

# Estudio de la relación entre los periodos de atenuación de la señal fotopleletismográfica de pulso en niños y la apnea del sueño

Eduardo Gil<sup>1</sup>, Violeta Monasterio<sup>1</sup>, José María Vergara<sup>2</sup>, Pablo Laguna<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Grupo de Tecnologías de Comunicación, I3A, Universidad de Zaragoza, {edugilh,laguna}@unizar.es

<sup>2</sup> Unidad de Sueño, Hospital Infantil Miguel Servet, Zaragoza, España, vergeur@comz.org

## Resumen

*En este trabajo se analiza la relación entre los periodos de atenuación de la amplitud de las oscilaciones de la señal fotopleletismográfica de pulso (PPG) y las apneas del sueño en niños. Para ello se han desarrollado dos detectores diferentes, uno basado en señales respiratorias para una detección automática de las apneas y las desaturaciones de oxígeno y otro para una detección automática de los periodos de atenuación de la PPG. Posteriormente se realiza un análisis de las salidas de cada detector en trece registros polisomnográficos de niños en dos ventanas temporales, una previa a la apnea y otra durante y después de la misma. Los resultados obtenidos muestran un porcentaje de apneas detectadas que incluyen al menos un episodio de atenuación sobre la PPG, el doble de grande en la ventana posterior (32%) que en la anterior (15%). Esto indica la existencia de una relación entre los episodios de atenuación de la PPG y las apneas del sueño, que motivan el estudio de esta señal como instrumento de detección de apneas.*

## 1. Introducción

El síndrome de apnea obstructiva durante el sueño (SAOS) se caracteriza por episodios repetitivos de obstrucción de las vías respiratorias superiores durante el sueño, lo que produce periodos de cese de la respiración [1]. La prevalencia del SAOS se estima en un 4% en hombres adultos, 2% en mujeres adultas y de 2% a 3% en niños, la mayoría de ellos sin diagnosticar y por tanto sin tratar. Como consecuencia se produce una fragmentación del ciclo del sueño que no solo causa somnolencia diurna sino que también incide en la hipertensión sistémica, en un aumento de los problemas cardiovasculares, arritmias y en comportamientos problemáticos en niños. El tratamiento más empleado hoy en día en adultos es la aplicación de una presión continua positiva en la vía aérea por medio de una máscara nasal mientras que la adenoamigdalectomía es la alternativa de tratamiento fundamental en niños.

El método de referencia para el diagnóstico del SAOS es la polisomnografía nocturna (PSG). La PSG normalmente incluye una monitorización de la respiración del paciente a través de la nariz y la boca, de la presión sanguínea, de la actividad electrocardiográfica, de los niveles de oxígeno en sangre, de los patrones de las ondas cerebrales, del movimiento ocular y de los movimientos

de la musculatura respiratoria y de las piernas. Esta prueba tiene un coste elevado y requiere de expertos técnicos. Es por esto que el estudio de diversas señales fisiológicas y su posible utilidad diagnóstica para este tipo de patologías ha tomado notable importancia [2].

Una de las posibles alternativas es el uso de la señal fotopleletismográfica de pulso (PPG). Esta señal se obtiene de forma no invasiva mediante sistemas de pulsioximetría basados en la absorción de la luz a través del dedo. La PPG representa el volumen de sangre arterial de forma continua, por lo que presenta un patrón cíclico muy marcado sincronizado con el pulso cardíaco. El volumen de sangre arterial depende de la presión sanguínea en el ciclo cardíaco y del grado de contractilidad de las arterias según la acción del sistema simpático-parasimpático.

El sistema nervioso autónomo o vegetativo (SNA) es el encargado de regular los procesos orgánicos automáticos. Consta de dos sistemas que actúan de forma contrapuesta: el sistema simpático que es un activador de la movilidad y el sistema parasimpático que es el predominante durante la relajación. Ambos actúan sobre los mismos órganos manteniendo un balance adecuado. Las paredes arteriales están cubiertas de músculos capaces de contraerse o relajarse, produciendo constricción o dilatación arteriolar. Esto está regulado por varios mecanismos entre los que se encuentra el sistema vegetativo que determina un tono al músculo vascular. En función del sistema dominante (simpático o parasimpático) los vasos se contraen (vasoconstricción) o dilatan (vasodilatación).

Varios estudios indican que cuando se produce una apnea se da un aumento de la actividad simpática. La hipoxia juega un papel importante en esta relación. Este aumento está asociado con una vasoconstricción y posiblemente relacionado con un arousal transitorio [3,4]. La vasoconstricción se refleja en la señal PPG en una disminución de la amplitud de las oscilaciones. Una detección automática de estas atenuaciones puede servir para cuantificar indirectamente las apneas del sueño [5]. Existen estudios [6,7] acerca del diagnóstico del SAOS basados en una detección de las vasoconstricciones usando una medida del tono arterial periférico, que es una señal fisiológica similar a PPG. Este trabajo analiza la relación entre los episodios de atenuación de la señal PPG y las apneas.

## 2. Materiales y métodos

### 2.1. Datos

#### 2.1.1 Estudio de la relación entre apneas y periodos de atenuación en señal PPG.

El estudio incluye 13 registros (8 niños y 5 niñas) de los cuales 6 padecen SAOS y 7 no, según diagnóstico clínico. La edad promedio es de  $4.85 \pm 2.26$  años (media  $\pm$  D.E.). Los estudios del sueño se realizaron en el Hospital Infantil Miguel Servet de Zaragoza, por medio de un polígrafo digital (EGP800, Bitmed) registrando seis canales de EEG, dos electro-oculogramas, un canal de electromiograma submentoniano, un canal de ECG, un canal para el flujo aéreo (termistor oronasal) y dos canales para determinar el esfuerzo respiratorio mediante bandas pletismográficas en pecho y abdomen. PPG y el nivel de saturación de oxígeno arterial (SaO<sub>2</sub>) se registraron continuamente por medio de un oxímetro de pulso (COSMO ETCO2/SpO2 Monitor Novamatrix, Medical Systems). Todas las señales se registraron con una frecuencia de muestreo  $f_m=100$  Hercios.

#### 2.1.2 Evaluación del detector de apneas basado en señales respiratorias

Para evaluar el detector de apneas basado en señales de flujo se utilizó la base de datos Apnea\_ECG Database de Physionet [8]. Se emplearon los 8 registros de adultos que contienen señales respiratorias, con una duración en total de 66 horas y 5 minutos con 2180 apneas.

### 2.2. Detector de apneas basado en señales respiratorias

El detector diseñado esta compuesto de dos etapas. En la primera se calcula la desviación típica de la señal en una ventana deslizante y en la segunda se determinan los episodios apnéicos mediante un algoritmo de decisión, ver figura 1.

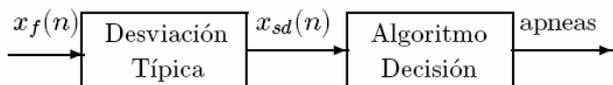


Figura 1. Esquema del detector de apneas

El objetivo de la primera etapa del detector es obtener una señal adecuada para ser comparada con el umbral de la siguiente etapa.

La señal  $x_{sd}(n)$  se obtiene del cálculo de la desviación típica de la señal de flujo respiratorio  $x_f(n)$  en una ventana de longitud N.

$$x_{sd}(n) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=n-(N-1)}^n \left( x_f(k) - \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} x_f(n-i) \right)^2} \quad (1)$$

La última etapa del detector es una regla de decisión basada en un umbral adaptativo. El detector considera que se ha producido una apnea cuando  $x_{sd}(n)$  es menor que el umbral establecido en ese instante,  $x_{sd}(n) < \varphi(n)$ .

$$\varphi(n) = \begin{cases} \frac{U}{100L} \sum_{\substack{k=n-(L-1)-T_{L,n} \\ k \in \{n_a\}}}^n x_{sd}(k) & n \in \{n_a\} \\ \varphi(n-1) & n \in \{n_c\} \end{cases} \quad (2)$$

Donde  $\{n_a\}$  es el conjunto de muestras que cumplen el criterio de ser tenidas en cuenta para la actualización del umbral y  $\{n_c\}$  es el conjunto de muestras que no cumplen dicho criterio,  $T_{L,n}$  es el número de muestras  $\in \{n_c\}$  dentro del intervalo  $[n-(L-1)-T_{L,n}, n]$  tal que siempre el número total de muestras  $\in \{n_a\}$  en ese intervalo es L.

El umbral se calcula como el U por ciento de la media de las últimas L muestras en  $\{n_a\}$ .

Existen dos criterios diferentes para considerar que una muestra pertenece al conjunto de las que no se tienen en cuenta para la actualización del umbral, es decir  $n \in \{n_c\}$ .

- Cuando se detecta un episodio apnéico. Si la muestra cumple que  $x_{sd}(n)$  es menor que el umbral  $\varphi(n)$ .
- Cuando se produce un cambio brusco en la señal  $x_{sd}(n)$ , así cuando la amplitud de la señal  $x_{sd}(n)$  comienza a decaer, debido a una apnea, el umbral permanece constante. Esto se controla por medio de la derivada de  $x_{sd}(n)$ , según (3).

$$|x_{sd}(n) - x_{sd}(n-1)| \leq 0.1 A_0 \quad (3)$$

Donde  $A_0$  es la media de la señal  $x_{sd}(n)$ .

En la figura 2 se muestra el funcionamiento del detector y como se detectan cuatro apneas. Los parámetros del detector en este caso son  $U=40$ ,  $N=14 f_m$  y  $L=30 f_m$ .

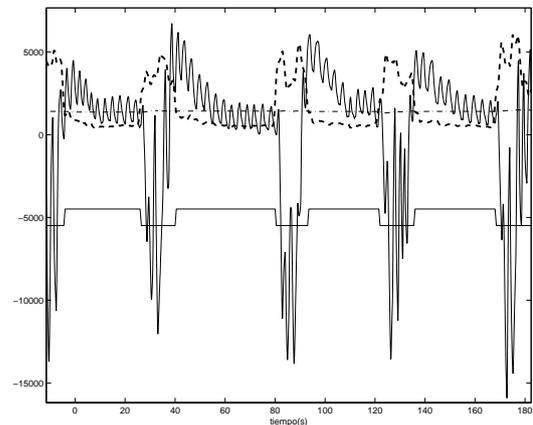


Figura 2. Ejemplo de funcionamiento del detector.  $x_f(n)$  (línea continua),  $x_{sd}(n)$  (línea discontinua) y  $\varphi(n)$  (línea punteada discontinua)

### 2.3. Detector de desaturaciones

Una información importante en los estudios del sueño son las desaturaciones de oxígeno que se producen en la señal SaO<sub>2</sub>. Pese a que todos los expertos médicos coinciden en la importancia de estos eventos en el diagnóstico, no

existe una definición única de los mismos, de forma que cada experto tiene sus propios criterios. Existen unas recomendaciones [1] que hacen que estos criterios sean similares.

Por cada evento apnéico  $k$  considerado por el detector definido en el punto 2.2 se realiza un análisis para la detección de una posible desaturación asociada, para ello se usan tres criterios, donde el cumplimiento de cualquiera de ellos considera apnea con desaturación.

Primero se determina una ventana de análisis. Ésta comienza en la muestra  $n_i^v(k)$  que se corresponde con el inicio de la apnea  $n_i^a(k)$  y termina en la muestra  $n_f^v(k)$  que corresponde con 20 segundos después del final de la apnea  $n_f^a(k)$  o al inicio de la siguiente apnea  $n_i^a(k+1)$  en caso de que este se produzca antes.

Criterio 1. Se determina una línea de base para la señal  $SaO_2$ .

$$lb = \begin{cases} \text{Mo}(SaO_2) & p(\text{Mo}(SaO_2)) \geq 0.3 \\ \frac{\text{Mo}(SaO_2) + \text{Mo}^-(SaO_2)}{2} & \begin{cases} p(\text{Mo}(SaO_2)) + p(\text{Mo}^-(SaO_2)) \geq 0.3 \\ |\text{Mo}(SaO_2) - \text{Mo}^-(SaO_2)| < 1.7 \end{cases} \\ \text{No válido} & \end{cases} \quad (4)$$

Donde  $\text{Mo}(SaO_2)$  es la moda de la señal  $SaO_2$  en todo el registro,  $\text{Mo}^-(SaO_2)$  es el segundo valor más frecuente de la señal y  $p(\cdot)$  es la función densidad de probabilidad.

Si se cumple la ecuación (5) y se ha definido un valor para  $lb$  se considera que la apnea tiene asociada una desaturación  $k \in \{a_d\}$ .

$$lb - \min[SaO_2(n_i^v(k)), \dots, SaO_2(n_f^v(k))] \geq 3\% \quad (5)$$

Criterio 2. Se determinan los máximos y mínimos relativos de la señal  $SaO_2$  mediante un detector de picos. Si el descenso que se produce desde un máximo al siguiente mínimo es superior al 3% se considera que se ha producido una desaturación. Si esta se da en la ventana de análisis de una apnea  $k$ , se considera  $k \in \{a_d\}$ .

Criterio 3. Si se cumple

$$SaO_2(n_i^v(k)) - \min[SaO_2(n_i^v(k)), \dots, SaO_2(n_f^v(k))] \geq 3\% \quad (6)$$

se considera  $k \in \{a_d\}$ .

#### 2.4. Detector de los periodos de atenuación de la señal PPG

En un trabajo previo [5] se diseñó un detector de los periodos de atenuación de la señal PPG. Brevemente, la estructura básica del mismo se muestra en la figura 3.

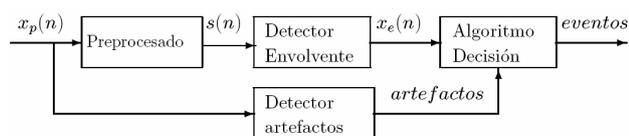


Figura 3. Esquema del detector de periodos de atenuación de la señal PPG

En la etapa de preprocesado se aplica un filtrado de media móvil para suprimir la media de la señal PPG,  $x_p(n)$ .

El objetivo de la etapa de detección de la envoltante es obtener una señal adecuada para ser comparada con el umbral de la última etapa. Se han implementado dos alternativas, una basada en la serie de la raíz del valor cuadrático medio (RMS) y otra basada en la transformada de Hilbert.

Para evitar atenuaciones de PPG debidas a ruido o artefactos se ha desarrollado un detector basado en los parámetros Hjorth que representan una estimación de la frecuencia dominante y la mitad del ancho de banda de la señal. Cuando estos parámetros sobrepasan unos márgenes establecidos empíricamente se considera que se ha producido un artefacto en la señal por no ser demasiado oscilatorio y por tanto esos datos no se tienen en cuenta en el detector.

La etapa final es una regla de decisión basada en un umbral adaptativo, similar a la detallada en el apartado 2.2, en este caso, se incluye la información del detector de artefactos.

#### 2.5. Análisis de datos

El proceso empleado en el análisis de datos es el siguiente:

- Detección de los eventos apnéicos en la señal de flujo respiratorio. Se eliminan aquellos que coinciden con un periodo considerado como artefacto en la señal PPG.
- Se marcan los eventos que presentan alguna desaturación.
- Para cada apnea detectada con desaturación asociada se analiza si existe un periodo de atenuación en la señal PPG (con cuatro umbrales  $V$  diferentes) en dos ventanas temporales distintas: ventana de 8 segundos previa a la apnea y una ventana que comprende el periodo de apnea y los 10 segundos posteriores o hasta el inicio de la siguiente apnea.

### 3. Resultados

Para la evaluación del detector de apneas basado en señales respiratorias cada registro se analizó con 42 configuraciones diferentes de los parámetros del detector, siendo las variables la longitud de la ventana de la serie de la desviación típica  $N$ , el porcentaje del umbral de detección  $U$  y la ventana de actualización del umbral  $L$ . La sensibilidad (S) y el valor predictivo positivo (+PV) se calcularon empleando estadística grosera, en donde todas las apneas tienen el mismo peso. Los mejores resultados obtenidos fueron  $S=95.3\%$  y  $+PV=94.4\%$  con unos valores de los parámetros de  $U=50$ ,  $N=14 f_m$  y  $L=30 f_m$ .

Para el análisis de la relación existente entre las apneas y los periodos de atenuación de la señal PPG en niños se utilizaron las señales detalladas en el punto 2.1.1. Los valores de los diferentes parámetros del detector de apneas basado en las señales respiratorias fueron  $N=5$  segundos,  $L=30 f_m$  y  $U=40 f_m$ , estos valores difieren de los mejores obtenidos en la evaluación del detector ya que en

este caso los registros corresponden a niños y los criterios de definición de apnea son distintos. En el detector de los periodos de atenuación de la señal PPG se ha variado el valor del porcentaje del umbral de detección  $V$  (grosso modo el porcentaje de disminución que se requiere en la envolvente de PPG para considerarse una atenuación [5]).

Los resultados obtenidos en el análisis para cada ventana temporal se detallan en la siguiente tabla.

Umbral $V$ (%)		antes		%		Durante/ después		%	
40	52	14.69	112	31.64	50	92	25.99	173	48.87
50	117	33.05	218	61.58	60	147	41.53	267	75.42
60					70				
70									

Tabla 1. Resultados

#### 4. Discusión y Conclusiones

El trabajo presentado trata de analizar la utilidad de la señal PPG para el diagnóstico del SAOS, basándose en los periodos de atenuación de las oscilaciones de la señal PPG. Estos eventos se deben a la vasoconstricción producida por un incremento de la actividad del sistema simpático como reflejo de una apnea, probablemente relacionada con un arousal.

Se ha estudiado la relación entre cada apnea y los eventos de atenuación de la señal PPG, cuyos resultados se muestran en la tabla 1. Para ello se ha desarrollado un detector de apneas basado en la señal de flujo respiratorio y las desaturaciones que se producen en la señal  $\text{SaO}_2$ .

Se produce un aumento del porcentaje de apneas asociadas con atenuaciones en la señal PPG al incrementar el valor del porcentaje del umbral de detección  $V$ , ya que exige atenuaciones menores en la señal para considerarlas significativas. Por otro lado también implica un aumento de los eventos de atenuación de la PPG no asociados a apneas y por tanto un incremento en el número de falsos positivos que se producirían en el caso de un diagnóstico basado únicamente en la señal PPG, que es el objetivo último que se pretende.

En los datos presentados se observa un menor porcentaje de eventos de atenuación en la ventana previa a la apnea, esto indica que existe cierta relación entre estos eventos de atenuación y las apneas. No obstante estos datos hay que tenerlos en cuenta con cierta precaución puesto que las ventanas de análisis tienen diferentes duraciones. Además de los datos se desprende que no todas las apneas presentan una atenuación en la señal PPG y que no todas las atenuaciones corresponden a apneas.

Por tanto es importante utilizar criterios adicionales para discriminar los eventos de atenuación en la PPG asociados a apneas de los que no. La variabilidad del

ritmo cardíaco [9] podría ser una interesante alternativa como proponen Schnell et al. [6].

Los resultados obtenidos muestran un porcentaje de apneas detectadas que incluyen al menos un episodio de atenuación sobre la PPG, el doble de grande en la ventana posterior (32%) que en la anterior (15%). Esto indica que la señal PPG parece ofrece una interesante información para el diagnóstico del SAOS, con la gran ventaja de ser menos complicada y costosa que PSG y ser más adecuada para la monitorización ambulatoria.

#### Agradecimientos

Este trabajo ha sido subvencionado por la Diputación General de Aragón (DGA) por medio de una beca personal B112/2005 para E. Gil, y por los proyectos TEC2004-05263-C02-02/TCM de MCYT/FECER y Grupos Consolidados GTC T30 de la DGA.

#### Referencias

- [1] A. A. of Sleep Medicine Task Force, "Sleep-related breathing disorders in adults: Recommendations for syndrome definition and measurement techniques in clinical research," *Sleep*, vol. 22, no. 5, 1999.
- [2] A. S. D. A. Standards of Practice Committee, "Portable recording in the assessment of obstructive sleep apnea," *Sleep*, vol. 17, no. 4, pp. 378–392, 1994.
- [3] U. A. Leuenberger, J. C. Hardy, M. D. Herr, K. S. Gray, and L. I. Sinoway, "Hypoxia augments apnea-induced peripheral vasoconstriction in humans," *J. Appl. Physiol.*, vol. 90, pp. 1516–1522, 2001.
- [4] V. K. Somers, M. E. Dyken, M. P. Clary, and F. M. Abboud, "Sympathetic neural mechanisms in obstructive sleep apnea," *J. Clin. Invest.*, vol. 96, pp. 1897–1904, 1995.
- [5] E. Gil, V. Monasterio, J.M. Vergara, P. Laguna, "Pulse Photoplethysmography Amplitude Decrease Detector for Sleep Apnea Evaluation in Children" Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2005.
- [6] R. P. Schnell, A. Shlitner, J. Sheffy, R. Kedar, and P. Lavie, "Periodic, profound peripheral vasoconstriction—a new marker of obstructive sleep apnea," *Sleep*, vol. 22, no. 7, 1999.
- [7] C. P. O'Donnell, L. Allan, P. Atkinson, and A. R. Schwartz, "The effect of upper airway obstruction and arousal on peripheral arterial tonometry in obstructive sleep apnea," *Am. J. Respir. Crit. Care Med.*, vol. 166, pp. 965–971, 2002.
- [8] T. Penzel, G.B. Moody, R.G. Mark, A.L. Goldberger, J.H. Peter, "The apnea-ECG database" *Computers in Cardiology*, 2000. Disponible en Internet (Physionet) :<http://www.physionet.org/physiobank/database/apnea-ecg/>
- [9] C. Guilleminault, R. Winkle, S. Connolly, K. Melvin, and A. Tilkian, "Cyclical variation of the heart rate in sleep apnoea syndrome: Mechanisms, and usefulness of 24 h electrocardiography as a screening technique," *The Lancet*, vol. 323, pp. 126–131, 1984.