

Algoritmos estructurales basados en lógica borrosa para la identificación y caracterización de apneas e hipoapneas

A. Otero¹, P. Félix², J.M. Rodríguez², C. Zamarrón³, C.O.S. Sorzano¹ y C. Pérez-Gandía¹

¹ Depto. de Ingeniería del Software y del Conocimiento, Universidad San Pablo CEU, Madrid, España, aotero@ceu.es

² Depto. de Electrónica y Computación, Universidad de Santiago de Compostela, Santiago de Compostela, España

³ Servicio de Neumología, Hospital Xeral de Galicia, Santiago de Compostela, España

Resumen

Este trabajo presenta un conjunto de algoritmos que permiten identificar y caracterizar apneas e hipoapneas a partir de un registro de señal polisomnográfica. Los algoritmos toman como punto de partida conocimiento médico acerca de la morfología de estas manifestaciones y se apoyan en la teoría de conjuntos borrosos para modelar la vaguedad e incertidumbre características de este conocimiento. Basándose en esta propuesta, se ha construido una herramienta gráfica que permite ejecutar los algoritmos sobre un registro de señal procedente de la monitorización de un paciente y visualizar los resultados.

1. Introducción

Los trastornos cardiopulmonares del sueño comprenden un conjunto de síntomas y signos derivados de la presencia de apneas durante el sueño causadas por una obstrucción parcial o total de la vía aérea superior. Estos trastornos engloban a un conjunto amplio de alteraciones de las cuales la más común es el Síndrome de Apnea-Hipoapnea del Sueño (SAHS). Apnea se define como la interrupción completa del flujo respiratorio durante un tiempo superior a 10 segundos. Hipoapnea se define como un episodio de hipoventilación con una interrupción del flujo aéreo de al menos un 50% del valor del volumen de corriente habitual del sujeto, acompañado de una caída de la saturación de oxihemoglobina (SatO₂) en sangre igual o superior al 4%.

Un estudio realizado en el año 2001 por el Servicio Vasco de Salud muestra que un 19% (Intervalo de Confianza 95%: 14-24) de los varones y un 14.9% (IC 95%: 9-20) de las mujeres padecen más de 10 apneas o hipoapneas por cada hora de sueño, mientras que un 6.8 (IC 95%: 5-9) de los varones y 2.9 (IC 95%: 0-5) de las mujeres padecen más de 30 apneas o hipoapneas por cada hora de sueño [1]. Si bien estos datos pueden variar entre regiones dado que los trastornos cardiopulmonares se ven influenciados por condiciones climatológicas y medioambientales, es de consenso entre la comunidad médica que se trata de un síndrome con alta prevalencia entre la población adulta, relacionado con un incremento en la mortalidad de los pacientes por problemas cardiovasculares y reconocido como un problema importante para la salud pública [2].

La polisomnografía es una prueba fundamental para el diagnóstico de trastornos cardiopulmonares del sueño, siendo indispensable en el caso de aquellos pacientes que padecen SAHS. Para realizar esta prueba se invita al paciente a pasar una noche en una Unidad del Sueño de un hospital; durante el sueño del paciente se registran un amplio conjunto de parámetros fisiológicos entre los cuales se encuentran el flujo oronasal, SatO₂, electroencefalograma, electrocardiograma, electrooculograma, movimientos respiratorios torácicos, etcétera.

En este trabajo se presentan algoritmos que permiten identificar y caracterizar episodios de apnea e hipoapnea a partir de un registro polisomnográfico, concretamente a partir de las señales de flujo oronasal y SatO₂. Los algoritmos son de carácter estructural y toman como punto de partida conocimiento médico acerca de la morfología de los eventos que componen las apneas e hipoapneas. Para modelar la vaguedad e incertidumbre características de este conocimiento se apoyan en la teoría de conjuntos borrosos.

A continuación se presenta una breve introducción a la teoría de conjuntos borrosos. En las secciones 3 y 4 se exponen los algoritmos que permiten identificar y caracterizar apneas e hipoapneas, respectivamente. En la sección 5 se presenta una herramienta que permite ejecutar estos algoritmos y mostrar los episodios de apnea e hipoapnea identificados junto con un conjunto de descriptores que los caracterizan. Finalmente se presentan las conclusiones de este trabajo y posibles líneas de extensión futura.

2. Teoría de conjuntos borrosos

Nuestros algoritmos se basan en conocimiento médico sobre los criterios morfológicos que debe cumplir un fragmento de registro polisomnográfico para considerar que ha sucedido en él una apnea o hipoapnea. Surge, por tanto, la necesidad de gestionar la incertidumbre e imprecisión características del conocimiento médico reflejando la transición gradual que existe entre aquellos estados considerados como normales y aquéllos considerados como anormales. La teoría de conjuntos borrosos, herramienta que ha probado su valía para representar y manipular adecuadamente este tipo de conocimiento [3], se antoja como una de las herramientas más adecuadas para esta tarea.

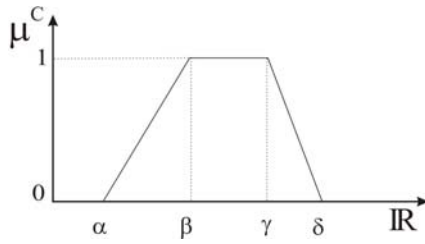


Figura 1. Distribución de posibilidad trapezoidal

A continuación introducimos una serie de conceptos básicos de este formalismo en los cuales se apoyan nuestros algoritmos. Dado el universo de discurso de los números reales \mathcal{R} un valor borroso C se representa por un subconjunto borroso de \mathcal{R} representado por una función de pertenencia μ_C tal que $\forall x \in \mathcal{R} \mu_C(x) \in [0, 1]$. Dado un $x \in \mathcal{R}$, $\mu_C(x)$ representa el grado de pertenencia del valor preciso x al subconjunto borroso correspondiente con C . La representación trapezoidal (ver Figura 1) es una de las más empleadas para los valores borrosos. En ella, un valor borroso se representa mediante un trapecio $C = (\alpha, \beta, \gamma, \delta)$ donde β y γ son, respectivamente, el principio y el fin del intervalo cerrado que se corresponde con el núcleo (valores tales que $\mu_C(x) = 1$) y α y δ son, respectivamente, el principio y el final del intervalo abierto que se corresponde con el soporte (valores tales que $\mu_C(x) > 0$).

3. Identificación de apneas

Se define apnea como una reducción del flujo respiratorio hasta, al menos, un 10% del valor normal durante un tiempo superior a 10 segundos. La señal del flujo oronasal (FO) presenta continuas oscilaciones correspondientes con las inspiraciones y expiraciones del paciente (ver Figura 2). El volumen de aire que se mueve en una inspiración o expiración es directamente proporcional a la diferencia entre el valor máximo y mínimo que la señal FO toma durante ella. A partir de FO derivamos una señal, que denominaremos F , cuyo valor en cada instante refleja el volumen de aire movido. Para ello buscamos el valor máximo y mínimo de FO dentro de una ventana móvil de 1.5 segundos (la duración aproximada de una inspiración o expiración) y calculamos la diferencia entre ambos valores; esta diferencia es el valor de F durante ese intervalo de tiempo.

Para aplicar el criterio de amplitud es necesario calcular previamente el valor basal. Este cálculo no es trivial: tanto los cambios posturales del paciente durante la noche como los distintos estadios del sueño afectan a la amplitud de FO. Por consiguiente, no es aceptable calcular un valor basal considerando los primeros minutos del registro, o todo el registro. Tampoco proporciona buenos resultados el calcular este valor dentro de una ventana móvil; por un lado, un cambio postural del paciente puede provocar un cambio brusco en la amplitud de FO al cual la aproximación de la ventana móvil no respondería con suficiente celeridad para clasificar correctamente la magnitud de la señal inmediatamente posterior al cambio. Por otro, algunos pacientes durante ciertos períodos de la noche pasan más tiempo en

situación de apnea o hipoapnea que respirando normalmente. Considerar todos los valores de una ventana móvil en el cálculo del valor basal haría que durante estos períodos los valores correspondientes a ceses o disminuciones del flujo respiratorio tuvieran más peso que los correspondientes a respiración normal.

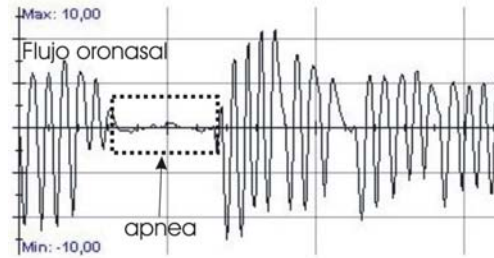


Figura 2. Ocurrencia de una apnea

En este momento nuestros algoritmos usan una solución *ad hoc* para resolver este problema. Calculan el valor de la derivada de FO en cada punto dentro de una ventana móvil de dos minutos de duración y ordenan de mayor a menor estos valores. A continuación seleccionan los instantes de tiempo de la señal correspondientes con el 25% de los mayores valores de la derivada. Finalmente calculan el valor basal, B_F , para cada muestra de F empleando una ventana móvil de dos minutos de duración que se desplaza sobre F y de la cual sólo se consideran los instantes de tiempo seleccionados en la etapa anterior. La intuición detrás de este procedimiento es que aquellos instantes de tiempo que presentan un valor mayor de la derivada se corresponden con oscilaciones más amplias de FO y, por tanto, con la respiración normal del paciente.

Una vez obtenido el valor basal calculamos la señal PF como $PF[t_i] = \mu_{MA * B_F[t_i]}(F[t_i])$, donde $MA * B_F[t_i]$ es el producto del valor borroso que modela la reducción requerida en el flujo oronasal, $MA \equiv$ "al menos aproximadamente un 10%" = $(0, 0, 0.1, 0.15)$, por el valor basal correspondiente a t_i , $B_F[t_i]$. Finalmente se buscan intervalos I tales que todos los instantes $t_i, t_i \in I$, verifiquen que $PF[t_i] > 0$ y que cumplan el criterio de duración $D \equiv$ "desde más de aproximadamente 10 segundos hasta aproximadamente minuto y medio" = $(8, 12, 90, 120)$ seg. La posibilidad de que el intervalo I se corresponda con un episodio de apnea, $P_{A(I)}$, viene dada por:

$$P_{A(I)} = \min \left(\mu_D(d), \min_{t_i \in I} (PF[t_i]) \right)$$

donde d es la duración de I . Una vez los episodios de apnea han sido identificados, son caracterizados mediante dos descriptores: la duración temporal del intervalo en el cual ha sucedido la apnea y una medida de la amplitud del flujo oronasal, relativa al valor basal, en dicho intervalo, \overline{F}_I , calculada como:

$$\overline{F}_I = \frac{\left(\sum_{t_i \in I} F[t_i] \right)}{(|I|)}$$

donde $|I|$ representa el número de muestras del intervalo I .

4. Identificación de hipoapneas

Hipoapnea se define como un episodio de hipoventilación con una interrupción del flujo aéreo de al menos un 50% del valor del volumen de corriente habitual del sujeto, acompañado de una caída de la SatO2 en sangre igual o superior a 4%. Algunas aproximaciones de la bibliografía identifican hipoapneas buscando en un primer lugar disminuciones del flujo oronasal y, a continuación, caídas en la SatO2 relacionadas con ellas [4]. Dado que nuestro propósito es proporcionar una herramienta que permita estudiar los procesos fisiopatológicos de los cuales las apneas e hipoapneas son manifestaciones puede resultar interesante, por ejemplo, conocer cuántos episodios de limitación significativa de flujo respiratorio han sucedido sin repercusión sobre la SatO2, o cuántas caídas de SatO2 sin relación con una limitación de flujo aéreo. Esto nos ha llevado a detectar y caracterizar ambos eventos por separado y, posteriormente, relacionarlos para identificar los episodios de hipoapnea.

Las limitaciones de flujo oronasal se identifican y se caracterizan mediante los mismos procedimientos descritos para las apneas, pero sustituyendo el valor borroso correspondiente con el porcentaje de limitación del flujo por $MA=(0.05, 0.1, 0.4, 0.6)$.

4.1. Caídas en la SatO2

La caída en la SatO2 se define, nuevamente, de un modo relativo su valor basal. De un modo similar a como sucedía con el flujo oronasal, la SatO2 también puede variar su valor basal a lo largo del registro. Largos periodos de hipoventilación pueden producir un descenso en este valor, que puede recuperarse si el paciente vuelve a respirar normalmente durante un período de tiempo suficientemente largo. No obstante, en esta ocasión los cambios son suficientemente paulatinos como para que el cálculo del valor basal dentro de una ventana móvil produzca resultados adecuados. Nuestros algoritmos emplean una ventana móvil de 10 minutos de duración. De esta ventana se eliminan aquellos datos cuyo valor es claramente anormal (menor que 80) o cuya pendiente en valor absoluto es superior a $0.1\%/seg.$ por considerar que dichos valores se corresponden con episodios de desaturación y/o sus principios y finales. Los valores restantes son promediados para obtener el valor basal, B_S .

A continuación se buscan descensos y ascensos que se puedan corresponder, respectivamente, con el principio y el fin de un episodio de desaturación. Para ello se buscan muestras cuya pendiente, calculada empleando una ventana de 3 segundos, presente compatibilidad con $D=(-3, -2, -0.1, -0.05)\%/seg.$ (descenso correspondiente con el principio) o con $A=(0.05, 0.2, 2, 3)\%/seg.$ (ascenso correspondiente con el fin). Se emplea una ventana de 3 segundos ya que tanto durante los ascensos como durante los descensos es posible que la señal se mantenga estable durante varias muestras. Este proceso permite generar un conjunto de intervalos correspondientes a posibles principios y fines de episodios de desaturación. Cada instante t_i de estos intervalos tiene un valor de posibilidad asociado igual a la compatibilidad que la muestra

SatO2[t_i] ha presentado con el criterio de pendiente correspondiente.

A continuación se comprueba que al principio de cada intervalo de descenso (intervalo de ascenso) la señal de SatO2 presenta un valor aproximadamente igual (significativamente inferior) al basal y que al final del intervalo presenta un valor significativamente inferior (aproximadamente igual) al basal. Para ello se calcula la compatibilidad del valor medio de las muestras de la señal correspondientes con un segundo antes de comenzar el intervalo (después de terminar el intervalo) con el valor borroso $B_S \equiv$ "aproximadamente igual o superior al basal" = $(B_S[t_p] - 4, B_S[t_p] - 2, B_S[t_p] + 10, B_S[t_p] + 20)$, donde $B_S[t_p]$ es el valor basal de la SatO2 en el instante t_p de comienzo (de fin) del intervalo; y la compatibilidad del valor medio de las muestras correspondientes con un segundo después de terminar el descenso (antes de comenzar el ascenso) con la distribución de posibilidad $<B_S \equiv$ "claramente menor que el valor basal" = $(B_S[t_f] - 60, B_S[t_f] - 50, B_S[t_f] - 8, B_S[t_f] - 4)$, donde $B_S[t_f]$ es el valor basal de la SatO2 en el instante t_f de fin (de principio) del intervalo. La posibilidad de que el intervalo de descenso sea el principio de una desaturación, $P_{D(I)}$, es igual al mínimo del criterio de valor inicial, el criterio de valor final y el mínimo de la compatibilidad que presentó cada muestra del intervalo con el criterio de pendiente:

$$P_{D(I)} = \min \left(\mu_{B_S}(\bar{I}_{-1}), \mu_{<B_S}(\bar{I}_{+1}), \min_{t_i \in I} \mu_D(m(SatO2[t_i])|_3) \right)$$

donde \bar{I}_{-1} y \bar{I}_{+1} son, respectivamente, el valor medio de las muestras de la señal de SatO2 que se encuentran justo un segundo antes y justo un segundo después del intervalo I; y $m(SatO2[t_i])|_3$ es la pendiente de la SatO2 calculada tomando una ventana temporal de 3 seg. centrada sobre t_i . Para calcular la posibilidad de que un intervalo de ascenso sea el fin de una desaturación, $P_{A(I)}$, se aplica una expresión análoga a la anterior.

A continuación se asocia cada intervalo de descenso con el intervalo de ascenso correspondiente. Para que un intervalo de descenso se asocie con uno de ascenso el final del primero debe suceder no más de 100 seg. antes del principio del segundo y no debe haber ningún otro intervalo de descenso entre ambos. Finalmente debemos comprobar que se ha producido una caída de al menos 4% en el episodio. Dicha caída c se calcula como la diferencia entre el valor máximo y mínimo de la SatO2 en el intervalo temporal que comienza con el principio de la caída y termina con el principio del ascenso. La posibilidad de que el intervalo I contenga un episodio de desaturación, $P_{Des(I)}$, es: $P_{Des(I)} = \min(P_{D(I_D)}, P_{A(I_A)}, \mu_C(c))$, donde I_D es el intervalo de descenso que forma parte del episodio de desaturación, I_A el intervalo de ascenso y $C \equiv$ "descenso de más de aproximadamente 4%" = $(3, 4, 60, 70)\%$. Para cada episodio de desaturación se calculan los siguientes descriptores: valores máximos y mínimos de SatO2 en el episodio, duración y pendiente media del tramo de bajada, duración y pendiente media del tramo de subida, duración del episodio, y valor medio de la SatO2. Las duraciones y pendientes medias de los tramos de

bajada y subida se calculan a partir de las muestras contenidas en los intervalos de ascenso y descenso.

4.2. Relación temporal entre ambos eventos

Para identificar episodios de hipoapnea hay que buscar episodios de desaturación cuya relación temporal con el correspondiente episodio de limitación de flujo oronasal sea $LF \rightarrow D \equiv$ "desde aproximadamente 10 segundos hasta algo más de medio minuto después" = (6, 10, 30, 45)seg. Para ello se parte del primer episodio de flujo limitado y se busca un episodio de desaturación que cumpla la relación temporal. Si se encuentra se ha identificado una hipoapnea con posibilidad $P_{HA} = \min(P_{LF}, P_{Des}, \mu_{LF \rightarrow D}(d))$, donde d es la distancia entre los principios de ambos episodios, y P_{LF} y P_{Des} son las posibilidades asociadas con los episodios de flujo limitado y de desaturación, respectivamente.

El episodio de hipoapnea hereda todos los atributos que caracterizan a los dos episodios que lo forman y añade además la distancia temporal desde el principio del episodio de limitación de flujo al principio del episodio de desaturación, y la duración del intervalo temporal donde han sucedido todas las manifestaciones de la hipoapnea.

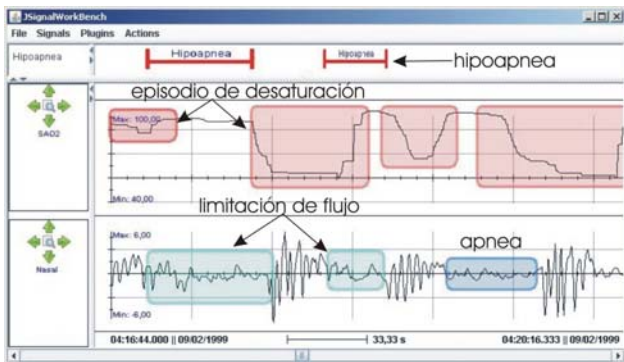


Figura 3. Herramienta gráfica que implementa los algoritmos

5. Implementación y validación

Todos los algoritmos presentados en este trabajo han sido implementados en una herramienta (ver Figura 3) que permite cargar registros polisomnográficos que se hallen en formato MIT-BIH. Todos los parámetros de los algoritmos (valores borrosos que representan los distintos criterios morfológicos y la longitud de las distintas ventanas temporales) pueden ser configurados desde la herramienta. Una vez se han ejecutado los algoritmos sobre la señal correspondiente se indican, empleando recuadros transparentes, las apneas y los episodios de flujo limitado y de desaturación que han cumplido los criterios preestablecidos. Las hipoapneas se muestran en la parte superior de la herramienta. Haciendo clic sobre los recuadros que señalan las apneas, los episodios de desaturación y flujo limitado, y sobre los intervalos que señalan las hipoapneas se muestra una ventana emergente que recoge los descriptores del evento.

La herramienta ha sido validada sobre cuatro registros polisomnográficos de pacientes diferentes. Aunque en el momento de escribir estas líneas todavía no se ha

realizado una validación formal, un neumólogo con amplia experiencia en SAHS revisó los resultados y se mostró altamente satisfecho con ellos.

6. Discusión y conclusiones

En la bibliografía se recogen diversos algoritmos que permiten identificar episodios de apnea e hipoapnea a partir de registros polisomnográficos [4, 5]. Este trabajo pretende proporcionar, además de la detección, una caracterización de dichos episodios que puede servir de base para realizar un estudio detallado de los procesos fisiopatológicos que subyacen en las alteraciones cardiopulmonares del sueño y, por tanto, alcanzar un conocimiento más profundo de dichas dolencias.

Los algoritmos recogidos en este trabajo separan completamente los criterios morfológicos que caracterizan cada episodio de los procedimientos que los identifican. Esto ha permitido construir una herramienta gráfica que, de un modo visual, permite editar dichos criterios morfológicos, proporcionando así soporte a la identificación de episodios de apnea e hipoapnea con criterios diferentes a los estándares (por ejemplo, buscando caídas en la SatO2 más pronunciadas o restricciones del flujo oronasal menos severas).

Entre las líneas de trabajo futuro está el realizar una validación exhaustiva de nuestros algoritmos. Una vez terminada, los emplearemos para procesar una base de datos de registros polisomnográficos e intentaremos descubrir conocimiento médico relativo a los trastornos cardiopulmonares del sueño aplicando técnicas de minería de datos sobre la información generada.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido subvencionado por el Ministerio de Educación y Ciencia y por los fondos FEDER bajo el proyecto TIN2006-15460-C04-02, y por la Xunta de Galicia bajo el proyecto PGIDIT04SIN206003PR.

Referencias

- [1] J. Durán, S. Esnaola, R. Rubio, A. Izueta. Obstructive sleep apnea-hypopnea and related clinical features in a population-based sample of subjects aged 30 to 70 Yr. *Am. J. Respir. Crit. Care Med*, vol 163, sup 3, 2001, pp 685-689 (ISSN: 1073-449x).
- [2] J. He, M.H. Kryger, F.J. Zorick, W. Conway, T. Roth. Mortality and apnea index in obstructive sleep apnea. *Chest*, vol 94, 1988, pp 9-14 (ISSN: 0012-3692).
- [3] S. Barro, R. Marín. *Fuzzy Logic in Medicine*, capítulo A call for a stronger role of fuzzy logic in medicine. Physica-Verlag 2002, (ISBN: 978-3790814293).
- [4] M. Cabrero-Canosa, M. Castro-Pereiro, M. Graña-Ramos, E. Hernández-Pereira, V. Moret-Bonillo, M. Martín-Egaña, H. Vereá. An intelligent system for the detection and interpretation of sleep apneas. *Expert Systems with Applications*, vol 24, 2003, pp 335-349 (ISSN: 0957-4174).
- [5] A.A. Morsy, K.M. Al-Ashmouny. Sleep Apnea Detection Using an Adaptive Fuzzy Logic Based Screening System. 27th IEEE EMB Conference, 2005, pp 6124-6127. Shangai, China (ISBN: 0-7803-8741-4).