

Sincronización de sistemas de monitorización para el estudio de ronquidos en las distintas fases del sueño en pacientes con SAHS

M. López Picazo¹, J. Solà-Soler^{1,2,3}, J.A. Fiz^{1,3,4}, R. Jané^{1,2,3}

¹ Institut de Bioenginyeria de Catalunya, Barcelona, España. {mlopezp,jsola,rjane}@ibecbarcelona.eu

² Universitat Politècnica de Catalunya. Barcelona. España

³ CIBER de Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina (CIBER-BBN). Barcelona. España

⁴ Servicio de Neumología. Hospital Germans Trias i Pujol. Badalona, España, jafiz@msn.com

Resumen

El Síndrome de Apnea-Hipopnea del Sueño (SAHS) tiene una incidencia en sujetos de edad media, del 2-4% en mujeres y 4-6% en hombres, además de múltiples consecuencias asociadas. Sin embargo, a pesar de su prevalencia, menos de un 10% de la población con este síndrome es diagnosticada. Con el objetivo de identificar qué señales debería emplear un futuro método de diagnóstico para pacientes con sospecha de SAHS más eficaz que los actuales, se sugiere un estudio en detalle de los eventos respiratorios que tienen lugar durante la noche. Para ello se parte de los estudios de monitorización del sueño realizados a pacientes con síntomas de SAHS mediante dos plataformas comerciales distintas. En primer lugar, los registros procedentes de dichos estudios se combinan y sincronizan temporalmente de una forma precisa y robusta. Una vez llevada y sincronizada toda la información a una plataforma común, el presente estudio se centra en la relación del SAHS con una nueva información, el roncograma. El roncograma permite estudiar la evolución de los ronquidos según la fase de sueño. Aplicando esta medida sobre nuestra base de datos observamos como el tiempo en fase de vigilia, el tiempo en fase REM o la densidad de ronquidos en fases ligeras presentan diferencias estadísticamente significativas para pacientes con distinta severidad de SAHS.

1. Introducción

En la actualidad la polisomnografía nocturna (PSG) es la técnica considerada como “gold standard” para el diagnóstico del Síndrome de Apnea-Hipopnea del Sueño (SAHS) según la *American Academy of Sleep Medicine*, la *American Thoracic Society* y el *American College of Chest Physicians* [1], [2], [3]. La PSG debe realizarse en un laboratorio del sueño, bajo supervisión cualificada y con un mínimo de 12 señales. Esto supone un elevado gasto socioeconómico que favorece el escaso diagnóstico de la población que sufre esta patología.

Además, la PSG está destinada a diagnosticar diversas patologías relacionadas con el sueño, por tanto no es una prueba específica para el diagnóstico del SAHS; y quizás no todas las señales registradas por esta técnica sean necesarias si existe una clara sospecha. Es por ello que en la literatura se encuentran numerosos sistemas alternativos basados en la medida de sólo uno o dos parámetros fisiológicos, tales como: ronquidos, saturación de oxígeno en sangre o frecuencia cardíaca [3]. Entre estos sistemas alternativos se encuentran los sistemas de monitorización portátil cuya principal ventaja es la posibilidad de realizar el estudio en el domicilio del

paciente, sin la necesidad de que este pase la noche en el hospital y por tanto reduciendo todos los gastos que esto conlleva [4]. Sin embargo, los sistemas creados hasta el momento tienden a la máxima simplificación y no consideran todas las repercusiones que produce el SAHS.

Ya que los sistemas actuales presentan grandes limitaciones, se concluye que existe la necesidad de nuevos sistemas de monitorización del sueño orientados específicamente al diagnóstico del SAHS. Siendo el primer paso la determinación del mínimo número de señales necesarias que permitan el diagnóstico del SAHS y sus repercusiones asociadas de una forma robusta.

En vista a determinar dichas señales surge el presente estudio, en el que se combina la información procedente de dos equipos comerciales de diagnóstico del SAHS pero que emplean paradigmas distintos.

El primero de estos equipos es *ProFusion*, basado en PSG convencional, el cual analiza el flujo nasal, el esfuerzo respiratorio y la saturación de oxígeno en sangre. Aunque la PSG es el sistema más completo, con los parámetros empleados por *ProFusion* sólo es posible diagnosticar un SAHS ya establecido.

El segundo equipo es *Snoryzer*, basado en un sistema portátil, el cual sólo utiliza las características de los ronquidos y apneas extraídas de una señal acústica de mayor calidad. El análisis de los ronquidos permite realizar un diagnóstico del SAHS precoz, además de identificar posibles roncadores patológicos que aunque no sufran de SAHS podrían tener otras repercusiones.

Ambos equipos poseen plataformas para la visualización y el análisis de las señales registradas, pero siempre dentro de unas limitaciones. Por tanto, el primer reto es llevar los registros disponibles a una misma plataforma que permita su estudio conjunto.

Tras ello, para poder combinar la información se ha de tener en cuenta que al proceder de distintas plataformas los registros no están sincronizados temporalmente. Por tanto, el segundo reto es sincronizarlos de una forma precisa y robusta. La posibilidad de sincronizar todos los registros y poder combinar su información permite el análisis adecuando de los eventos detectados en ambos equipos, abriendo la puerta a infinidad de estudios futuros en la mejora del diagnóstico del SAHS y de sus repercusiones asociadas.

2. Materiales

La base de datos utilizada está compuesta de 88 estudios de monitorización del sueño recopilados por el grupo en 2011, en colaboración con la Unidad de Sueño del Hospital Universitari Germans Trias i Pujol de Badalona.

Subconjuntos de esta base de datos han sido utilizados en publicaciones anteriores del grupo. Pero en ellos sólo se ha empleado un subconjunto perteneciente a los registros procedentes de *ProFusion* o *Snoryzer* por separado. Por ejemplo, se ha utilizado: el registro de ronquidos de *Snoryzer* para obtener patrones que permitan evaluar la severidad del SAHS [5], [6], [7]; los registros de EEG de *ProFusion* para estudiar las características espectrales de los distintos tipos de arousals [8]; o los hipnogramas obtenidos en *ProFusion* para estudios de calidad del sueño [9], [10], [11].

3. Métodos

3.1. Combinación de información

La combinación de la información en una única plataforma se realiza de dos formas: por un lado, se recopilan los parámetros obtenidos para cada paciente con cada uno de los sistemas junto a sus datos antropométricos; y por otro, se crea una rutina que extrae automáticamente los registros de ambas plataformas (*ProFusion* y *Snoryzer*) y las pone en una plataforma común (*Matlab*).

La plataforma de *ProFusion* permite exportar las señales registradas en el formato europeo EDF y las marcas de eventos en formato XML. La plataforma de *Snoryzer* permite exportar las señales registradas en formato binario y las marcas de eventos en texto. Tanto las señales como los eventos de ambas plataformas son convertidas a MAT para poder trabajar con el software *Matlab*®.

3.2. Sincronización temporal

Aunque el estudio del sueño con ambos sistemas es simultáneo, existe un cierto retardo entre sus registros, debido al tiempo que tarda el técnico responsable del estudio en poner en funcionamiento ambos equipos. Dicho retardo es distinto para cada paciente.

Para la sincronización temporal se propone utilizar la señal de posición corporal. Este registro se basa en la medida realizada por diversos sensores de bajo coste que traducen el ángulo corporal en un voltaje muestreado a 1 Hz.

La sincronización se basa en el cálculo de la diferencia en número de muestras entre el primer cambio de posición en el registro de *ProFusion* frente al primer cambio de posición en *Snoryzer*. En el caso de que la diferencia sea negativa o mayor a 120 muestras (2 min) se buscan los dos siguientes cambios de posición hasta que se cumpla la condición. Por convenio la diferencia ha de ser positiva, ya que el orden de puesta en marcha de los equipos suele ser siempre el mismo, por lo que sólo se toma un retardo negativo en el caso que no exista ninguno positivo. En el caso de que no exista una diferencia menor a 2 min, se toma la mínima diferencia encontrada. Finalmente, si la

diferencia es positiva, el correspondiente número de muestras se elimina del principio de los registros de *ProFusion*, y si es negativa de *Snoryzer*.

4. Resultados

4.1. Estudio estadístico a partir de la combinación de la información

Según los resultados obtenidos el índice de masa corporal (BMI) y la anchura de cuello son mayores cuando mayor es la severidad del SAHS, lo que concuerda con los resultados reportados por Stradlin y Crosby [12]. Tanto el índice de arousals como el índice de ronquidos aumentan con la severidad SAHS. Por tanto, ambos parámetros deberían estar incluidos en un sistema robusto de diagnóstico del SAHS. Finalmente, la efectividad del sueño disminuye conforme aumenta el AHI, ya que una de las repercusiones conocidas del SAHS es la fragmentación del sueño.

La Tabla 1 muestra un resumen de los datos clínicos para los 27 casos seleccionados en el apartado 4.2 y 4.3.

	AHI < 30	30 ≤ AHI < 60	AHI ≥ 60
	mean ± std	mean ± std	mean ± std
Edad	49,0 ± 13,9	55,7 ± 11,5	46,1 ± 7,9
BMI	27,7 ± 2,6	27,1 ± 3,1	31,1 ± 2,4
Cuello	36,9 ± 2,9	41,6 ± 7,8	42,4 ± 2,7
SaO ₂	96,6 ± 1,6	95,4 ± 1,8	93,3 ± 2,0
AHI	15,7 ± 8,3	39,5 ± 8,1	69,6 ± 5,7
ArI	20,2 ± 9,2	23,8 ± 13,5	39,4 ± 27,4
SI	151,1 ± 180,2	224,1 ± 195,0	300,0 ± 200,5
Eff	91,2 ± 5,5	89,9 ± 6,5	87,9 ± 6,1
	11 sujetos	9 sujetos	7 sujetos

Tabla 1. Análisis descriptivo de la población dividida según su AHI. BMI= Body Mass Index, SaO₂=Saturación de oxígeno en sangre (%), AHI= Apnea Hipopnea Index (h⁻¹), ArI=Arousals Index (h⁻¹), SI=Snore Index (h⁻¹), Eff=Efectividad del sueño (%) = Tiempo de sueño (sin vigilia) / Tiempo del estudio.

4.2. Sincronización por posición

En primer lugar se hace una inspección visual de cada uno de los estudios sincronizados por posición (Figura 1). Se han obtenido un total de 44 sujetos, cuyos registros se pueden sincronizar por posición de forma robusta.

En segundo lugar, se compara el retardo de los 44 casos sincronizados mediante posición con los resultados obtenidos mediante la sincronización por ronquidos en estudios previos [13]. Para la comparación con el retardo calculado mediante sincronización de posición se toma la media de los retardos para cada segmento de la señal. De los 44 casos, en 35 se obtiene una diferencia menor a 5 segundos entre los retardos calculados por ambos métodos.

4.3. Relación fases del sueño y ronquidos

La sincronización de registros pertenecientes a estudios del sueño realizados con distintos sistemas posee un gran potencial, abriendo la puerta a numerosos estudios futuros.

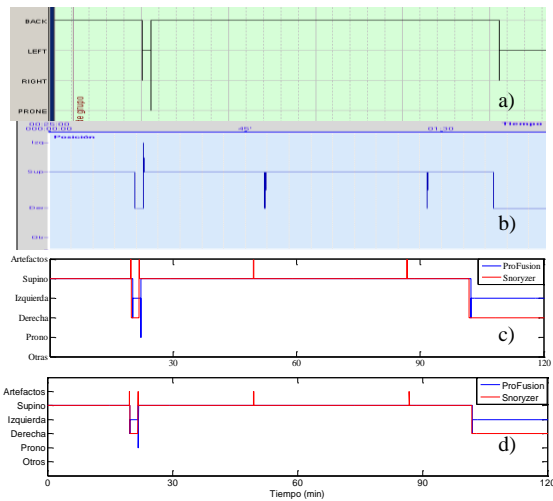


Figura 1. Sincronización de registros de posición. a) Registro de posición de Profusion en su plataforma, b) Registro de posición de Snoryzer en su plataforma, c) Ambos registros de posición en la plataforma común, d) Ambos registros sincronizados.

El presente estudio se centra en evaluar el número de ronquidos que ocurren en cada fase del sueño. Esta evaluación no se puede hacer sólo con el sistema de monitorización portátil de la plataforma Snoryzer, ya que no incluye registros cerebrales y no se pueden determinar las fases del sueño. Por tanto la sincronización realizada permite comparar el hipnograma con una nueva información, el roncograma que representa el número de ronquidos en cada periodo de sueño (Figura 2).

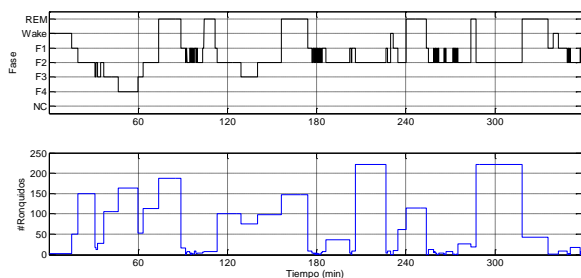


Figura 2. Hipnograma obtenido a partir de las fases de sueño de ProFusion y Rongrama obtenido a partir de las marcas de ronquidos de Snoryzer.

Para cada uno de los pacientes, a partir de su roncograma, se calcula el tiempo y el número de ronquidos en cada fase del sueño. Se realiza la prueba U de Mann-Whitney con dichos parámetros, tanto en valor absoluto como la relación entre el número de ronquidos en cada fase y el tiempo en dicha fase, con el objetivo de comprobar si existen diferencias estadísticamente significativas en función de la severidad del SAHS. Para ello se divide la población en tres grupos: $AHI < 30$ (SAHS no severo), $30 \leq AHI < 60$ (SAHS severo) y $AHI \geq 60$ (SAHS muy severo). El valor medio y desviación estándar para cada uno de los parámetros y para cada uno de los grupos se muestra en la Tabla 2, Tabla 3 y Tabla 4.

Cabe indicar que de los 35 pacientes sincronizados de forma precisa, tres tienen más de dos horas de sueño sin clasificar y cinco tienen más de una hora y media de vigilia. Por tanto estos casos se excluyen del siguiente análisis, quedando 27 sujetos.

	AHI < 30	30 ≤ AHI < 60	AHI ≥ 60
	mean ± std	mean ± std	mean ± std
W Ini.	3,28 ± 1,53	3,18 ± 2,78	3,79 ± 2,61
W †	5,28 ± 3,52	7,49 ± 5,89	9,04 ± 3,69
F1	15,95 ± 8,68	19,04 ± 8,75	16,93 ± 9,64
F2	50,31 ± 10,68	45,01 ± 12,23	54,95 ± 9,10
F3	7,87 ± 4,86	6,75 ± 7,19	7,18 ± 5,57
F4	2,01 ± 2,69	4,55 ± 5,99	0,98 ± 2,55
REM †	14,14 ± 7,46	13,98 ± 5,11	5,68 ± 4,83
NC	1,16 ± 3,84	0,00 ± 0,00	1,45 ± 2,78

Tabla 2. Porcentaje de tiempo en cada fase del sueño entre el tiempo total del estudio. † $p < 0.05$ en el test estadístico de Mann-Whitney comparando grupo $AHI \geq 60$ con la unión de los otros dos. W Ini.= Vigilia Inicial, W= Vigilia intermedia, F1=Fase 1, F2=Fase 2, F3= Fase 3, F4= Fase 4, REM= Fase REM, NC=No clasificado.

	AHI < 30	30 ≤ AHI < 60	AHI ≥ 60
	mean ± std	mean ± std	mean ± std
Total	2001 ± 1030	2322 ± 1244	2320 ± 957
W †	41 ± 43	31 ± 27	100 ± 55
F1	210 ± 108	302 ± 333	316 ± 293
F2	1189 ± 672	1328 ± 853	1418 ± 676
F3	269 ± 213	198 ± 215	294 ± 271
F4	83 ± 178	181 ± 250	61 ± 158
REM †	183 ± 137	280 ± 230	75 ± 58
NC	14 ± 45	0 ± 0	47 ± 99

Tabla 3. Número de ronquidos por fase de sueño. Misma nomenclatura que Tabla 2.

	AHI < 30	30 ≤ AHI < 60	AHI ≥ 60
	mean ± std	mean ± std	mean ± std
Total	316 ± 156	370 ± 189	375 ± 128
W †	111 ± 82	83 ± 67	193 ± 87
F1	244 ± 127	227 ± 190	262 ± 156
F2	375 ± 202	467 ± 276	407 ± 129
F3	501 ± 266	558 ± 384	516 ± 264
F4	243 ± 394	351 ± 399	219 ± 386
REM	239 ± 199	308 ± 225	271 ± 122
NC	182 ± 0	0 ± 0	531 ± 94

Tabla 4. Número de ronquidos por fase de sueño entre el tiempo en la correspondiente fase (ronquidos/h). Misma nomenclatura que Tabla 2.

Del análisis estadístico se obtienen diferencias con una significación menor a $p=0,05$ para el tiempo en vigilia y el tiempo en REM entre pacientes con SAHS no severo y muy severo. Ello indica que según aumenta el AHI el sueño es más fragmentado y, por tanto, se pasa más tiempo en vigilia y menos en fase REM. Además, el número de ronquidos en fase marcada como vigilia aumenta, disminuyendo el número de ronquidos en fase REM. En contra de lo esperado, el número de ronquidos por fase de sueño entre el tiempo en la correspondiente fase no presenta diferencias estadísticamente significativas, a excepción del número de ronquidos en vigilia entre el tiempo en vigilia.

5. Discusión

En este trabajo se ha realizado la sincronización de dos sistemas de monitorización de pacientes con SAHS.

El hecho de que la sincronización por posición no sea posible en todos los registros puede deberse a diversas causas: alguno de los sensores de posición se desconecte durante el estudio, las señales contengan demasiados

artefactos para interpretar adecuadamente, o el paciente no cambie de posición durante todo el estudio. Esta última causa es muy común en los estudios de sueño realizados con PSG ya que, a causa del cableado procedente del gran número de registros, el paciente tiende a mantenerse en posición supino.

La sincronización por ronquidos posee mayor resolución temporal que la sincronización por posición ya que el sonido es muestreado a 5000 Hz frente al 1 Hz utilizado en el registro de la posición [13]. Pero presenta errores cuando existen ronquidos periódicos. Además a causa del elevado gasto computacional que supone leer toda la señal de ronquido, la sincronización se realiza para segmentos de 5 min; difiriendo el valor obtenido para el retardo de un segmento a otro.

Se han identificado algunos ronquidos que corresponden a épocas marcadas como vigilia. Esto se debe a que, según la normativa de clasificación de las fases del sueño de ProFusion, si más del 50% de la época está formada por ondas *alpha* se marca como vigilia. Pero como sugiere H. Schulz [14] entre otros, la clasificación en fases de 30 segundos no es el método más adecuado para el análisis del sueño; ya que no existe homogeneidad en dichas fases y se pierde mucha información. Este método genera una clasificación menos fiable si el sueño es fragmentado, tal y como ocurre en pacientes con un alto AHI. Por tanto, en el presente estudio se ha de entender la etiqueta de vigilia como una posible fase ligera de sueño. Como extensión futura, se propone revisar las definiciones de fases del sueño empleando las nuevas normativas, tal y como recomienda la AASM [2].

6. Conclusiones

La sincronización de los estudios de sueño realizados simultáneamente pero con dos plataformas totalmente independientes, aporta grandes ventajas en el análisis de los registros. Además, el hecho de que los sistemas de monitorización del sueño empleados registren información distinta permite un estudio más amplio de las repercusiones agudas de los eventos respiratorios sobre el organismo. Estudiar cómo se modifican distintos parámetros fisiológicos ante un evento de apnea y/o hipopnea permite ayudar en la ampliación de las definiciones actuales. La ampliación de dichas definiciones puede ser un punto básico en la mejora de los sistemas de diagnóstico del SAHS [11].

Numerosos estudios demuestran la relación entre SAHS y ronquidos [5], [6], [7]. Sin embargo en la PSG, siendo este el método de referencia, siguen sin utilizarse para el diagnóstico de este síndrome. Estudios como el presente, que evalúen la incidencia de ronquidos con el AHI, refuerzan el potencial de los métodos de diagnóstico basados en ronquidos.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado por el Ministerio de Economía y competitividad TEC2010-21703-C03-01.

Referencias

- [1] A. Chesson, R. Ferber, and J. Fry, "Practice Parameters for the Indications for Polysomnography and Related Procedures," *Sleep*, vol. 20, pp. 406–422, 1997.
- [2] A. Chesson, R. Berry, and A. Pack, "Practice parameters for the use of portable monitoring devices in the investigation of suspected obstructive sleep apnea in adults.," *Sleep*, vol. 26, no. 7, pp. 907–13, 2003.
- [3] W. W. Flemons, "Home Diagnosis of Sleep Apnea: A Systematic Review of the Literature. An Evidence Review Cosponsored by the American Academy of Sleep Medicine, the American College of Chest Physicians, and the American Thoracic Society," *CHEST Journal*, vol. 124, no. 4, p. 1543, 2003.
- [4] H. Hein, "Portable Monitoring Systems," *Prog Respir Res. Basel, Karger*, vol. 35, pp. 47–50, 2006.
- [5] R. Jané, J. A. Fiz, J. Solà-Soler, J. Mesquita, and J. Morera, "Snoring Analysis for the Screening of Sleep Apnea Hypopnea Syndrome with a Single-Channel Device Developed Using Polysomnographic and Snoring Databases," *Annual International Conference of the IEEE*, 2011, pp. 8331–8333.
- [6] J. Mesquita, J. a Fiz, J. Sola-Soler, J. Morera, and R. Jané, "Normal non-regular snores as a tool for screening SAHS severity" *Annual International Conference of the IEEE*, 2011, pp. 3197–200.
- [7] J. Mesquita, J. A. Fiz, J. Solà-Soler, J. Morera, and R. Jané, "Regular and non regular snore features as markers of SAHS," *Annual International Conference of the IEEE*, 2010, pp. 6138 – 6141.
- [8] J. Mesquita, F. Porée, G. Carrault, J. a Fiz, J. Abad, and R. Jané, "Respiratory and spontaneous arousals in patients with Sleep Apnea Hypopnea Syndrome.," *Annual International Conference of the IEEE*, 2012, pp. 6337–40.
- [9] O. Urra and R. Jané, "New Sleep Transition Indexes for Describing Altered Sleep in SAHS," in *MEDICON*, 2013.
- [10] O. Urra and R. Jané, "Sleep Dynamics Analysis as a Source of a Reliable Sleep Quality Assessment," in *CASEIB*, 2011.
- [11] O. Urra Vicario, J. A. Fiz Fernández, J. Abad Capa, and R. Jané Campos, "Beyond the Reach of AHI: Identifying Key Markers for Improved Systematic Diagnosis of SAHS," in *CASEIB*, 2012.
- [12] J. R. Stradling and J. H. Crosby, "Predictors and prevalence of obstructive sleep apnoea and snoring in 1001 middle aged men.," *Thorax*, vol. 46, no. 2, pp. 85–90, Feb. 1991.
- [13] J. Solà-Soler, J. A. Fiz, A. Torres, and R. Jané "Identification of Obstructive Sleep Apnea Patients from Tracheal Breath Sound Analysis during Wakefulness in Polysomnographic Studies", *Annual International Conference of the IEEE*, 2014, pp. 4232 – 4235.
- [14] H. Schulz, "Rethinking Sleep Analysis," *Journal of Clinical Sleep Medicine*, vol. 4, no. 2, 2008.