

Estratificación de la severidad de la apnea del sueño mediante un índice derivado de PPG basado en FFT

Diego Cajal¹, Eduardo Gil¹, Pablo Laguna¹, Carolina Varon², Dries Testelmans³, Bertien Buyse³, Chris Jensen⁴, Rohan Hoare⁴, Raquel Bailón¹, and Jesús Lázaro¹

¹Biomedical Signal Interpretation and Computational Simulation (BSICoS). Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón (I3A). Universidad de Zaragoza, Mariano Esquillor s/n, 50018, Zaragoza, Spain.

Tel. +34-976762707, e-mail: dcajal@unizar.es

²Centro de Investigación con Microgravedad, Universidad libre de Bruselas.

³Departamento de Neumología, UZ Leuven, Bélgica.

⁴Brainmatterz, McKinney (TX), EEUU.

Resumen

Se propone un nuevo índice para la estratificación de la apnea del sueño. Este índice se basa en la detección de las frecuencias a las que se producen las variaciones cíclicas de la frecuencia cardíaca (CVHR) en los segmentos con respiración anormal. También se propone un detector de CVHR. Cuando se utiliza conjuntamente con este detector, el índice propuesto tiene una correlación de $r = 0,68$ con el índice de apnea-hipopnea.

Introducción

Los episodios repetitivos de interrupción total o parcial del flujo respiratorio durante el sueño son un trastorno con alta prevalencia. Se estima que entre el 6% y el 17% de la población adulta padece apnea obstructiva del sueño [1]. El diagnóstico de la apnea del sueño se realiza mediante una polisomnografía realizada en un centro médico, en la que se registran diversas señales fisiológicas. Por lo tanto, está lejos de ser una prueba cómoda y tiene cierta influencia en el sueño regular del paciente.

En [2], se describe un patrón de bradicardia durante la apnea seguido de una abrupta taquicardia al final en pacientes diagnosticados de apnea con un índice de apnea-hipopnea (AHI) > 5 . Este patrón se conoce como variación cíclica de la frecuencia cardíaca (CVHR). El número de ciclos de CVHR tiene correlación con el número de eventos respiratorios anormales con al menos un 3% de desaturación [2]. Esta observación ha conducido al estudio de este patrón como base para la detección de la apnea del sueño. En [3], se presenta un algoritmo para la detección automática de la apnea del sueño utilizando el intervalo pulso-pulso (PPI) extraído de una señal de fotopletimografía de pulso (PPG). Además, se demuestra una fuerte correlación ($r = 0,81$) entre el número de CVHRs y el AHI. El presente trabajo

muestra una alternativa a la detección automática de cada ciclo CVHR basada en la transformada rápida de Fourier (FFT) de la PPI derivada de la señal PPG. El enfoque propuesto evita la necesidad de detectar cada ciclo CVHR individual y sus errores relacionados. Dado que el patrón CVHR no aparece durante todo el periodo de sueño, se presenta un detector basado en parámetros de Hjörth [4] como paso previo al análisis espectral.

Materiales y métodos

Se analizaron 15 sujetos a los que se les realizó una polisomnografía [5]. Cinco sujetos presentaban un $AHI < 15$; cinco $15 < AHI < 30$; y otros cinco $AHI > 30$. Los eventos apneicos e hipopneicos fueron etiquetados por expertos médicos. Durante la prueba, se registró la PPG en el dedo a 500 Hz. La señal PPI se obtuvo mediante el detector de pulsos descrito en [6] remuestreada a 4 Hz.

Detector de CVHR

Un segmento con patrón CVHR puede durar varios minutos con una longitud de ciclo que va de 25 a 130 s [3]. Por lo tanto, se utilizan segmentos de 180 segundos en la señal PPI, con 150 segundos de solapamiento, es decir, un paso de 30 segundos. En cada segmento se toma una decisión binaria, considerándose que pertenece a una respiración normal (sin CVHR) o a una respiración anormal (con CVHR).

En primer lugar, las etiquetas basadas en eventos, es decir, el comienzo y el final de cada apnea/hipopnea, se transforman en etiquetas basadas en segmentos. Para ello, se evalúa el número de eventos de apnea dentro de cada segmento. Si presenta al menos 3 eventos, a una distancia máxima de 90 s entre eventos, se considera un segmento de respiración anormal. Una vez obtenidas las etiquetas basadas en

segmentos, se utiliza un modelo de *bagged trees* como clasificador, utilizando los parámetros de Hjörth como entradas. La hipótesis es que los segmentos con CVHR tienen un índice de complejidad menor que los segmentos sin CVHR, ya que se esperan oscilaciones en una banda más estrecha en comparación con los segmentos de respiración normal. Para la validación se utiliza una estrategia *leave-one-out*.

Índice CVHR (CVHRI)

Para cada segmento, se calcula la FFT de la señal PPI y se obtiene la frecuencia en la que se encuentra el máximo entre 0 y 0,1 Hz. El índice de variación cíclica de la frecuencia cardíaca (CVHRI) se calcula como la suma de las frecuencias de los picos del espectro dividida por el número total de segmentos. En el caso con detección previa del CVHR, sólo se tienen en cuenta en la suma los valores de frecuencia de los segmentos detectados como respiración anormal. Una vez obtenidos los valores de todos los sujetos, se comprueba la correlación pareada con el AHI mediante la prueba de Pearson. Esta correlación también se calcula para los sujetos con AHI<15 (ausencia o apnea leve) y con AHI>15 (apnea del sueño de moderada a grave) por separado.

Resultados

Se obtiene un 50,43% de sensibilidad, un 40,29% de especificidad y un 61,43% de precisión en la detección de CVHR. La correlación entre AHI y CVHRI con detección previa de CVHR alcanza $r = 0,68$ ($p < 0,05$), mientras que no se obtiene ninguna correlación sin detección previa. No se obtiene correlación para AHI<15 con detección de CVHR ni sin detección de CVHR. El grupo con AHI>15 obtuvo $r = 0,61$ ($p = 0,06$) con detección de CVHR y ninguna correlación sin detección de CVHR. La Figura 1 muestra el CVHRI frente al AHI.

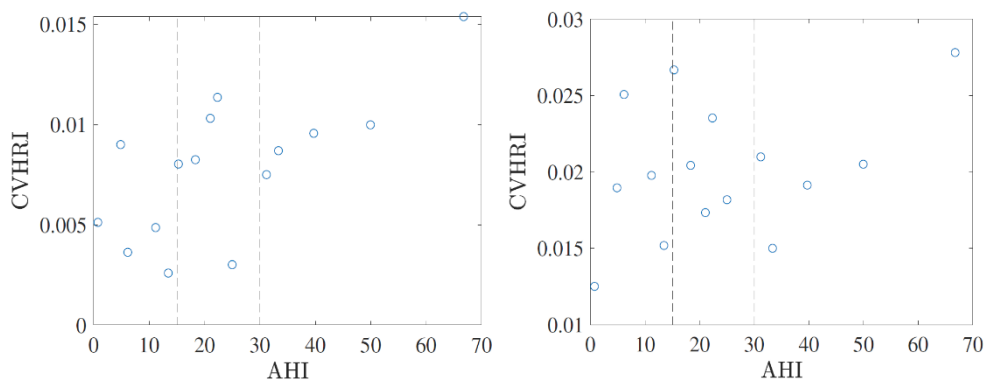


Fig.1 CVHRI frente a AHI. Las líneas verticales separan los grupos con AHI<15, 15<AHI<30 y AHI>30. A la izquierda con detección previa, a la derecha sin detección previa

Discusión

Los resultados indican una correlación moderada del AHI con CVHRI con identificación previa del segmento CVHR. No se obtiene ninguna correlación en el caso con identificación previa del segmento CVHR para AHI<15. Esto sugiere que el método puede ser eficaz sólo para los casos moderados y graves. No se observó correlación en ningún caso cuando no se realiza una identificación previa del segmento CVHR, independientemente de los grupos de gravedad de la apnea. Estos resultados sugieren que el papel del detector de CVHR es muy relevante. El rendimiento del detector para la identificación de segmentos con CVHR, en su estructura actual, es bajo. Queda como trabajo futuro mejorar el detector.

REFERENCIAS

- [1]. SENARATNA, Chamara V., et al. Prevalence of obstructive sleep apnea in the general population: a systematic review. *Sleep medicine reviews*, 2017, vol. 34, p. 70-81.
- [2]. GUILLEMINAULT, Christian, et al. Cyclical variation of the heart rate in sleep apnoea syndrome: mechanisms, and usefulness of 24 h electrocardiography as a screening technique. *The Lancet*, 1984, vol. 323, no 8369, p. 126-131.
- [3]. HAYANO, Junichiro, et al. Quantitative detection of sleep apnea with wearable watch device. *PLoS One*, 2020, vol. 15, no 11, p. e0237279.
- [4]. HJORTH, Bo. EEG analysis based on time domain properties. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, 1970, vol. 29, no 3, p. 306-310
- [5]. DEVIAENE, Margot, et al. Automatic screening of sleep apnea patients based on the spo 2 signal. *IEEE journal of biomedical and health informatics*, 2018, vol. 23, no 2, p. 607-617.
- [6]. LÁZARO, Jesús, et al. Pulse rate variability analysis for discrimination of sleep-apnea-related decreases in the amplitude fluctuations of pulse photoplethysmographic signal in children. *IEEE journal of biomedical and health informatics*, 2013, vol. 18, no 1, p. 240-246.