

CASERB

2020

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/

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 10:15

Sesión oral: Señales Biomédicas III

Moderadores: Raimon Jané Campos y Unai Irusta Zarandona

Análisis de flujo aéreo y saturación de oxígeno en sangre mediante transformada wavelet para la detección de la apnea obstructiva del sueño infantil	315
Análisis de la variabilidad temporal de la onda P para predecir el resultado de la ablación por catéter en fibrilación auricular paroxística	319
Diseño de un prototipo de manga sensorizada para el registro de electromiografía de alta densidad en el antebrazo	323
Predicción a Largo Plazo del Resultado de la Ablación Quirúrgica en Fibrilación Auricular Mediante el Uso de una Única Derivación del Electrocardiograma Preoperatorio	327
Estudio de la relación entre el gen MAPT y la conectividad cerebral en la demencia por enfermedad de Alzheimer	331
Evaluación de la Calidad en Registros Electrocardiográficos Procedentes de Pacientes con Fibrilación Auricular Mediante una Red Neuronal Convolucional	335

Sesión oral: Informática Biomédica

Moderadores: Enrique J. Gómez Aguilera y Félix Fanjul Vélez

Modelo de deep learning basado en la arquitectura Inception para el diagnóstico de la apnea del sueño infantil mediante la señal de oximetría	340
Caracterización in silico de la duración de la repolarización y su variabilidad en el síndrome de QT Largo Tipo1 bajo estimulación beta adrenérgica.....	344
Segmentación automática de instancias aplicada a retinografías para la segmentación del disco óptico y la excavación	348
Algoritmo multietapa para la detección de ventilaciones en la impedancia torácica durante la resucitación cardiopulmonar	352
Caracterización de la morfología foveal: parametrización, diferencias de sexo y efectos de la edad	356
Determinación del efecto de la ablación en tejido porcino mediante un láser Nd:YAG en aplicaciones quirúrgicas	360

Señales Biomédicas III

Jueves, 26 de noviembre de 2020

Análisis de flujo aéreo y saturación de oxígeno en sangre mediante transformada *wavelet* para la detección de la apnea obstructiva del sueño infantil

J. Jiménez García ¹, G.C. Gutiérrez Tobal ^{1,2}, M. García Gadañón ^{1,2}, D. Álvarez González ^{1,2,3}, A. Martín Montero ¹, F. del Campo ^{1,2,3}, L. Kheirandish-Gozal ⁴, D. Gozal ⁴, R. Hornero Sánchez ^{1,2}

¹ Grupo de Ingeniería Biomédica, Universidad de Valladolid, Valladolid, España, jorge.jimenez@gib.tel.uva.es

² Centro de Investigación Biomédica en Red en Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina (CIBER-BBN), Instituto de Salud Carlos III, Madrid, España

³ Servicio de Neumología, Hospital Universitario Río Hortega, Valladolid, España, fsas@telefonica.net

⁴ Dept. of Child Health, The University of Missouri School of Medicine, Columbia, Missouri, EEUU, gozald@health.missouri.edu

Resumen

El objetivo de este estudio fue evaluar la utilidad de la transformada wavelet de las señales de flujo aéreo (FA) y saturación de oxígeno en sangre (SpO₂) para detectar la apnea obstructiva del sueño (AOS) infantil. Para ello, se emplearon las señales de 974 sujetos pediátricos con sospecha de padecer AOS, que se dividieron aleatoriamente en conjuntos de entrenamiento y test. Se extrajeron características procedentes de la transformada wavelet discreta de ambas señales en diferentes niveles de detalle. Se formaron tres conjuntos de características para evaluar la complementariedad de la información de ambas señales: FA, SpO₂ y FA+SpO₂. Finalmente, se evaluó la capacidad diagnóstica de ambas señales por separado y de manera conjunta mediante modelos de regresión logística entrenados para detectar la AOS en los umbrales del índice de apnea-hipopnea de 1, 5 y 10 eventos/h. Los resultados logrados en el conjunto de test fueron superiores en el caso del conjunto FA+SpO₂, alcanzando precisiones del 68.72%, 82.31% y 88.72% en los umbrales de 1, 5 y 10 eventos/h, respectivamente. Los resultados obtenidos al combinar las características de ambas señales sugieren que el análisis wavelet de las señales de FA y SpO₂ de manera conjunta puede contribuir a simplificar el diagnóstico de la AOS infantil.

1. Introducción

La apnea obstructiva del sueño (AOS) se caracteriza por la recurrencia de eventos de apnea e hipopnea durante el sueño. Cuando este trastorno respiratorio se manifiesta en los niños, puede provocar déficits neurocognitivos y diferentes problemas en el desarrollo, el crecimiento y la conducta [1], [2]. La AOS infantil es una enfermedad que afecta hasta a un 5% de los niños en todo el mundo [1]. La polisomnografía nocturna (PSG) es la prueba de referencia para diagnosticarla [2]. Mediante la PSG, el sueño de los niños se analiza usando el registro de múltiples señales biomédicas como electrocardiograma, electroencefalograma, flujo aéreo (FA), saturación de oxígeno en sangre (SpO₂), etc. El índice de apnea-hipopnea (IAH) determina la presencia y severidad de la AOS como la cantidad de eventos de apnea y/o hipopnea registrados por cada hora de sueño (e/h) [2]. No obstante, la PSG es una prueba compleja, con un coste elevado y la

disponibilidad de unidades del sueño en los hospitales es baja. Además, es incómoda para los niños debido al elevado número de sensores instalados [3]. Las alternativas más aceptadas se han centrado en limitar el número de señales, reduciendo así la complejidad e intrusividad de la prueba [3], [4]. Los eventos de apnea e hipopnea se definen principalmente a partir de las señales de FA y SpO₂ [5], por lo que el análisis de estas señales puede contribuir a la simplificación del diagnóstico y a la comodidad del diagnóstico de la AOS en los niños. Finalmente, la información extraída de estas señales puede ser útil para el desarrollo de métodos automáticos de ayuda al diagnóstico de la AOS.

En estudios previos se han propuesto diversos métodos de análisis automático de las señales de FA y SpO₂ [6]–[10]. Muchos de estos trabajos incluyeron el análisis de variables clínicas obtenidas de la señal de SpO₂, como el índice de desaturaciones de oxígeno del 3% (ODI 3%) [8]–[10]. Se ha mostrado en estudios previos que el ODI 3% proporciona información relevante sobre la presencia de la AOS en los niños, pero que puede no ser suficiente para diagnosticar la AOS infantil con precisión [11], [12]. Varios métodos de análisis automático de las señales de FA y SpO₂ se han centrado en parámetros estadísticos en el dominio temporal, no lineales y en el análisis espectral [8], [12], [13]. Sin embargo, el análisis espectral está limitado por una resolución temporal y espectral fija que dificulta el análisis de estas señales en bandas de baja frecuencia. En estas bandas se encuentra información relacionada con la recurrencia y duración de los eventos de apnea e hipopnea [10], [12]. La transformada *wavelet* (WT, *Wavelet Transform*) proporciona buena resolución espectral en frecuencias bajas, a la vez que ofrece buena resolución temporal en frecuencias altas, por lo que resulta adecuada para el análisis de las señales de FA y SpO₂ [13]. Hasta donde tenemos conocimiento, la WT se ha propuesto en estudios previos sobre la AOS infantil empleando solo la señal de SpO₂ [13]. En este estudio se propone el análisis conjunto de las señales de FA y SpO₂ mediante la WT para detectar la AOS en niños.

Por lo tanto, la hipótesis de partida de este estudio es que el análisis de las señales de FA y SpO₂ mediante la WT proporciona información valiosa y complementaria al ODI 3% para diagnosticar la AOS. Este estudio se centra en evaluar la utilidad de la información obtenida de la WT de las señales de FA y SpO₂ para detectar la AOS en niños de manera conjunta con el ODI 3%. Para lograr este objetivo se ha extraído y seleccionado la información más relevante y no redundante de ambas señales y se ha evaluado el rendimiento diagnóstico de las mismas mediante regresión logística (RL).

2. Base de datos

La base de datos utilizada en este estudio está formada por las señales de FA y SpO₂ procedentes de la PSG de 974 sujetos pediátricos. Todos los sujetos fueron evaluados mediante PSG en la unidad del sueño del *Comer's Children's Hospital, University of Chicago Medicine* (Chicago, IL, EEUU) ante la sospecha de sufrir AOS. El Comité Ético del hospital aprobó el protocolo de investigación y los tutores legales de todos los sujetos proporcionaron el consentimiento informado. Se emplearon las reglas de la *American Academy of Sleep Medicine* (AASM) para la evaluación de cada uno de los sujetos bajo estudio [5]. Se han utilizado los umbrales de IAH de 1, 5 y 10 e/h para establecer tres niveles de severidad de la AOS: leve, moderado y severo [4], [8]. En la Tabla 1 se muestran los datos sociodemográficos y clínicos de los sujetos. Los sujetos de la base de datos se dividieron aleatoriamente en los conjuntos de entrenamiento (60%) y test (40%). No se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p > 0.01$, test *U* de Mann-Whitney) en edad, sexo, índice de masa corporal (IMC) e IAH entre ambos conjuntos.

3. Métodos

La frecuencia de muestreo (f_s) de las señales de FA fue 100 Hz y en las señales de SpO₂, 25 Hz, según la recomendación de la AASM [5]. Para evaluar la complementariedad de la información de las señales de FA y SpO₂, se evaluaron tres configuraciones: empleando cada señal por separado y empleando ambas señales de manera conjunta.

	Todos	Entrenamiento	Test
Sujetos (n)	974	584	390
Edad ⁽¹⁾ (años)	6.07±3.43	6.08±3.43	6.06±3.45
Sexo (M/F)	599/375	346/238	253/137
IMC ⁽¹⁾ (kg/m ²)	20.21±6.63	20.28±6.88	20.11±6.25
IAH ⁽¹⁾ (e/h)	9.34±17.24	10.32±19.61	7.88±12.79
No AOS (n)	171	96	75
AOS Leve (n)	398	229	169
AOS Moderado (n)	176	113	63
AOS Severo (n)	229	146	83

⁽¹⁾: Edad, IMC e IAH expresados como media ± desviación estándar.

Tabla 1. Datos sociodemográficos y clínicos de los sujetos.

3.1. Extracción de características

Se empleó la WT discreta (DWT, *Discrete Wavelet Transform*) debido a su mayor eficiencia computacional frente a la WT continua [14]. El algoritmo de la DWT calcula la WT de la señal de entrada A_0 únicamente en escalas potencia de 2 de manera recursiva. En cada nivel de descomposición i , la señal de entrada A_{i-1} se descompone en dos señales: aproximación (A_i) y detalle (D_i), según una función base llamada *wavelet* madre [14]. Los coeficientes D_i se obtienen tras un filtrado paso alto cuya respuesta al impulso, $g[n]$, es la *wavelet* madre. Los coeficientes A_i se obtienen mediante un filtrado paso bajo $h[n]$, relacionado con $g[n]$ mediante [14]:

$$g[L - 1 - n] = (-1)^n \cdot h[n] \quad (1)$$

Las señales A_i y D_i finales se obtienen tras diezmar las señales filtradas con un factor 2. Los coeficientes A_i y D_i se obtienen tras aplicar el mismo proceso a la señal A_{i-1} obtenida en la iteración anterior [14]:

$$A_i[k] = \sum_n A_{i-1}[n] \cdot h[2k - n] \quad (2)$$

$$D_i[k] = \sum_n A_{i-1}[n] \cdot g[2k - n] \quad (3)$$

Se calculó la DWT de segmentos de 2^{16} y 2^{14} muestras para las señales de FA y SpO₂ respectivamente. El nivel de descomposición más alto fue 16 en las señales de FA y 14 en las señales de SpO₂ [13]. Las *wavelets* madre empleadas fueron 'Daubechies5' (FA) y 'Haar' (SpO₂). Estas *wavelets* madre se han empleado con éxito en estudios previos con las señales de FA y SpO₂ [13], [15]. Tras calcular la DWT de las señales, se extrajeron características procedentes de los coeficientes D_8 (0.1953 Hz - 0.3906 Hz) y D_9 (0.0977 - 0.1953 Hz) de la señal de FA y de D_9 (0.0244 - 0.0488 Hz) en la señal de SpO₂. Estas bandas de frecuencia se corresponden con las duraciones habituales de los ciclos respiratorios ($D8_{FA}$), los eventos apnéicos ($D9_{FA}$) y las desaturaciones ($D9_{SpO2}$) [10], [12]. Concretamente, se calcularon los momentos estadísticos de primer al cuarto orden ($M1$ - $M4$), máximo (Max) y energía (Ene) de los coeficientes. Se calculó además la entropía wavelet (WE), una medida de irregularidad de la DWT a través de la entropía de la distribución de Ene a lo largo de los niveles de detalle D_i [13]. Por último, se obtuvo el ODI 3% a partir de la señal de SpO₂ como la cantidad de desaturaciones del nivel de oxígeno en sangre inferiores o iguales al 3% con respecto al nivel de base por cada hora de registro [10]. Se estudió la relación de las características extraídas con el IAH empleando el coeficiente de correlación de Spearman (ρ_s).

3.2. Selección de características

Tras la fase de extracción de características se obtuvieron 13 características de la señal de FA y 8 características de la señal de SpO₂. Se aplicó el método *Fast Correlation Based Filter* (FCBF) para seleccionar las características más relevantes, descartando las que sean redundantes entre ellas [16]. FCBF funciona en dos fases: (1) se eligen las características más relevantes y (2) se descartan las que sean redundantes con respecto a una de mayor relevancia [16]. Se aplicó el método FCBF sobre 1000 réplicas

bootstrap obtenidas mediante muestreo con reemplazo de los datos del conjunto de entrenamiento [8], [13]. Las características seleccionadas al menos 500 veces fueron finalmente seleccionadas. El proceso de selección se aplicó en tres conjuntos de características para evaluar su complementariedad: (1) procedentes de la señal de FA, (2) de la señal de SpO₂ y (3) ambas señales (FA+SpO₂).

3.3. Reconocimiento de patrones

Las características seleccionadas de los conjuntos de características descritos anteriormente fueron clasificadas empleando regresión logística (RL) [17]. Este enfoque de clasificación binaria se ha utilizado ampliamente en el contexto de la ayuda al diagnóstico de la AOS pediátrica [7], [9], [10]. El algoritmo LR estima la probabilidad a posteriori de clasificar correctamente un sujeto como positivo a partir de una función logística dependiente de las variables de entrada. Para estimar los coeficientes óptimos del modelo, RL emplea el método de máxima verosimilitud [17]. Tras obtener los modelos de RL en el conjunto de entrenamiento, se evaluaron sobre el conjunto de test. La capacidad diagnóstica de los modelos para detectar la presencia de AOS empleando los umbrales de 1, 5 y 10 e/h se evaluó en términos de sensibilidad (*Se*), especificidad (*Sp*), precisión (*Acc*), valor predictivo positivo (*VPP*) y valor predictivo negativo (*VPN*).

4. Resultados

En la Tabla 2 se muestran los valores de correlaciones (ρ_s) de las características extraídas en este estudio. Las correlaciones con el IAH más elevadas se obtuvieron con las características obtenidas de la señal de SpO₂, siendo el ODI 3% la que mayor ρ_s alcanzó. Las correlaciones con el IAH de las características de la señal de FA más destacables fueron las de los coeficientes D_8 . Tras la fase de selección de características, las características escogidas de la señal de FA fueron *M3-D8* y *M2-D9*, mientras que las que se seleccionaron de la señal de SpO₂ fueron ODI 3% y *M3-D9*. Al combinar todas las características en el conjunto FA+SpO₂, las características seleccionadas fueron 3: *M3-D8*_{FA}, ODI 3% y *M3-D9*_{SpO2}.

Los resultados de clasificación binaria empleando RL se muestran en la Tabla 3. Para cada uno de los umbrales, la mayor *Acc* se consiguió empleando el conjunto de características FA+SpO₂. Además, los valores de *Acc* fueron más elevados para los umbrales de IAH superiores.

5. Discusión y conclusiones

En este estudio se ha evaluado la capacidad diagnóstica de las señales de FA y SpO₂ de manera individual y conjunta empleando la DWT. Para lograrlo, se han desarrollado y aplicado modelos de RL sobre características de las señales de FA y SpO₂ procedentes de la DWT de ambas señales. Estudios previos han combinado la información procedente de la señal de FA con el ODI 3% y con características espectrales y no lineales extraídas de la señal de SpO₂ [11], [12]. La aplicación de la WT a las señales de FA y SpO₂ para la ayuda al diagnóstico de la AOS infantil es una contribución novedosa. Únicamente un estudio previo ha aplicado la DWT sobre la señal de SpO₂ en este contexto y, hasta donde tenemos

	D_8 FA	D_9 FA.	D_9 SpO ₂
<i>M1</i>	-0.3426	0.0826*	0.6632
<i>M2</i>	-0.2335	0.1428	0.6377
<i>M3</i>	0.4057	-0.0602*	-0.3483
<i>M4</i>	0.3369	-0.0968*	-0.4476
<i>Max</i>	-0.1039*	0.1312	0.6555
<i>Ene</i>	0.3154	0.1049*	0.6645
	<i>WE</i> FA	<i>WE</i> SpO ₂	<i>ODI</i> 3%
	0.2741	0.6213	0.6918

*: Correlación no significativa ($p > 0.01$).

Tabla 2. Coeficientes de correlación de Spearman de las características extraídas con el IAH

	Señal	<i>Se</i>	<i>Sp</i>	<i>Acc</i>	<i>VPP</i>	<i>VPN</i>
1 e/h	FA	66.35	54.67	64.10	86.01	27.89
	SpO ₂	56.83	86.67	62.56	94.71	32.34
	FA+SpO ₂	65.71	81.33	68.72	93.67	36.09
5 e/h	FA	68.49	61.48	64.10	51.55	76.53
	SpO ₂	78.77	80.33	79.74	70.55	86.34
	FA+SpO ₂	75.34	86.48	82.31	76.92	85.43
10 e/h	FA	59.04	70.03	67.69	34.75	86.35
	SpO ₂	83.13	88.93	87.69	66.99	95.12
	FA+SpO ₂	79.52	91.21	88.72	70.97	94.28

Tabla 3. Resultados de clasificación empleando regresión logística. Valores expresados en porcentaje.

conocimiento, no se ha analizado la DWT de las señales de FA y SpO₂ de manera conjunta.

Las correlaciones con el IAH de las características obtenidas a partir de la DWT de las señales de FA y SpO₂ revelan que estas pueden proporcionar información valiosa para diagnosticar la AOS infantil. No obstante, la correlación más elevada se logró con el ODI 3%. Tras la fase de selección de características, es destacable que se seleccionaron características de ambas señales. Este resultado indicaría que la información de la DWT es complementaria entre señales y con el ODI 3%, una característica útil en el contexto de la AOS infantil. En cuanto a la capacidad diagnóstica de los modelos de RL, destaca que el conjunto FA+SpO₂ obtuvo la mayor *Acc* en los tres umbrales del IAH. En el umbral de 1 e/h, los pares *Se-Sp* y *VPP-VPN* fueron más equilibrados al combinar ambas señales. Además, se consiguieron valores más elevados de *Sp* y *VPP* en los umbrales de 5 y 10 e/h con respecto al conjunto SpO₂. Estos resultados sugieren que la información complementaria de las señales de FA y SpO₂ contribuye a incrementar su capacidad diagnóstica de manera conjunta.

Estos resultados son similares a los logrados en trabajos previos. Garde *et al.* obtuvieron *Acc* 71.0% (1 e/h), 78.0% (5 e/h) y 88.0% (10 e/h) empleando RL sobre señales de pulsioximetría [7]. Los resultados del presente estudio son superiores en 5 y 10 e/h, aunque inferiores en 1e/h. En Hornero *et al.* se aplicó una red neuronal alimentada por

características de SpO₂, logrando Acc 75.2% (1 e/h), 81.7% (5 e/h) y 90.2% (10 e/h) [8]. En el estudio de Vaquerizo-Villar *et al.* se combinaron el análisis espectral y *wavelet* de la señal de SpO₂ con el ODI 3%, logrando Acc 84.0% (5 e/h) [13], superior a la lograda en el presente estudio. Trabajos recientes han combinado la información de FA con el ODI 3%, obteniendo Acc 78.5% (5 e/h), 91.0% (10 e/h) y Acc 82.1% (5 e/h), 90.3% (10 e/h) empleando redes neuronales y *ensemble learning*, respectivamente [11], [12]. En este caso, los resultados del presente estudio son ligeramente superiores en 5 e/h.

Es necesario indicar las limitaciones de este estudio. En primer lugar, se ha estudiado la DWT de las señales de FA y SpO₂. En estudios futuros se podría combinar la información de la DWT con otros parámetros espectrales y/o no lineales. Por otra parte, se ha empleado RL en la etapa de reconocimiento de patrones. Aunque el objetivo era evaluar la utilidad y la complementariedad de la DWT, los resultados son moderados en comparación con el estado del arte. Podría ser interesante evaluar el rendimiento diagnóstico de clasificadores más avanzados como los basados en *ensemble learning*.

Como conclusión, el análisis conjunto de las señales de FA y SpO₂ mediante la WT reveló la complementariedad de ambas señales para diagnosticar la AOS en niños. El rendimiento diagnóstico de los modelos de RL entrenados a partir de la información extraída de ambas señales fue superior al logrado utilizando una señal en los tres umbrales de IAH. De esta forma, el análisis *wavelet* de estas señales sería útil para desarrollar métodos de ayuda al diagnóstico de la AOS simplificados.

Agradecimientos

Este estudio ha sido financiado por el Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades - Agencia Estatal de Investigación y FEDER (DPI2017-84280-R, RTC-2017-6516-1), por la Comisión Europea y FEDER con el proyecto 'Análisis y correlación entre la epigenética y la actividad cerebral para evaluar el riesgo de migraña crónica y episódica en mujeres' ('Interreg V-A Spain-Portugal POCTEP 2014–2020'), y por CIBER en Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina (CIBER-BBN) a través del Instituto de Salud Carlos III, cofinanciado con fondos FEDER. J. Jiménez García cuenta con un contrato predoctoral concedido por la Universidad de Valladolid. A. Martín Montero cuenta con un contrato predoctoral para la Formación de Personal Investigador (PRE2018-085219) del Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades.

Referencias

- [1] C. L. Marcus *et al.*, "Diagnosis and Management of Childhood Obstructive Sleep Apnea Syndrome," *Pediatrics*, vol. 130, no. 3, pp. e714–e755, Sep. 2012.
- [2] A. G. Kaditis *et al.*, "Obstructive sleep disordered breathing in 2- to 18-year-old children: diagnosis and management," *Eur. Respir. J.*, vol. 47, no. 1, pp. 69–94, Jan. 2016.
- [3] H.-L. Tan *et al.*, "Pediatric Home Sleep Apnea Testing," *Chest*, vol. 148, no. 6, pp. 1382–1395, Dec. 2015.
- [4] H.-L. Tan *et al.*, "Overnight Polysomnography versus Respiratory Polygraphy in the Diagnosis of Pediatric Obstructive Sleep Apnea," *Sleep*, vol. 37, no. 2, pp. 255–260, 2014.
- [5] 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.*, vol. 8, no. 5, pp. 597–619, Oct. 2012.
- [6] A. Garde *et al.*, "Development of a Screening Tool for Sleep Disordered Breathing in Children Using the Phone Oximeter™," *PLoS One*, vol. 9, no. 11, p. e112959, Nov. 2014.
- [7] 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.*, vol. 60, pp. 45–52, Aug. 2019.
- [8] R. Hornero *et al.*, "Nocturnal Oximetry-based Evaluation of Habitually Snoring Children," *Am. J. Respir. Crit. Care Med.*, vol. 196, no. 12, pp. 1591–1598, Dec. 2017.
- [9] A. Crespo *et al.*, "Assessment of oximetry-based statistical classifiers as simplified screening tools in the management of childhood obstructive sleep apnea," *Sleep Breath.*, vol. 22, no. 4, pp. 1063–1073, Dec. 2018.
- [10] D. Álvarez *et al.*, "Automated Screening of Children With Obstructive Sleep Apnea Using Nocturnal Oximetry: An Alternative to Respiratory Polygraphy in Unattended Settings," *J. Clin. Sleep Med.*, vol. 13, no. 05, pp. 693–702, May 2017.
- [11] V. Barroso-García *et al.*, "Usefulness of recurrence plots from airflow recordings to aid in paediatric sleep apnoea diagnosis," *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 183, p. 105083, 2020.
- [12] J. Jiménez-García *et al.*, "Assessment of Airflow and Oximetry Signals to Detect Pediatric Sleep Apnea-Hypopnea Syndrome Using AdaBoost," *Entropy*, vol. 22, no. 6, p. 670, Jun. 2020.
- [13] 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*, vol. 13, no. 12, p. e0208502, Dec. 2018.
- [14] O. Rioul *et al.*, "Wavelets and signal processing," *IEEE Signal Process. Mag.*, vol. 8, no. 4, pp. 14–38, Oct. 1991.
- [15] J. Lee *et al.*, "Classification of healthy and abnormal swallows based on accelerometry and nasal airflow signals," *Artif. Intell. Med.*, vol. 52, no. 1, pp. 17–25, May 2011.
- [16] L. Yu *et al.*, "Efficient Feature Selection via Analysis of Relevance and Redundancy," *J. Mach. Learn. Res.*, vol. 5, pp. 1205–1224, 2004.
- [17] C. M. Bishop, *Pattern Recognition and Machine Learning*. Springer, 2006.

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
Alférez, 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
Berrocso, 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	G	
D		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
E		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	Gimeno 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
F		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
H		Lombardi, D.	344
Haro, J. M.	256	López Dolado, E.	190
Hernando, M. E.	133, 223	López Dorado, A.	472
Hidalgo Olivares, V. M.	117	López Gálvez, M. I.	484
Hidalgo-Torres, L. A.	61, 281, 401	Lopez-Martin, A.	235
Holgado-Cuadrado, R.	177	López Plaza, B.	223
Hornero, R.	121, 244, 252, 260, 315, 331, 340, 405, 484	Lozano Berrio, V.	190
Hornero Sos, F.	105, 109, 327, 422, 430	Lozano-Picazo, P.	36
Huerta Herraiz, A.	335, 409	M	
I		Macias, P.	401
Idris, A.	352, 426	Malanda Trigueros, A.	113
Iniesta-Chamorro, J. M.	223	Mañana, M. A.	248
Invernon Garrido, D.	323	Mancha Sánchez, E.	44
Irigoién, E.	235	Marcos Romero, A. C.	44
Irusta Zarandona, U.	352, 418, 426, 480	Marín, A.	380
J		Marquette, C. A.	48
Jaén-Vargas, M.	89, 194	Martí-Bonmatí, L.	306
Jaureguibeitia Lara, X.	352, 418	Martín Montero, A.	315
Jemni-Damer, N.	36	Martín Odriozola, A.	201
Jiménez García, J.	315	Martín-Rodríguez, J. F.	198
Jimenez-Hernando, M.	231	Martín-Yebra, A.	434
Jiménez, S.	81	Martínez Agüero, S.	464
Jiménez-Torres, C.	210	Martínez-Albero, E.	277
Jurado-Barba, R.	133	Martínez, C.	73, 439
K		Martínez-Cagigal, V.	244
Kheirandish Gozal, L.	252, 315, 340	Martínez Iniesta, M.	327
Kobler, R. J.	244	Martínez, J. P.	6, 10, 434
Kontaxis, S.	256	Martínez, Marta	256
Kovalyk, O.	348	Martínez, Marcel	393
L		Martínez-Maldonado, A.	133
Laguna, P.	6, 256, 344, 434	Martinez Mateu, L.	141
Laguna, S.	265	Martínez Rodrigo, A.	335, 409
Lanceros-Méndez, S.	153	Martínez-Zarzuela, M.	397
Langley, P.	335, 476	Matamoros 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