [2]. Además, las señales de FA y  $SpO_2$  fueron sometidas a un proceso de rechazo automático de artefactos como en estudios previos [8,9]. Todos los registros incluidos en nuestro estudio tuvieron más de 3 horas de duración después de la eliminación de artefactos. El  $ODI_3$  se obtuvo directamente de los registros de  $SpO_2$ , siguiendo la metodología propuesta por Taha *et al.* [15].

## 3. Metodología

### 3.1. Descomposición wavelet y extracción de características de FA

TWD se puede ver como una extensión del análisis clásico de Fourier donde, en vez de analizar la señal con una resolución tiempo-frecuencia fija, se realiza un

Característica	Todos	Entrenamiento	Test
Sujetos ( $n$ )	946	570	376
Edad (años)	6 [6]	6 [5]	6 [6]
Varones ( $n$ )	584 (61.7%)	339 (59.5%)	245 (65.2%)
IMC ( $kg/m^2$ )	17.9 [6.2]	17.7 [6.7]	18.1 [6.0]
IAH (e/h)	3.8 [7.8]	4.2 [8.3]	3.3 [6.4]

Los datos son presentados como número de sujetos (%) o mediana [rango intercuartil]

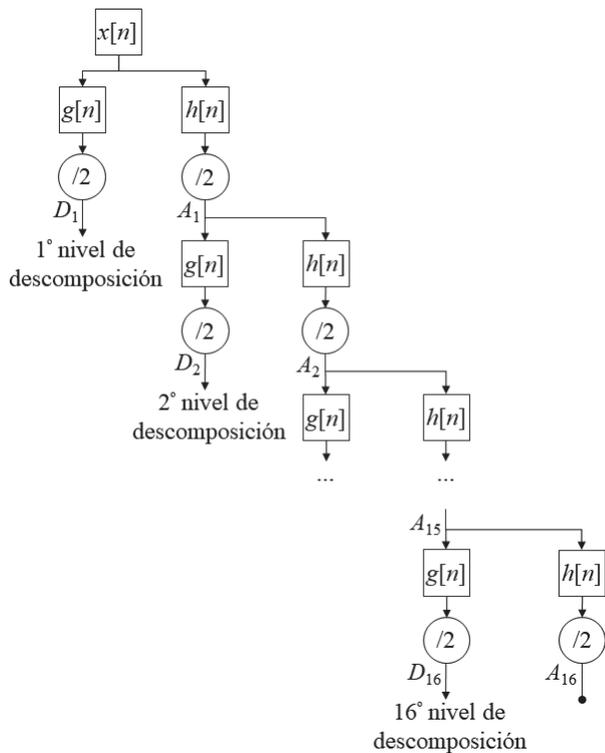
**Tabla 1.** Datos demográficos y clínicos de los sujetos.

análisis multi-resolución [12]. Esta propiedad hace que TWD sea capaz de realizar una descomposición de la señal en diferentes rangos de frecuencia, proporcionando alta resolución temporal a altas frecuencias y alta resolución frecuencial a bajas frecuencias [11,12]. Este análisis puede aplicarse utilizando la transformada wavelet continua o discreta [12]. Dado que la TWD sólo emplea escalas diádicas, reduciendo así el coste computacional, en nuestro estudio utilizamos la forma discreta.

De acuerdo con la Figura 1, el proceso de descomposición de una señal  $x[n]$  mediante la TWD consiste en un banco de filtros recursivos seguidos de un submuestreo de la señal filtrada [12]. Así, en cada nivel de descomposición  $j$  se aplica un filtro paso alto  $g[n]$  (correspondiente a la función wavelet) y un filtro paso bajo  $h[n]$  (correspondiente a la función de escalado), seguidos de un diezmado diádico para obtener la señal de detalle  $D_j$  y de aproximación  $A_j$ , respectivamente [12]. Este proceso de descomposición continúa hasta alcanzar el nivel de detalle máximo  $N=\log_2(M)$ , donde  $M$  es el tamaño de la señal.

En este estudio, la TWD se aplicó a segmentos de FA de  $M = 2^{16}$  muestras, utilizando para ello la wavelet madre Daubechies-5 [16]. Por tanto, se realizó una descomposición en  $N=16$  niveles de detalle. Dado que la señal de FA se filtró previamente a 1.5 Hz, en esta investigación se analizaron las señales de detalle de  $D_6$  a  $D_{16}$  (de 0 a 1.5625 Hz). Para cuantificar la información contenida en cada una de ellas, las siguientes características fueron extraídas [11]:

- Los momentos estadísticos del primer al cuarto orden ( $M_{1D_j} - M_{4D_j}$ ) fueron calculados para evaluar la tendencia central, dispersión, asimetría y concentración de la información wavelet contenida en cada nivel de detalle.
- El máximo ( $Max_{D_j}$ ) y mínimo ( $Min_{D_j}$ ) valor de los coeficientes de  $D_j$  fueron obtenidos para determinar la máxima y mínima amplitud de cada una de las señales de detalle generadas en el proceso de descomposición.
- La energía ( $E_{D_j}$ ) fue extraída para medir la amplitud cuadrática de la señal  $D_j$  y estimar así la actividad producida en el nivel de resolución asociado a cada banda de frecuencias.
- La entropía wavelet ( $WE$ ) fue calculada para evaluar los cambios de distribución de energía producidos en el proceso de descomposición y cuantificar su irregularidad [11].



**Figura 1.** Proceso de descomposición de la transformada wavelet discreta.

De este modo, se obtuvo un total de 78 características wavelet (7 de cada nivel de detalle y la WE del perfil TWD completo) de la señal de FA.

### 3.2. Estimación del IAH

Para estimar el IAH se utilizó el método LSBoost (*Least Squares Boosting*), un algoritmo de boosting especialmente diseñado para problemas de regresión de variables continuas [17,18]. LSBoost utiliza modelos predictivos base que son ajustados y entrenados en  $L$  iteraciones para obtener una predicción más robusta de la variable. Para ello, aplica el método del gradiente descendente a la función de pérdida cuadrática, lo que equivale a un ajuste repetido de los residuos [18]. De este modo, en cada iteración se realiza un ajuste por mínimos cuadrados que permite ajustar la mejor variable predictora reduciendo la suma residual de cuadrados [17].

En nuestro estudio, se emplearon árboles de decisión como modelo base para incrementar la generalización de LSBoost [18]. Este método también requiere el uso de la tasa de aprendizaje  $\alpha$  para reducir el sobreajuste de los modelos [18]. Tanto  $L$  como  $\alpha$  requieren ser optimizados. Así, se eligieron los valores de  $L$  y  $\alpha$  que maximizaron el kappa de Cohen obtenido al aplicar el algoritmo a 1000 réplicas *bootstrap* del grupo de entrenamiento.

### 3.3. Análisis estadístico

Las características wavelet extraídas de FA no pasaron el test de normalidad de Lilliefors. Por este motivo, se utilizó el test no paramétrico de Kruskal-Wallis para evaluar la existencia de diferencias estadísticamente significativas ( $p$ -valor  $< 0.01$  después de la corrección por Bonferroni) entre los grupos de severidad de AOS. El

rendimiento diagnóstico de los modelos LSBoost se evaluó en términos de sensibilidad (S), especificidad (E), precisión (P), valor predictivo positivo y negativo (VPP y VPN) y razón de verosimilitud positiva y negativa (LR+ y LR-).

## 4. Resultados

### 4.1. Grupo de entrenamiento

Dos modelos LSBoost fueron diseñados y entrenados con el grupo de entrenamiento: LSBoost<sup>FA</sup>, alimentado con las características wavelet extraídas de FA, y LSBoost<sup>FA,ODI3</sup>, cuyas entradas fueron las características de FA y el  $ODI_3$ . En máximo kappa se obtuvo para valores de  $L = 250$  y  $\alpha = 0.125$  tanto para LSBoost<sup>FA</sup> como para LSBoost<sup>FA,ODI3</sup>.

### 4.2. Grupo de Test

Se evaluó el rendimiento diagnóstico de los modelos LSBoost<sup>FA</sup> y LSBoost<sup>FA,ODI3</sup>, así como el rendimiento individual del  $ODI_3$ . Los resultados obtenidos para los umbrales 1, 5 y 10 eventos/h se muestran en la Tabla 2.

## 5. Discusión y conclusiones

En este estudio se ha evaluado la utilidad de las características wavelet extraídas de los diferentes niveles de descomposición de FA para detectar la AOS pediátrica y su severidad. También se ha evaluado la complementariedad entre la información proporcionada por el análisis wavelet de FA y el índice oximétrico  $ODI_3$ . Así, la combinación de ambos enfoques permitió obtener un modelo LSBoost capaz de estimar el IAH de los sujetos pediátricos con una moderada-alta precisión diagnóstica (78.5%, 77.4% y 88.8% para 1, 5 y 10 eventos/h, respectivamente). Además, destaca el valor LR+ = 10.73 alcanzado por este modelo en 10 eventos/h, ya que un LR+  $\geq 10$  es un robusto indicador para establecer la presencia de una enfermedad [19].

Diversos estudios han evaluado el uso de un conjunto reducido de señales biomédicas para detectar la AOS en niños. Gil *et al.* analizaron 21 PPGs obteniendo una precisión del 80.0% para 5 eventos/h [5]. Garde *et al.* basó su estudio en el análisis de 207 registros SpO<sub>2</sub>, alcanzando una precisión de 75.0%, 82.0% y 89.0% para 1, 5 y 10 eventos/h, respectivamente [6]. Gutiérrez-Tobal *et al.* analizaron características espectrales de FA e índices convencionales de SpO<sub>2</sub> procedentes de 50 sujetos

Modelo	IAH	S (%)	E (%)	P (%)	VPP (%)	VPN (%)	LR+	LR-
LSBoost <sup>FA</sup>	1	94.1	12.5	78.5	81.9	33.3	1.08	0.47
	5	67.4	58.7	62.0	49.5	75.0	1.63	0.56
	10	58.8	83.8	78.5	49.5	88.3	3.62	0.49
LSBoost <sup>FA,ODI3</sup>	1	96.1	4.2	78.5	80.9	20.0	1.00	0.95
	5	71.6	80.9	77.4	69.2	82.6	3.74	0.35
	10	72.5	93.2	88.8	74.4	92.6	10.73	0.29
ODI <sub>3</sub>	1	59.9	86.1	64.9	94.8	33.7	4.31	0.47
	5	69.5	89.4	81.9	79.7	83.0	6.53	0.34
	10	81.3	88.5	87.0	65.7	94.6	7.07	0.21

**Tabla 2.** Rendimiento diagnóstico de los modelos LSBoost<sup>FA</sup> y LSBoost<sup>FA,ODI3</sup> y del  $ODI_3$ .

[10]. Para el umbral 3 eventos/h su propuesta alcanzó una precisión del 86.3%. No obstante, el bajo número de sujetos empleados en estas investigaciones limita la generalización de sus resultados. Por el contrario, nosotros hemos validado nuestra propuesta empleando una amplia base de datos.

Otros estudios incluyeron un mayor número de registros, como Hornero *et al.* [7], Barroso-García *et al.* [8], y Jiménez-García *et al.* [9], que analizaron 4191 señales SpO<sub>2</sub>, 946 señales FA y 974 registros FA y SpO<sub>2</sub>, respectivamente. Estos trabajos obtuvieron precisiones de 75.1 – 83.2% en 1 evento/h, 78.5 – 82.0% en 5 eventos/h, y 90.2 – 91.0 % en 10 eventos/h. En el presente estudio alcanzamos precisiones dentro de este rango para 1 evento/h (78.5%), así como ligeramente inferiores para 5 y 10 eventos/h (77.4% y 88.8%, respectivamente). Sin embargo, nuestra propuesta superó a estos estudios en diversas métricas, como en S a Hornero *et al.* y Jiménez-García *et al.* en los 3 umbrales, o en E, VPP y LR+ a Barroso-García *et al.* en 5 eventos/h.

Este estudio presenta algunas limitaciones. Aunque el número de sujetos es elevado, con una base de datos aún mayor nuestros resultados serían más generalizables. Además, aunque Daubechies-5 ha mostrado gran utilidad, sería interesante aplicar otras wavelets madre y analizar cuál se ajusta mejor al comportamiento del FA nocturno. Como línea de investigación futura, la caracterización de FA podría centrarse en el análisis de único nivel de detalle, o una combinación de estos, que fuera más representativo del comportamiento del FA en presencia de eventos apneicos. También podría llevarse a cabo una etapa de selección de características que permitiera evaluar la relevancia y redundancia de los parámetros wavelet extraídos, así como reducir la dimensionalidad del modelo predictivo. Finalmente, podría ser útil el uso de otros métodos de estimación del IAH o clasificación multiclasa que mejoren el rendimiento diagnóstico de FA, lo que constituye otra interesante línea de investigación futura.

En resumen, la señal FA se descompuso en 16 niveles de detalle y se caracterizó mediante características wavelet. El modelo LSBoost alimentado con estas características y el *ODI*<sub>3</sub> alcanzó un rendimiento diagnóstico moderado-alto, superando el rendimiento individual del *ODI*<sub>3</sub> en 1 y 10 eventos/h. Por ello, estos resultados sugieren que el análisis wavelet de la señal FA podría ser usado junto con el *ODI*<sub>3</sub> para ayudar a diagnosticar la AOS en niños, sobre todo en los casos más severos.

## Agradecimientos

Este estudio ha sido financiado por el Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades - Agencia Estatal de Investigación y FEDER (DPI2017-84280-R y RTC-2017-6516-1), la ‘European Commission’ y FEDER (POCTEP 0702\_MIGRAINEE\_2\_E y 0378\_AD\_EEGWA\_2\_P), y por el CIBER-BBN mediante el Instituto de Salud Carlos III cofinanciado con fondos FEDER. V. Barroso García es beneficiaria de una ayuda concedida por la Consejería de Educación de la Junta de Castilla y León y el FSE. F. Vaquerizo Villar cuenta con un contrato predoctoral FPU

(FPU16/02938) del Ministerio de Educación, Cultura y Deporte. L. Kheirandish Gozal y D. Gozal cuentan con ayudas del ‘National Institutes of Health’ (HL130984, HL140548 y AG0618).

## Referencias

- [1] A.G. Kaditis *et al.*, Obstructive sleep disordered breathing in 2- to 18-year-old children: Diagnosis and management, *Eur. Respir. J.* 47 (2016) 69–94.
- [2] R.B. Berry *et al.*, Rules for Scoring Respiratory Events in Sleep: Update of the 2007 AASM Manual for the Scoring of Sleep and Associated Events, *J. Clin. Sleep Med.* 08 (2012) 597–619.
- [3] C. Jon, Polysomnography in Children, in: R.B. Mitchell, K.D. Pereira (Eds.), *Pediatr. Otolaryngol. Clin.*, Humana Press, Totowa, NJ, 2009: pp. 35–47.
- [4] P.J. Ryan *et al.*, Validation of British Thoracic Society guidelines for the diagnosis of the sleep apnoea/hypopnoea syndrome: can polysomnography be avoided?, *Thorax.* 50 (1995) 972–5.
- [5] E. Gil *et al.*, PTT Variability for Discrimination of Sleep Apnea Related Decreases in the Amplitude Fluctuations of PPG Signal in Children, *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 57 (2010) 1079–1088.
- [6] A. Garde *et al.*, Pediatric pulse oximetry-based OSA screening at different thresholds of the apnea-hypopnea index with an expression of uncertainty for inconclusive classifications, *Sleep Med.* 60 (2019) 45–52.
- [7] R. Hornero *et al.*, Nocturnal Oximetry-based Evaluation of Habitually Snoring Children., *Am. J. Respir. Crit. Care Med.* 196 (2017) 1591–1598.
- [8] V. Barroso-García *et al.*, Usefulness of recurrence plots from airflow recordings to aid in paediatric sleep apnoea diagnosis, *Comput. Methods Programs Biomed.* 183 (2020) 105083.
- [9] J. Jiménez-García *et al.*, Assessment of Airflow and Oximetry Signals to Detect Pediatric Sleep Apnea-Hypopnea Syndrome Using AdaBoost, *Entropy.* 22 (2020) 670.
- [10] G.C. Gutiérrez-Tobal *et al.*, Diagnosis of pediatric obstructive sleep apnea: Preliminary findings using automatic analysis of airflow and oximetry recordings obtained at patients’ home, *Biomed. Signal Process. Control.* 18 (2015) 401–7.
- [11] F. Vaquerizo-Villar *et al.*, Wavelet analysis of oximetry recordings to assist in the automated detection of moderate-to-severe pediatric sleep apnea-hypopnea syndrome, *PLoS One.* 13 (2018) e0208502.
- [12] O. Rioul *et al.*, Wavelets and Signal Processing, *IEEE Signal Process. Mag.* 8 (1991) 14–38.
- [13] R. Lin *et al.*, A new approach for identifying sleep apnea syndrome using wavelet transform and neural networks, *Biomed. Eng. - Appl. Basis Commun.* 18 (2006) 138–143.
- [14] M. Luz Alonso-Álvarez *et al.*, Consensus document on sleep apnea-hypopnea syndrome in children, *Arch. Bronconeumol.* 47 (2011) 2–18.
- [15] B.H. Taha *et al.*, Automated Detection and Classification of Sleep-Disordered Breathing From Conventional Polysomnography Data, *Sleep.* 20 (1997) 991–1001.
- [16] J. Lee *et al.*, Classification of healthy and abnormal swallows based on accelerometry and nasal airflow signals, *Artif. Intell. Med.* 52 (2011) 17–25.
- [17] P. Bühlmann *et al.*, Boosting Algorithms: Regularization, Prediction and Model Fitting, *Stat. Sci.* 22 (2008) 477–505.
- [18] J.H. Friedman, Greedy function approximation: A gradient boosting machine, *Ann. Stat.* 29 (2001) 1189–1232.
- [19] J.J. Deeks *et al.*, Diagnostic tests 4: likelihood ratios, *BMJ.* 329 (2004) 168–169.

## ÍNDICE DE AUTORES

### A

Abella, M.	73, 85, 206, 273, 285, 439, 447, 459
Acha, B.	468
Aguado, H. J.	397
Aguiló, J.	256
Albaladejo-Belmonte, M.	240
Alberola-Rubio, J.	240
Albert-Smet, I.	265
Alcaraz Martínez, R.	2, 14, 105, 109, 117, 319, 327, 335, 409, 422, 430, 476
Aldazabal, J.	40, 389
Alegre, M.	57, 235
Aleixandre Soriano, I.	77
Alfárez, S.	157
Alonso González, E.	480
Alonso López, J. F.	323
Álvarez González, D.	252, 315, 340
Álvarez Rodríguez, J.	145, 464
Álvarez Rodríguez, M.	190
Amado Forero, L.	65
Aragón Arqués, J.	310
Aramendi Ecenarro, E.	352, 418, 426, 480
Arce-Diego, J. L.	294, 360, 376
Arias Palomares, M. A.	319, 335, 476
Armada-Maresca, F.	36
Artieda, J.	57, 235
Artola, G.	40
Astrain, J. J.	235
Ayala Fernández, U.	356
Aymerich Moreno, C.	165
Aznar-Cervantes, S. D.	36

### B

Bachiller, A.	248
Bailón, R.	256
Balaban, E.	61
Bardají Ortiz, S.	414
Barea, R.	472
Barquero-Pérez, O.	177
Barrachina Fernández, M.	97
Barrenechea Carrasco, M.	356
Barrera, K.	157
Barros, R.	468
Barroso García, V.	252, 340
Bayés-de-Luna, A.	10
Belletti, R.	141

Berdón, P. M.	285
Bernal Ruíz, M. L.	256
Berrocoso, E.	455
Bertomeu González, V.	105, 109, 422, 430
Besné, G. M.	57, 235
Bikuña Izaguirre, M.	389
Bizy, A.	298
Boquete, L.	472
Borràs Argemí, M.	269
Bosch Roig, I.	77
Bote, J.	53
Botija Yagüe, M. P.	214
Brox, P.	85
Buj-Corral, I.	48
Bujanda Cundin, X.	185
Buruaga Lamarain, L.	173

### C

Caffarena Fernández, G.	93
Calero Núñez, S.	14, 117
Callejón, M. A.	198
Calvillo Arbizu, J.	227
Calvo, C. J.	298
Calvo-Haro, J.	365
Camacho Ramos, E.	77
Cano, M.	121, 260
Cano, O.	101
Cano Serrano, J.	2
Canós, M. A.	306
Carnero González, E.	389
Carretero, J.	85
Carvajal Ahumada, L. A.	19
Castells, F.	393
Castrejón, S.	393
Cavaliere, C.	472
Cenis, J. L.	36
Cepero Escribano, V.	27
Ceruelo Abajo, S.	190
Cervigón, R.	393
Chamorro Servent, J.	269
Cherry, E.	141
Chil, R.	81, 281, 401
Cichy, J.	36
Cirillo, G.	36
Cirugeda Roldán, E. M.	14, 117
Cobo, A.	89
Colly, A.	48

Colomer, A.	443	Fernández Santos, M. E.	161
Corbett, B.	53	Ferreira, D.	434
Corral Bolaños, M.	181	Finotti, E.	109, 422
Corral, J.	181	Francés Morcillo, L.	201
Courtial, E. J.	48	Franco-Rosado, P.	198
Cubero Gutiérrez, L.	61		
Cygankiewicz, I.	10	<b>G</b>	
<b>D</b>		Gabilondo Cuellar, I.	356
Daya, M. R.	480	Galán González, A.	273, 459
De Andrés, J.	290, 306	Gallardo Madueño, G.	181
de la Cámara, C.	256	Gallego-Ferrer, G.	153
de la Nava, A. S.	161	Ganoza-Quintana, J. L.	294
de los Reyes Guzmán, A.	190	García Blas, J.	85, 206, 273, 459
del Campo, F.	252, 315, 340	García-Briega, M. I.	153
Del Cerro, C. F.	73, 206, 285, 439, 447	García Carmona, R.	169
del Valle Hidalgo, A.	273, 459	García-Carretero, R.	177
Descó, M.	73, 85, 206, 273, 285, 439, 447, 459	García-Casado, J.	240
Díaz Carnicero, J.	214	García-Cazorla, M. A.	248
Díaz Gómez, D.	65	García-Duarte Sáenz, L.	384
Díaz-Pernas, F. J.	397	García, E.	256
Díaz Zelaia, A.	173	García Gadañón, M.	315, 484
Dómine Gómez, M.	181	García-Martin, E.	472
Durá, J. L.	290, 306	García Martínez, C. A.	93, 414
Durán Rey, D.	129	García-Mato, D.	384
<b>E</b>		García Teruel, M.	327
Eguizabal Argaiz, C.	173	Gil Agudo, A.	190
Elola Artano, A.	426	Gil-Bazo, I.	181
Enero Navajo, J.	14	Gil, E.	256
Enríquez Medina, R.	169	Giménez, R. C.	285, 447
Escobar, F.	137	Jimeno Tébar, M.	125
Escribano Cano, P.	327, 476	Gómez Blanco, J. C.	44, 149, 373
Escudero Arnanz, O.	464	Gómez, C.	121, 260, 331, 405
Espinosa-Salinas, I.	223	Gómez Cid, L.	161
Extramiana Esquisabel, L.	389	Gómez-Cruz, C.	265
<b>F</b>		Gómez, E. J.	210, 223, 231, 277, 380, 451
Falcone, F.	235	Gómez-Grande, A.	277, 451
Fanjul-Vélez, F.	294, 360, 376	Gómez-Pilar, J.	405
Farina, B.	181	Gómez-Ribelles, J. L.	153
Farré Ventura, R.	165	Gomis, P.	434
Fenollosa-Artés, F.	48	Gomis-Tena, J.	137
Fenton, F. H.	141	González-Alonso, J.	397
Fernández Avilés, F.	161	González de Julián, S.	214
Fernandez-Bes, J.	344	González-González, A.	373
Fernández Cerezo, M.	89	Gonzalez-Nieto, D.	36
		Gozal, D.	252, 315, 340
		Grigorian Shamagian, L.	161
		Guedan-Duran, A.	36

Guillot-Ferriols, M.	153	Lara-Doña, A.	218, 455
Guinea, G.	36	Largo-Aramburu, C.	36
Gutiérrez-de Pablo, V.	121, 260, 331, 405	Larraga García, B.	369
Gutiérrez Martín, A.	369	Lazaro, J.	256
Gutiérrez, R.	472	Lazo, M.	468
Gutiérrez Tobal, G. C.	252, 315, 340	Ledesma-Carbayo, M. J.	181
Guzmán-García, C.	210	León-Jiménez, A.	218
<b>H</b>			
Haro, J. M.	256	Lombardi, D.	344
Hernando, M. E.	133, 223	López Dolado, E.	190
Hidalgo Olivares, V. M.	117	López Dorado, A.	472
Hidalgo-Torres, L. A.	61, 281, 401	López Gálvez, M. I.	484
Holgado-Cuadrado, R.	177	Lopez-Martin, A.	235
Hornero, R.	121, 244, 252, 260, 315, 331, 340, 405, 484	López Plaza, B.	223
Hornero Sos, F.	105, 109, 327, 422, 430	Lozano Berrio, V.	190
Huerta Herraiz, A.	335, 409	Lozano-Picazo, P.	36
<b>I</b>			
Idris, A.	352, 426	<b>M</b>	
Iniesta-Chamorro, J. M.	223	Macias, P.	401
Invernon Garrido, D.	323	Malanda Trigueros, A.	113
Irigoien, E.	235	Mañana, M. A.	248
Irusta Zarandona, U.	352, 418, 426, 480	Mancha Sánchez, E.	44
<b>J</b>			
Jaén-Vargas, M.	89, 194	Marcos Romero, A. C.	44
Jaureguibeitia Lara, X.	352, 418	Marín, A.	380
Jemni-Damer, N.	36	Marquette, C. A.	48
Jiménez García, J.	315	Martí-Bonmatí, L.	306
Jimenez-Hernando, M.	231	Martín Montero, A.	315
Jiménez, S.	81	Martín Odriozola, A.	201
Jiménez-Torres, C.	210	Martín-Rodríguez, J. F.	198
Jurado-Barba, R.	133	Martín-Yebra, A.	434
<b>K</b>			
Kheirandish Gozal, L.	252, 315, 340	Martínez Agüero, S.	464
Kobler, R. J.	244	Martínez-Albero, E.	277
Kontaxis, S.	256	Martínez, C.	73, 439
Kovalyk, O.	348	Martínez-Cagigal, V.	244
<b>L</b>			
Laguna, P.	6, 256, 344, 434	Martínez Iniesta, M.	327
Laguna, S.	265	Martínez, J. P.	6, 10, 434
Lanceros-Méndez, S.	153	Martínez, Marta	256
Langley, P.	335, 476	Martínez, Marcel	393
		Martínez-Maldonado, A.	133
		Martínez Mateu, L.	141
		Martínez Rodrigo, A.	335, 409
		Martínez-Zarzuela, M.	397
		Matamoras Pacheco, M.	44
		Maturana-Candelas, A.	331, 405
		Mediavilla-Santos, L.	365
		Medina López, R. A.	31
		Mejía Blanco, R. H.	369
		Merino, A.	157

Roa, L. M.	31, 198	Sellés Navarro, I.	348
Rodellar, J.	157	Sereno Moyano, M.	223
Ródenas García, J.	327, 476	Serra, P.	149
Rodrigo, M. J.	472	Serrano, A.	468
Rodríguez, A.	373	Serrano Arriezu, L.	235
Rodríguez Aierbe, C.	173	Serrano, C.	468
Rodríguez Almeida, A. J.	298	Serrano Olmedo, J.	19, 89, 194
Rodríguez-de-Pablo, C.	201	Siddi, S.	256
Rodríguez-González, V.	121	Soguero Ruiz, C.	145, 464
Rodríguez Lázaro, M.	165	Solanes, C.	290, 306
Rodríguez, M.	380	Sorbet Santiago, S.	214
Rodríguez-Rey, J. C.	376		
Rojo, F.	36	<b>T</b>	
Román Martínez, I.	227	Talavera Díaz, F.	190
Romero-Bascones, D.	356	Tapia-Galisteo, J.	133
Romero, L.	137, 141	Tarancón-Rey, J.	145
Romero-Oraá, R.	484	Tarazona, M.	240
Romero, S.	248	Tejedor Nogueras, J.	414
Roycroft, B.	53	Tejo-Otero, A.	48
Rubio Bolívar, J.	369	Tola-Arribas, M. A.	121, 260
Ruipérez-Campillo, S.	393	Toledo, T.	468
Ruiz-Gómez, S. J.	331	Torrado, O.	149
Ruiz, J. E.	434	Torres-Sánchez, S.	455
Ruiz Moreno, A.	319	Tost, A.	248
Ruiz-Solís, S.	277	Tovar, F. A.	73
		Trigo, J. D.	235
<b>S</b>		<b>U</b>	
Saiz, J.	137, 141, 290, 306	Urteaga Urizarbarrena, J.	426
Saiz Vivó, M.	443	Usó Talamantes, R.	214
Sakaltras, N.	73	Usón, J.	373
Salgueria Lazo, M.	31		
Sampedro-Puente, D. A.	344	<b>V</b>	
Sánchez Ávila, C.	97	Valencia, M.	57, 235, 310
Sánchez García, J.	77	Valenzuela López, L.	97
Sánchez-González, P.	210, 231, 277, 380, 451	Vallejo-Illarramendi, A.	23
Sánchez Lara, S.	194	Vaquerizo Villar, F.	252, 340
Sánchez Margallo, F. M.	44, 129, 149, 373	Vaquero, J. J.	61, 81, 265, 281, 401
Sánchez Margallo, J. A.	129	Vásquez López, J.	302
Sánchez-Morillo, D.	218, 455	Vaz Pato, I.	69
Sánchez-Trancón, A.	149	Vega Beltrán, J.	65
Sandberg, F.	101	Verdú Monedero, R.	348
Santamaría-Bustamante, L.	360	Vesga-Castro, C.	23
Santamaría Vázquez, E.	340	Viik, J.	6
Santos Cabrera, S.	173	Vilades, E.	472
Santos Paz, J. A.	169	Villarejo-Galende, A.	451
Seiffert, A. P.	277, 451	Virtuoso, A.	36
Seijo, L. M.	181		