

Detección automática de eventos de apnea-hipopnea durante el sueño basada en señales de esfuerzo respiratorio.

Guillermina Guerrero-Mora*, E. Palacios-Hernández**, M. Mendez-García**, A.M. Bianchi^o y J. M. Kortelainen*^o

* CIEP-FI-UASLP, Av. Manuel Nava 8, 78290, S.L.P. México.
gui28gm@gmail.com

** FC-UASLP, Av. Salvador Nava s/n, 78290, S.L.P. México.
(epalacios, mmendez)@fciencias.uaslp.mx

^o Dep. de Ingeniería Biomédica, Politécnico de Milano, Plaza. Leonardo da Vinci 32, Italia.
annamaria.bianchi@polimi.it

*^o VTT Centro de investigación Técnica de Finlandia, FI-33101 Tampere, Finlandia.
juha.m.kortelainen@vtt.fi

Resumen—El síndrome de apnea-hipopnea del sueño (SAHS) es una enfermedad frecuente en la población general, se caracteriza por un cuadro de somnolencia, trastornos neuropsiquiátricos, metabólicos y cardiorespiratorios. Generalmente para su diagnóstico es necesario un estudio polisomnográfico (PSG), el cual es caro, laborioso y complejo. Existe un evento de apnea-hipopnea si la amplitud de la señal respiratoria se reduce al menos 50% de su valor y tiene una duración de al menos 10 segundos. En este trabajo se propone utilizar señales obtenidas de un colchón sensorizado para la detección automática de eventos de apnea-hipopnea. Las señales respiratoria y *activity* obtenidas de este sensor son consideradas para el desarrollo de un algoritmo de detección automática. El resultado de este algoritmo se compara con la detección obtenida de la PSG y con el resultado arrojado por el algoritmo aplicado a las distintas señales respiratorias de la PGS. El desempeño es determinado con algunos índices estadísticos evaluados agrupando los pacientes de la base de datos de acuerdo a la severidad del SAHS.

Palabras clave: Polisomnografía, apnea-hipopnea, PBS.

I. INTRODUCCIÓN

El sueño es una conducta natural, periódica, transitoria y reversible (The report of AASM, 1999); imprescindible para la vida, ya que su privación absoluta, al menos en los mamíferos, produce la muerte. Durante el sueño se producen cambios fisiológicos y a veces patológicos. El síndrome de apneas-hipopneas del sueño (SAHS) es una enfermedad frecuente en las sociedades desarrolladas, asociada a factores como obesidad, sexo, edad, alteraciones endocrino-metabólicas, anomalías craneofaciales e historia familiar previa. Todavía existe la polémica de las consecuencias del SAHS, estas parecen asociarse a diversas complicaciones neurocognitivas y cardiovasculares derivadas de la fragmentación del sueño y de la hipoxemia e hipercapnia durante los episodios de apnea-hipopnea (Susheel, 2007).

Las apneas del sueño se caracterizan por el cese de la respiración durante el sueño durante un periodo de tiempo mayor de 10 segundos en el adulto. En las hipopneas no existe el cese, pero si existe una disminución de flujo aéreo y

de la saturación de oxígeno, medida por pulsioximetría. Las apneas e hipopneas pueden ser de origen central, obstructivo o mixto. En el caso de las apneas centrales el cese o reducción del flujo aéreo se presenta en ausencia de esfuerzo respiratorio. En las apneas obstructivas se produce un cierre de la vía respiratoria superior que no se consigue vencer inicialmente aún en presencia de esfuerzo respiratorio (Young, 2002). Las mixtas tienen las características de la central y la obstructiva en el mismo evento.

La PSG vigilada por un técnico en el laboratorio de sueño es el método para el diagnóstico de los pacientes con sospecha de SAHS y otros trastornos no respiratorios del sueño. Este estudio consiste en un registro continuo durante el sueño de electroencefalograma, electrooculograma, electromiograma, pulsioximetría, flujo aéreo nasobucal mediante cánula nasal y termistor, ronquidos, movimientos toracoabdominales y electrocardiograma. Estas mediciones sirven para cuantificar las fases del sueño, los microdespertares, los trastornos respiratorios y sus repercusiones. Un inconveniente de la PSG es que se debe realizar en horario nocturno o en el habitual de sueño del paciente. Este estudio es relativamente caro, laborioso y técnicamente complejo que no está al alcance de todos los centros clínicos y debido a la gran demanda existen grandes listas de espera (Douglas, 2003).

Para afrontar esas dificultades se han desarrollado equipos portátiles (Henegan et al, 2008), (Park y Jayaran, 2003), (Anliker et al., 2004) y menos complejos los cuales registran solamente algunas de las variables tales como las respiratorias, movimiento, etc.

En este trabajo se propone utilizar un colchón sensorizado (Kortelainen et al, 2012) para la medición de la señal respiratoria, que utilizará para la detección automática del SAHS. Este colchón es sensible a los cambios de presión debidos a las variaciones en el flujo de aire de entrada y salida del sistema respiratorio lo cual resulta en una medida indirecta del esfuerzo o movimiento respiratorio. Se utilizan dos señales derivadas de las señales del colchón, la señal de respiración y la señal de actividad para proponer un algoritmo que automáticamente detecta alguna reducción o anulación de la amplitud de la señal respiratoria para

determinar un posible evento de SAHS.

Este trabajo está organizado de la siguiente manera: La sección II describe el colchón sensorizado que se utiliza para la adquisición de datos, el protocolo y la definición del problema. También se describe el algoritmo de detección automática de un evento de SAHS. Los resultados son descritos en la sección III. Finalmente la discusión y conclusiones se presentan en la sección IV.

II. ALGORITMO PROPUESTO

A. Colchón sensorizado

El colchón sensorizado (PBS: *pressure bed sensor*) es un colchón con sensores de presión integrados. Estos sensores miden ocho canales con transductores piezoeléctricos. Estos sensores piezoeléctricos están colocados en una matriz de 4x2, cubriendo un área total de 64 cm x 64 cm, colocados entre dos sábanas de esponja cubiertas de tela higiénica. La dimensión final de este colchón de sensores es de 100 cm x 72 cm y 2 cm de espesor cuando no está comprimido. Las ocho señales de presión son obtenidas a 50 Hz y procesadas con algoritmos implementados por la VTT (Kortelainen et al, 2012) para extraer respiración, pulso, movimiento o actividad.

B. Protocolo

La base de datos utilizada en este trabajo consiste del registro de las señales a través del PBS junto con el estudio de PSG de 28 personas (entre 48 y 68 años) obtenidas en el laboratorio del sueño del hospital universitario de Tampere, Finlandia. Tres de los pacientes usaban un dispositivo CPAP (Continuous Positive Airway Pressure) durante el análisis por lo cual fueron descartados de este trabajo, en consecuencia, la base de datos consta de 25 pacientes (12 mujeres y 13 hombres). Se realizó un análisis respiratorio automático a la PSG de cada paciente mediante el software RemLogic (Embla Systems LLC). Los resultados arrojados fueron validados por un experto.

C. Definición del problema.

Se considera un evento de apnea-hipopnea si en la señal de respiración se produce un decremento en su amplitud de al menos el 50% con una duración mayor o igual a 10 segundos. Entonces, el problema a resolver es a partir de la señal respiratoria obtenida por el PBS determinar automáticamente cuando existe un evento de SAHS. En la siguiente sección se presenta el desarrollo de un algoritmo para determinar cuando la señal de respiración se reduce de al menos 50% en su amplitud.

D. Algoritmo propuesto

En la Figura 1 se presenta el algoritmo propuesto para la detección de un evento de SAHS. Debido a que la señal respiratoria del PBS es afectada por los movimientos corporales del paciente, para discriminar estos movimientos

la señal respiratoria pasa por un proceso de eliminación de picos.

Eliminación de picos.

Los movimientos del paciente se reflejan en la señal *activity* del PBS, así que para esta señal se aplicó un filtro de media móvil de 5 min para determinar un umbral. Entonces, si la señal de *activity* es mayor a este umbral, el intervalo de tiempo donde esto se cumple, es el intervalo donde se elimina la información en la señal de respiración, este proceso se muestra en la Figura 2.

Cálculo de amplitud.

Después del proceso de eliminar los picos de la señal de respiración el siguiente paso es calcular su amplitud, para esto se determinan los máximos y mínimos de la señal como se muestra en la figura 3.

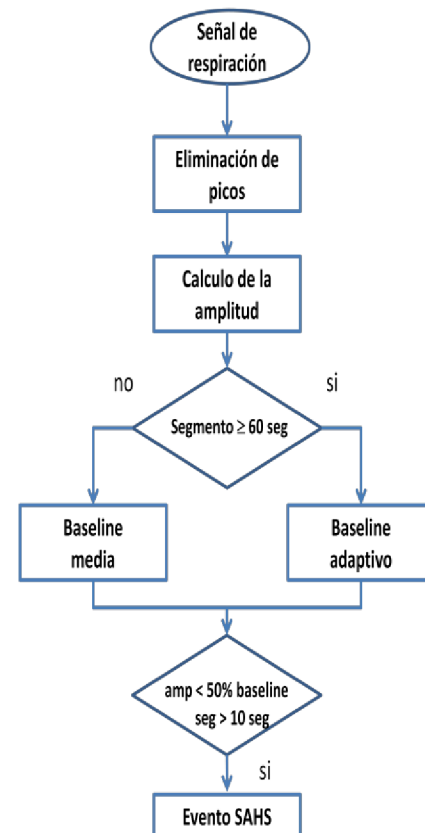


Figura 1. Diagrama a bloques del algoritmo de detección automática de eventos SAHS.

Como se observa en la figura 2 aparecen máximos y mínimos locales los cuales afectaban en la amplitud de la señal, así que para minimizar este efecto se restringió el valor de los máximos y mínimos conservando solamente aquellos con una amplitud mayor a un umbral.

Después de estas dos etapas se tiene la amplitud de la señal de respiración pero segmentada de forma irregular. Entonces para la determinación del *baseline* el cual nos serviría para conocer si existe un evento SAHS se sigue el siguiente razonamiento

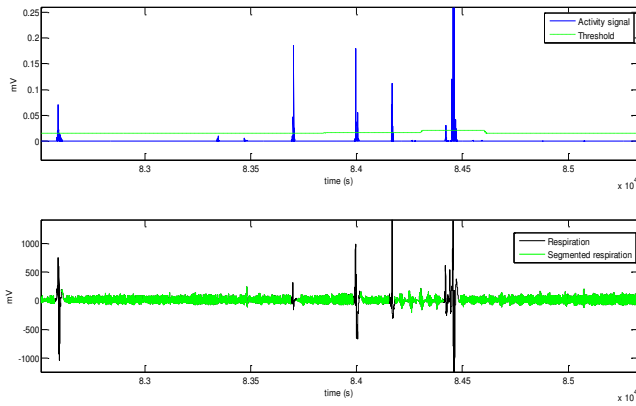


Figura 2. Detección de picos en la señal *activity*.

- Si el segmento de la envolvente de la señal de respiración es mayor o igual a 60 segundos, entonces el *baseline* se determina con el valor medio de la amplitud de ese segmento de señal. Es decir

$$Bs = \left(\frac{1}{60} \sum_{t=1}^{60} a(t) \right),$$

donde Bs es el *baseline* y $a(t)$ es la amplitud de la señal de respiración.

- Si el segmento de la envolvente de la señal de respiración es menor a 60 segundos, entonces el *baseline* se determina de forma adaptiva:

$$Bs = \mu Bs(t-1) + (1-\mu)a(t)$$

$$Bs(1) = \left(\frac{1}{60} \sum_{t=1}^{60} a(t) \right).$$

Una vez que el *baseline* es calculado solo resta detectar los eventos SAHS, es decir, buscar donde la amplitud de la señal de respiración es menor al 50% del *baseline* y se mantenga así por un periodo mayor o igual a 10 segundos.

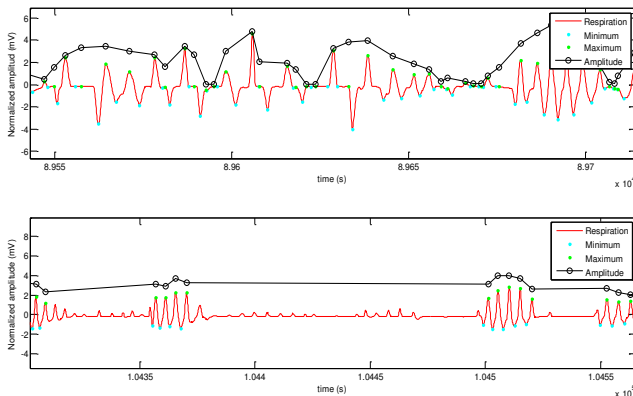


Figura 3. Cálculo de los máximos y mínimos en la señal respiratoria para la determinación de la amplitud.

III. RESULTADOS

Para verificar el desempeño de este algoritmo se CNCA 2013, Ensenada B.C. Octubre 16-18

consideran dos señales provenientes de la polisomnografía: *Nasal Pressure* y *RIP* (Respiratory Inductive Plethysmogram) medida por un cinturón en el tórax. Esta última señal se utiliza debido a que proporciona una medida del esfuerzo mecánico respiratorio similar a la señal de respiración del PBS. El algoritmo de detección de eventos SAHS se aplicó a las siguientes señales: i) *Nasal Pressure*, ii) *RIP* y iii) Señal de respiración del PBS. Los resultados se muestran en la Figura 4.

La grafica superior de la Figura 4 muestra los eventos de la señal *Nasal Pressure* indicando con los marcadores el inicio y termino de los eventos SAHS. En la graficas inferiores de la misma figura se muestran los eventos detectados automáticamente a partir de la señal *RIP* y la de respiración del PBS. Considerando como referencia los eventos detectados por la polisomnografía en la gráfica inferior de la Figura 4, se observa que existen eventos no detectados por la señal respiratoria del PBS.

Para evaluar el desempeño se calcularon para cada sujeto los índices estadísticos:

$$Recall = \frac{TP}{TP + FN};$$

$$Presicion = \frac{TP}{TP + FP};$$

$$Concordance = \frac{TP}{TP + \frac{FP + FN}{2}}$$

La base de datos en este trabajo fue dividida en tres grupos considerando el criterio de severidad establecido a partir del índice del apnea-hipopnea (AHI). El AHI indica el número de eventos de apneas e hipopneas por hora de sueño. Actualmente el criterio para determinar la severidad del SAHS se basa en tres categorías: leve, moderada y severa. La categoría leve considera de 5 a 15 eventos por hora; para la moderada de 15 a 30 eventos por hora y por ultimo la severa considera más de 30 eventos por hora (Iber et al, 2007). Los resultados de los índices estadísticos calculados se presentan en la tabla I. Se muestran los índices generales encontrados en cada categoría para las diferentes señales analizadas. Se pueden observar resultados similares para la señal respiratoria del PBS y la medida en tórax

TABLA I

Resultados detección automática para las señal de tórax y PBS respiración, para cada grupo de severidad.

	Re [%]	Pr [%]	C [%]
MEDIA			
RIP	56,11	35,94	42,78
PBS	48,15	23,58	31,50
MODERADA			
RIP	55,81	37,85	45,11
PBS	27,44	27,19	27,31
SEVERA			
RIP	64,64	63,15	63,00
PBS	61,85	67,94	63,63

Además en la Figura 5, se muestran las curvas de regresión donde se compara el desempeño del algoritmo propuesto a las señales del cinturón del tórax RIP y la señal de respiración del PBS.

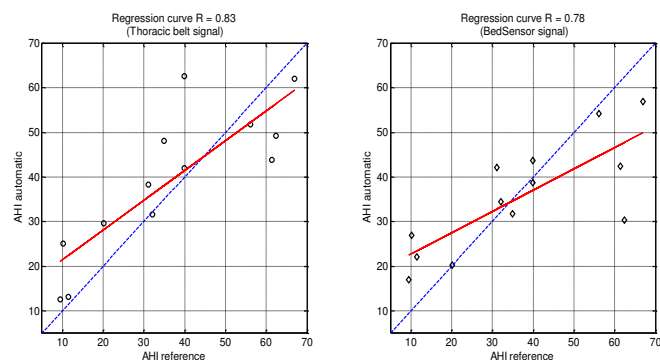


Figura 5. Curva de regresión para la señal de tórax a la izquierda y la señal respiratoria del PBS a la derecha.

IV. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

En el presente trabajo se mostró un algoritmo para detectar automáticamente los eventos del SAHS basados en señales obtenidas de un colchón sensorizado. El algoritmo consiste en la búsqueda de una reducción de la amplitud en forma adaptiva. Nuestras principales observaciones son: a) La señal derivada del PBS tiene información importante relacionada a los eventos SAHS, y b) dado que la señal del PBS es diferente es una proyección del mecánica de los eventos de SAHS, ésta presenta características diferentes a la señal de flujo nasal. Lo anterior implica que, parámetros como: el porcentaje de reducción y el periodo de tiempo considerado para el cálculo del *baseline* sean diferentes a los definidos en las guías clínicas y deben considerarse como un parámetros ajustables.

En literatura existe diferentes métodos para evaluar la calidad del sueño y detectar patologías del mismo. Sin embargo, la mayoría de los métodos propuestos se basan en la adquisición de señales como el electrocardiograma, el esfuerzo respiratorio y el movimiento. Aún y si los resultados son interesantes, el paciente necesita poner sobre su cuerpo algún sensor y activar algún dispositivo para comenzar el registro de las señales. Este procedimiento impide que el paciente pueda tener un sueño reparador debido a lo molesto que es tener los sensores al cuerpo. Además de la incomodidad, la puesta de los sensores por un paciente inexperto, no garantiza la adquisición adecuada de las señales. Bajo este panorama, el PBS ofrece una alternativa no invasiva para el registro de señales fisiológicas que tienen información básica para evaluar algunas propiedades del

sueño tales como el SAHS y las fases del sueño. Aún y si es cierto, es importante hacer notar que el número de eventos detectados por el PBS puede ser menor. Sin embargo, los resultados sugieren que es posible poner una línea de decisión para separar los sujetos patológicos de los sanos.

En conclusión, la señal de obtenida por el PSB mostró tener un buen potencial para poder realizar una detección de los sujetos con apnea nocturna fuera del ambiente hospitalario y sin la necesidad de conectar sensores al cuerpo del paciente.

Existen además, diversos puntos a mejorar en las diferentes etapas del algoritmo de detección de eventos; por ejemplo la detección de la de la amplitud y la optimización de algunos parámetros que podrían ayudar a una mejor identificación de los eventos.

V. AGRADECIMIENTOS

A CONACYT por el apoyo recibido con la beca 175108.

REFERENCIAS

- Anliker, U., J.A. Ward, P. Lokowicz, G. Troster, F. Dolveck, M. Baer, F.Keita, E.B. Schenker, F. Catarsi, L. Coluccini, A. Belardinelli, D. Shklarsky, A. Menachem, E. Hirt, R. Schmith, and M. Vuskovic (2004). Amon: A wearable multiparameter medical monitoring and alert system. *IEEE Trans. Information Technology in Biomedicine*, vol. 8, pp.415-427.
- Conor Heneghan, Chern-Pin Chua, John F. Garvey, MB, Philip de Chazal, Redmond Shouldice, Patricia Boyle, BS3; Walter T. McNichola (2008). A portable Automated Assessment Toll for Sleep Apnea Using a combined Holter-Oximeter, *SLEEP*, vol. 31, No. 10, pp.1432-1439.
- Douglas, T. y Jhon S. Floras (2003), Sleep Apnea and Heart Failure, Part I: Obstructive Sleep Apnea, *Circulation*, vol.107, pp. 1671-1678.
- Iber C, Ancoli-Israel S, Chesson A, Quan S, for the American Academy of Sleep Medicine.(2007) The AASM Manual for the Scoring of Sleep and Associated Events: Rules, Terminology and Technical Specifications”, 1st ed. Westchester, IL: American Academy of Sleep Medicine.
- Kortelainen J. M., van Gils M., Pärkkä J.(2012). Multichannel Bed Pressure Sensor for Sleep monitoring. In *Proceedings of Computing in Cardiology*, Krakow, Poland.
- Park, S. y S. Jayaran(2003). Enhancing the quality of life through wearable technology, *IEEE Engeeneering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 22, pp.41-48.
- Susheel P. Patil, Hartmut Schneider, Alan R. Schwartz and Philip L.(2007). Adult Obstructive Sleep Apnea: Pathophysiology and Diagnosis, *CHEST*, vol.132, pp. 325-337.
- Task Force Members (2007). Clinical Guidelines for the use of Unattended Portable Monitors in the Diagnosis of Obstructive Sleep apnea in Adult Patients, *JCSM Journal of Clinical Sleep Medicine*, vol. 3, No. 7, pp.737-747.
- The report of an American Academy of Sleep Medicine task force (1999), Sleep-Related Breathing Disorders in adults: Recommendations for Syndrome Definition and Measurement Techniques in Clinical Research, *SLEEP*, vol.22, No.5, pp.667-689.
- Young, T., P.E. Peppard, y D.G. Gottlier (2002), Epidemiology of obstructive sleep apnea, a population health perspective, *Amer. J. Respir. Crit. Care. Med.*, vol. 165, pp.402-407.

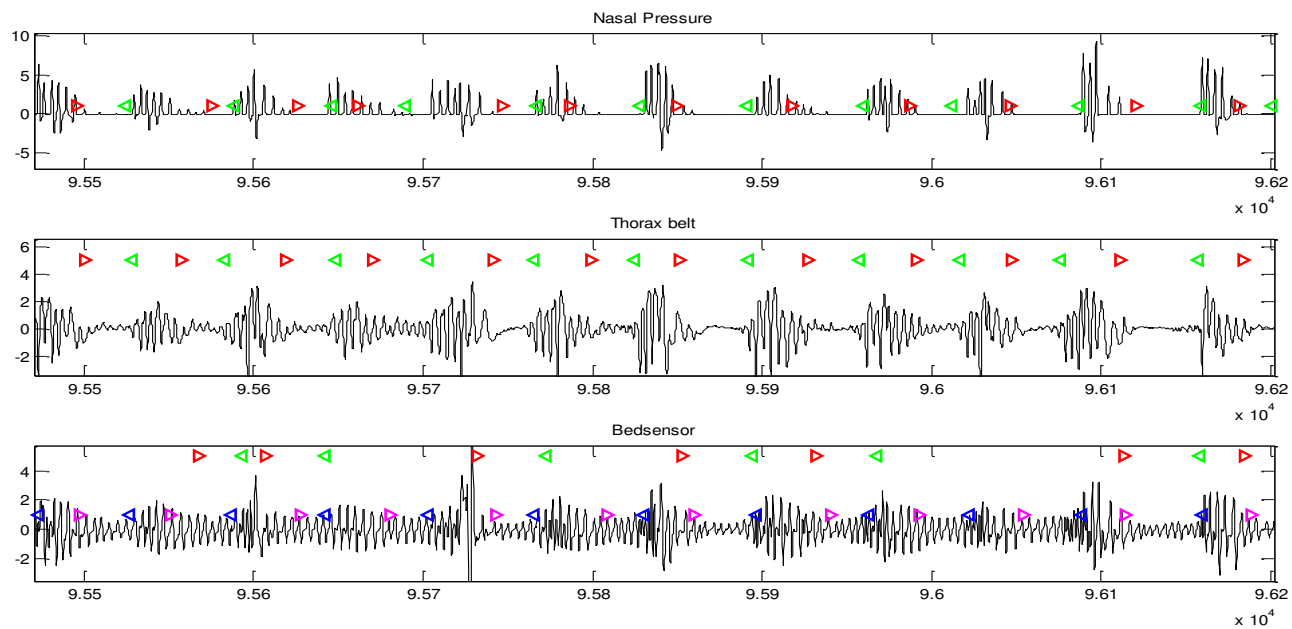


Figura 4. Comparación de la detección automática entre la señal de respiración del PBS y las señales directas: *Nasal pressure* y *RIP*. En color magenta-azul los marcadores de los eventos de referencia y en rojo-verde los marcadores de los eventos detectados automáticamente.