

Análisis de punto de cambio para evaluar la estabilidad de la variabilidad de la frecuencia cardíaca durante el sueño

ERIK LEONARDO MATEOS SALGADO, FRUCTUOSO AYALA GUERRERO, Y BENJAMÍN DOMÍNGUEZ TREJO
Universidad Nacional Autónoma de México

Resumen

El objetivo de este trabajo fue evaluar la estabilidad de la variabilidad de la frecuencia cardíaca (VFC) durante el sueño, por medio de la combinación del método del filtro polinomial movable para la estimación de la VFC y del análisis de punto de cambio. Participaron 18 adultos clínicamente sanos con un promedio de edad de 24 años ($DE = 4$). Se tomaron muestras de actividad cardíaca pertenecientes a diferentes fases de sueño y se calcularon los componentes de la VFC en diferentes segmentos de tiempo. Posteriormente, se analizaron todos los segmentos de tiempo con el análisis de punto de cambio, relacionándose la estabilidad con la menor presencia de cambios detectados. Se observó que la duración de los segmentos usados para la estimación de la VFC influyó en el número de cambios detectados, concretamente los cambios disminuyeron conforme los segmentos de tiempo del análisis de la VFC fueron mayores. Se observó que durante el sueño MOR hubo mayor variabilidad, es decir, menor estabilidad en comparación con el sueño NMOR. Con esta propuesta metodológica es posible evaluar la estabilidad de la regulación autonómica de

la actividad cardiovascular durante el sueño, pero se requieren estudios adicionales para confirmar su validez.

Palabras clave: *variabilidad de la frecuencia cardíaca, punto de cambio, sueño, regulación autonómica.*

Change point analysis to evaluate the stability of heart rate variability during sleep

Abstract

The aim of this work was evaluate the stability of heart rate variability (HRV) during sleep by means of a combination of the moving polynomial filter method for the estimation of HRV and the change point analysis method. Eighteen healthy adults ($M = 24$ yrs. old, $SD = 4$) participated in this study. Samples of cardiac activity were chosen from distinct sleep stages, and then HRV components were calculated for different time intervals. Subsequently, all time intervals were analyzed using the change point analysis method, and the stability was related to the intervals which showed less changes. It was observed that each interval of time applied for HRV estimation modified the number of detected changes; specifically the changes decreased in correspondence with long intervals of time. REM sleep showed more changes and therefore less stability than NREM sleep. With this methodological proposal is possible to evaluate the stability of autonomic regulation of cardiovascular activity during sleep, but more studies are necessary in order to confirm its validity.

Key words: *Heart rate variability, change point, sleep, autonomic regulation.*

Dirigir toda correspondencia sobre este artículo a: Erik Leonardo Mateos Salgado
Laboratorio de Neurociencias, Sótano del edificio C, Facultad de Psicología, UNAM. Av. Universidad
3004, Col. Copilco-Universidad 04510, Del. Coyoacán, México D.F., Tel: (52-55) 56222222, ext.
#41243.
Correo electrónico: eriklms@ciencias.unam.mx
RMIP 2013, vol. 5, núm. 1, pp. 20-29.
ISSN-impresa: 2007-0926.
www.revistamexicanadeinvestigacionenpsicologia.com
Derechos reservados ©RMIP.

INTRODUCCIÓN

La regulación autonómica de la actividad cardiovascular es diferente dependiendo de la fase de sueño en la que ocurre. En el sueño sin movimientos oculares rápidos (NMOR), existe una estabilidad autonómica regulada principalmente por el sistema nervioso parasimpático, la cual se refleja por una disminución general de la frecuencia cardíaca (FC). En el sueño con movimientos oculares rápidos (MOR), ocurre incremento de la actividad del sistema nervioso simpático y cambios transitorios en la actividad parasimpática, lo cual genera que la FC sea inestable (Parmeggiani, 2000; Rosenthal, 2006; Rowley & Badr, 2012).

Una característica importante de la homeostasis del sistema cardiovascular es la estabilidad de la regulación autonómica de la FC; cuando es inestable se pueden presentar problemas de salud. Por ejemplo, en infantes, la inestabilidad cardiovascular y respiratoria durante el sueño se ha relacionado con el síndrome de muerte súbita infantil (Horne et al., 2010). También, el síndrome de apnea del sueño provoca una actividad cardíaca irregular que se relaciona con el desarrollo de trastornos cardiovasculares (Lanfranchi & Somers, 2011). La inestabilidad de la actividad del sistema nervioso parasimpático se ha propuesto como un factor que contribuye con la presencia de muerte súbita inesperada en la epilepsia (Brotherstone & McLellan, 2012). Un ritmo cardíaco inestable, aunado con episodios de fibrilación atrial y ectopias ventriculares, es un evento pronóstico de la presencia de *taquiarritmias* ventriculares sostenidas (Shusterman, Aysin, Ermentrout, London, & Schwartzman, 2003).

Para evaluar la regulación autonómica de la FC, se cuenta con un método no-invasivo de análisis, que se conoce como variabilidad de la frecuencia cardíaca (VFC), el cual consiste en evaluar las oscilaciones en los intervalos entre cada latido cardíaco (Berntson et al., 1997).

De acuerdo con el "Task Force of the Euro-

pean Society and the North American Society of Pacing and Electrophysiology (1996)", los métodos de análisis de la VFC se clasifican en dominio de tiempo, dominio de frecuencia y métodos no lineales. La duración del registro está determinada por la naturaleza de la investigación y puede abarcar desde minutos hasta varias horas.

En psicofisiología del sueño, se utilizan principalmente períodos de corta duración, para los cuales se recomienda el uso de los métodos del dominio de frecuencia. Con este método se ha podido establecer la siguiente clasificación:

- Componente de frecuencia muy baja, menor de 0.04 Hz (Hertz), relacionado con el proceso de termorregulación.
- Componente de frecuencia baja de 0.04-0.15 Hz, relacionado con la actividad de barorreceptores y simpática.
- Componente de frecuencia alta (0.15-0.4 Hz), también conocido como arritmia del sinus respiratorio (ASR), relacionado con actividad parasimpática.

Usando el análisis de la VFC para evaluar la regulación autonómica de la FC durante el sueño, se ha encontrado que durante el sueño NMOR predomina la actividad del componente de frecuencia alta, mientras que en el sueño MOR, el componente de frecuencia baja (Brandenberger, Buchheit, Ehrhart, Simon, & Piquard, 2005; Burr, 2007; Hoshiyama & Hoshiyama, 2007; Stein & Pu, 2012).

Para la mejor implementación de este método de análisis, se tiene que considerar que cualquier estimación que intente extraer y caracterizar periodicidades específicas en el transcurso del tiempo puede distorsionarse por tendencias lentas de tipo lineales o complejas, lo cual afecta los resultados de los análisis y puede llevar a interpretaciones erróneas (Berntson et al., 1997). Los análisis espectrales asumen que las series de datos tienen al menos una estacionariedad

leve, la cual indica que las características de la distribución de la serie (media y varianza) no cambian con el transcurso del tiempo; sin embargo, en los datos entre intervalos cardíacos es común la violación de este supuesto.

Existen tres problemas estadísticos básicos en la cuantificación de los componentes periódicos de procesos fisiológicos (Porges & Bohrer, 1990):

- Los datos fisiológicos no son estacionarios.
- Las periodicidades fisiológicas no son sinusoidales.
- Los datos fisiológicos son complejos, ya que consisten de componentes periódicos y aperiódicos.

Para evitar estas limitaciones, se recomienda mantener constantes las condiciones de evaluación y evitar períodos prolongados de análisis. El objetivo es evitar cambios en el contexto experimental y en el estado del sujeto, así como minimizar los cambios asociados con el transcurso del tiempo en el patrón de modulación autonómica del corazón.

Por otro lado, para los análisis del dominio de frecuencia se recomienda que el registro dure al menos 10 veces la longitud de onda del componente más lento. Con 1 minuto para evaluar los componentes de frecuencia alta y 2 minutos para los de frecuencia baja, se propuso usar registros de 5 minutos. Sin embargo, con estas restricciones no es posible estudiar la relación entre eventos transitorios y su relación con variaciones cardíacas fásicas (Berntson et al., 1997).

La inestabilidad autonómica está relacionada con cambios transitorios de corta duración, por lo tanto, para evaluarla por medio de la VFC se requieren métodos que permitan realizar análisis en períodos cortos de tiempo y que no violen el supuesto de estacionariedad. Por ejemplo, el filtro polinomial móvil (Porges, 1985) se considera dentro del dominio de tiempo, pero similar a las técnicas espectrales: permite la obtención de los componentes de la VFC en bandas de

frecuencia específicas. Las estimaciones de los componentes de la VFC con este método se han corroborado en diversos estudios con humanos y animales (Porges, 2007; Denver, Reed, & Porges, 2007). Asimismo, se demuestra que es un método de evaluación comparable, en especial la arritmia del sinus respiratorio (ASR), con otros métodos de análisis espectral (Allen, Chambers, & Towers, 2007).

Una dificultad para evaluar la estabilidad de la regulación autonómica es el tipo de análisis que se realiza en los datos psicofisiológicos: la mayoría de las pruebas de inferencia estadística, por ejemplo, el análisis de varianza de medidas repetidas, usadas en psicofisiología, no está diseñada para identificar el momento específico cuando ocurren cambios en la serie de tiempo (Jennings & Gianaros, 2007). Si el interés es precisar la duración y los momentos específicos cuando se presentan cambios psicofisiológicos, debe aplicarse otro tipo de análisis (Rosenfield et al., 2010).

Una opción es incorporar los análisis relacionados con la teoría del control estadístico de la calidad, los cuales permiten detectar cambios en las series de tiempo. En este marco teórico, el concepto de calidad está relacionado con la búsqueda de estabilidad, de tal modo que se pretende mejorar la calidad al reducir la variabilidad en el proceso de producción, lo cual se logra al detectar cambios significativos respecto a valores determinados y modificarlos posteriormente.

Para Montgomery (2005), una de las técnicas principales del proceso de control estadístico es el gráfico de control, el cual representa gráficamente los valores promedios de mediciones de una o varias muestras de calidad tomadas a través del tiempo. Este gráfico tiene una línea central y dos límites de control inferior y superior, siendo la línea central donde las características del proceso deberían estar si no existieran fuentes de variabilidad inusuales. Si los promedios caen fuera de los límites de con-

trol, deben realizarse acciones correctivas para remover esta variabilidad del proceso. De este modo, tres aspectos fundamentales de los gráficos de control son:

- Reducción de la variabilidad del proceso.
- Monitoreo y vigilancia.
- Estimación de parámetros del producto o proceso.

El análisis de punto de cambio es una aproximación adaptada de la teoría del control estadístico de la calidad; permite determinar el momento específico en que se presentan cambios. Taylor (2000) propuso un método de análisis de punto de cambio que incluyó la integración de gráficos de sumas acumuladas y de remuestreo por medio de la técnica de *bootstrap*. Este término en español se puede interpretar como ser autosuficiente, y en el contexto del análisis de datos, se refiere a utilizar solamente la información disponible en los propios datos (Ledezma, 2008). Con este método es posible detectar cambios sutiles y proporcionar para cada cambio detectado un nivel de confianza sobre la probabilidad de que el cambio no se debió al azar, así como intervalos de confianza que indican cuándo ocurrió, además, puede realizarse en cualquier tipo de datos ordenados en el tiempo.

Por lo mencionado previamente, es posible analizar los componentes de la VFC en segmentos breves de tiempo, así como determinar si una respuesta fisiológica es estable, al evaluar la cantidad de cambios que presenta en un tiempo determinado. Sin embargo, no se encontraron estudios que integren ambas metodologías para evaluar los cambios en los componentes de la VFC durante el sueño. Por lo tanto, el objetivo de este estudio es evaluar a) la presencia de cambios en los componentes de la VFC durante el sueño y b) si el cálculo de los componentes de la VFC en diferentes segmentos de tiempo modifica la cantidad de cambios detectados.

MÉTODO

Participantes

El estudio se llevó a cabo con 18 adultos clínicamente sanos (7 hombres, 11 mujeres) con una media de edad de 24 años ($DE = 4$), todos residentes en el Distrito Federal. Presentaban niveles mínimos de ansiedad ($M = 4.8$, $DE = 3.4$) y depresión ($M = 4.9$, $DE = 4.5$), de acuerdo con los inventarios de ansiedad (Robles, Varela, Jurado, & Páez, 2001) y depresión de Beck (Jurado et al., 1998), adaptados para población mexicana.

Aparatos y software

- Polisomnógrafo Easy II de la compañía Cadwell Laboratories.
- CardioEdit y CardioBatch software (Brain-Body Center, University of Illinois, USA, 2007).
- QRSTool V1.2.2 (Ver: Allen, Chambers & Towers, 2007).
- Change-Point Analyzer, 2.3 shareware program (Taylor Enterprises, Illinois, USA, 2009; Ver: Taylor, 2000).

Procedimiento

Primero se realizó una entrevista clínica con los participantes, para corroborar su estado de salud. Se explicó el objetivo de la investigación y se describió el procedimiento de evaluación del sueño. Posteriormente, se firmó un formato de consentimiento informado de participación en la investigación.

Se les pidió a los participantes que una semana antes del registro de sueño mantuvieran un horario regular para iniciar a dormir. Se realizaron dos registros de sueño continuos, el primero sirvió de noche de adaptación y para evaluar la presencia de algún indicador de trastornos del sueño, el segundo registro fue analizado detalladamente considerando que los datos obtenidos reflejaran los patrones de sueño que habitualmente presentan los participantes en sus casas. A los participantes que no presentaron indicadores de patología del sueño en el registro de adapta-

ción se les realizó el segundo registro, que consistió en la evaluación del electroencefalograma, el electrooculograma, el electrocardiograma y la oxigenación de la sangre.

Análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca

La selección de las muestras de la FC durante el sueño se realizó de la siguiente forma: primero se clasificaron los registros de sueño siguiendo los lineamientos del manual de calificación de las fases de sueño de la Sociedad Americana de Medicina del Sueño (AASM, 2007). Posteriormente, se seleccionaron tres segmentos de 5 minutos de actividad cardíaca pertenecientes a las fases 2 (N2) y 3 (N3) del sueño NMOR y al sueño MOR. Las muestras libres de artefactos se obtuvieron del segundo ciclo de sueño NMOR-MOR.

Para calcular los intervalos entre los latidos cardíacos (intervalo R-R del electrocardiograma), se utilizó el software QRSTool V1.2.2. Enseguida se utilizó el software CardioEdit para descartar la presencia de artefactos en los intervalos R-R. Con el CardioBatch, cada muestra de 5 minutos se dividió en segmentos de 2 segundos (s), 5 s, 10 s, 15 s, 20 s y 30 s. Posteriormente se calcularon los componentes de la VFC en todos los segmentos de tiempo.

Los componentes de la VFC calculados fueron los siguientes: la ASR, determinada por el rango de frecuencia de 0.12-0.14 Hz, que refleja actividad parasimpática; la onda de Traube-Hering-Mayer (THM), determinada por el rango de frecuencia de 0.06-0.10 Hz, que refleja actividad barorreceptora y simpática; y el período cardíaco (PC), como medida general de la variabilidad cardíaca. Los componentes de la ASR y THM se transformaron en logaritmos naturales ($\ln$) y se reportaron en unidades de $\ln(\text{ms})^2$; el PC se reportó en milisegundos (ms).

Análisis de punto de cambio

Las diferentes estimaciones de los componentes de ASR, THM y PC se analizaron por medio

del software Change-Point analyzer. El procedimiento usado por Taylor (2000) se describe a continuación.

El análisis inicia con la construcción del gráfico de suma acumulada, sean $X_1, X_2, \dots, X_n$ los datos de interés, a los cuales se les calculan sus respectivas sumas acumuladas $S_0, S_1, \dots, S_n$ de la siguiente forma:

- Se calcula la media de $X_1, X_2, \dots, X_n$,
- Luego se inicia la suma acumulada en cero $S_0=0$.
- Se calculan las otras sumas acumuladas al agregar la diferencia entre el valor actual y el promedio de la suma previa $S_i = S_{i-1} + (X_i - X_{\text{media}})$, donde $i = 1, 2, \dots, n$.

Posteriormente, se determina un nivel de confianza por medio del método de bootstrap, pero antes de aplicarlo se calcula un estimador de la magnitud del cambio. En este caso, el estimador se define como $S_{\text{dif}} = S_{\text{max}} - S_{\text{min}}$, donde S_{max} = máximo valor S_i y S_{min} = mínimo valor S_i , donde $i = 0, 1, 2, \dots, n$.

Se genera una muestra bootstrap de n unidades denotadas como $X_1^0, X_2^0, \dots, X_n^0$ al reordenar los valores originales. Basado en esa muestra, se calcula la suma acumulada, denotada por $S_0^0, S_1^0, \dots, S_n^0$. Además, se calcula el estimador de la magnitud del cambio al encontrar el máximo, el mínimo y la diferencia del bootstrap de la suma acumulada (denotados como $S_{\text{max}}^0, S_{\text{min}}^0, S_{\text{dif}}^0$ respectivamente). A continuación, se determina si esta diferencia S_{dif}^0 es menor que la original S_{dif} . El análisis de bootstrap consiste en desarrollar un gran número de remuestreos y contar el número de ellos para los cuales S_{dif}^0 es menor que S_{dif} .

Por último, para calcular el nivel de confianza de que un cambio ocurrió, se realiza el siguiente procedimiento: si N es el número de muestras de bootstrap calculadas y X es el número de remuestreos en los cuales S_{dif}^0 es menor que S_{dif} , el nivel de confianza es el porcentaje calculado a partir de la fórmula

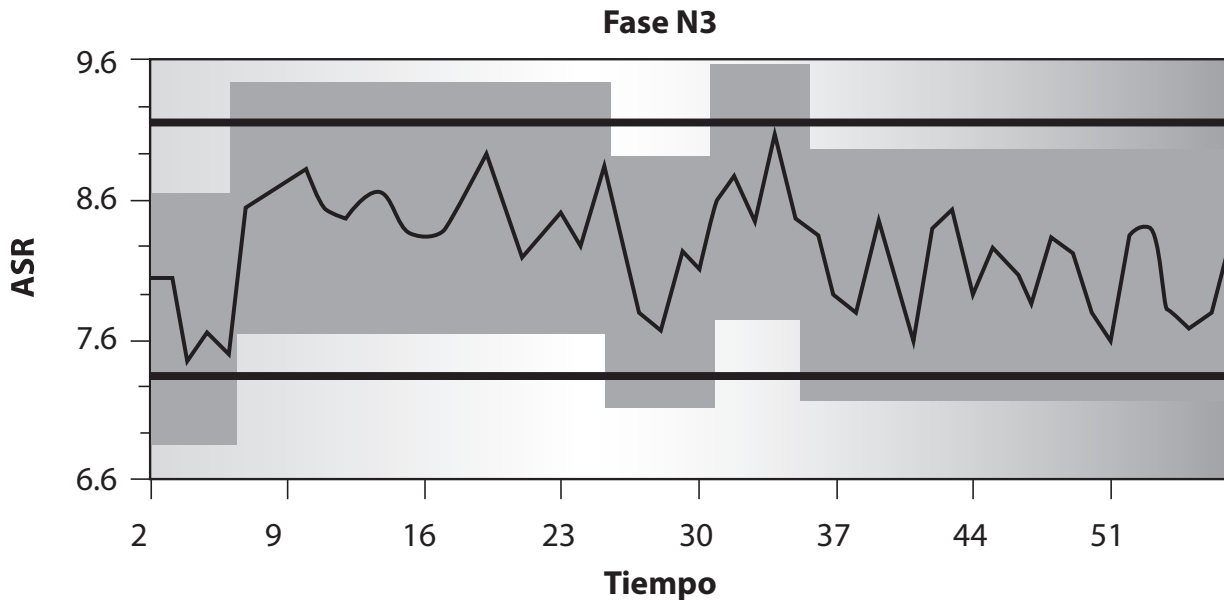


Figura 1. Gráfico de los cambios en la actividad de la arritmia del sinus respiratorio (ASR) durante la fase N3 de sueño. En color gris se representan los cambios en la serie de tiempo.

Nivel de confianza = $100(X/N) \%$

RESULTADOS

Se realizó el análisis de punto de cambio en los componentes de la VFC (ASR, THM, PC) para cada participante, los cuales fueron obtenidos de las fases de sueño N2, N3 y MOR. Se llevaron a cabo 6 análisis correspondientes con los segmentos de tiempo propuestos para cada componente. Para la descripción de los resultados, se omitieron las estimaciones de 2 s del componente de THM, debido a que se encontraron errores en su análisis.

La Figura 1 representa un ejemplo del gráfico de punto de cambio que se utiliza para identificar las transformaciones en las series de tiempo. En este caso, se presentan los valores de la ASR calculados cada 5 s durante la fase N3 de sueño NMOR de un participante. La figura muestra dos líneas horizontales que representan los límites de control, la serie de tiempo analizada y en gris, la región que indica el número de cambios detectados, los cuales son:

- En el tiempo 7 aumenta la ASR.
- En el tiempo 26 disminuye la ASR.
- En el tiempo 31 aumenta la ASR.
- En el tiempo 36 disminuye la ASR.

Con el objetivo de conocer la eficacia del análisis de punto de cambio para detectar cambios en el nivel de actividad de los componentes de la VFC durante las diferentes fases de sueño, se calculó el porcentaje de participantes en los que se encontraron cambios. En el componente de la ASR (Figura 2), se encontró que en los segmentos de 2 s y 5 s, los porcentajes de detección fueron moderados y disminuyeron conforme la duración de los segmentos fue mayor. Respecto a las diferencias entre cada fase de sueño, en los segmentos de 2 s, 5 s y 10 s se determinó una tendencia de incremento en los porcentajes de participantes que presentaron cambios desde la fase N2 a la fase MOR, estas diferencias se modificaron conforme la duración de los segmentos fue mayor.

En el componente THM (figura 3), se en-

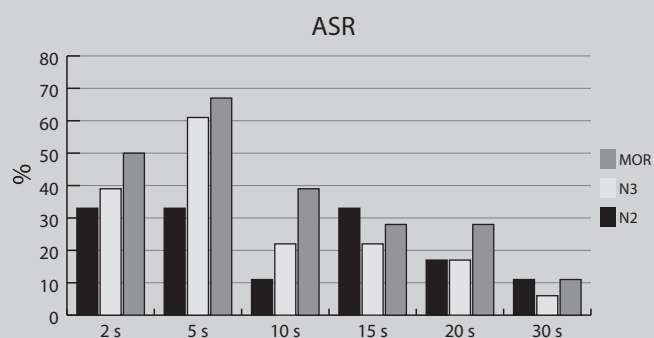


Figura 2. Porcentaje de participantes que presentaron cambios durante el sueño en el componente de arritmia del sinus respiratorio (ASR) calculado en diferentes segmentos de tiempo.

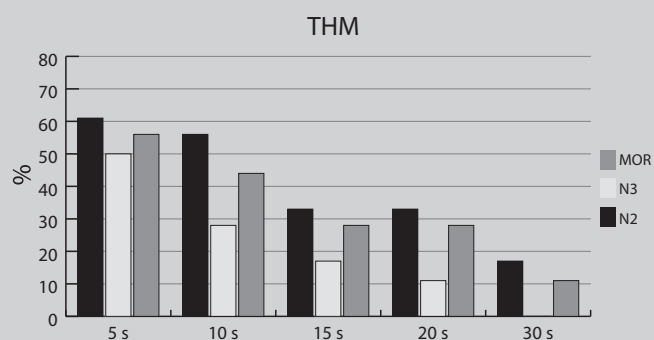


Figura 3. Porcentaje de participantes que presentaron cambios durante el sueño en el componente de Traube-Hering-Mayer (THM) calculado en diferentes segmentos de tiempo.

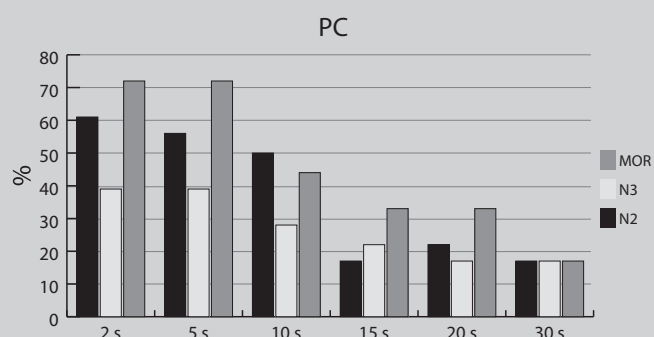


Figura 4. Porcentaje de participantes que presentaron cambios durante el sueño en el componente del período cardíaco (PC) calculado en diferentes segmentos de tiempo.

contró que en los segmentos de 5 s y 10 s, los porcentajes de detección fueron moderados y disminuyeron conforme la duración de los segmentos fue mayor. Respecto a las diferencias entre cada fase de sueño, en todos los segmentos se detectó que la fase N2 tuvo mayor porcentaje, seguido de la fase MOR y la fase N3, con el menor porcentaje.

En cuanto al componente del PC (figura 4), se evidenció que en los segmentos de 2 s, 5 s y 10 s, los porcentajes de detección fueron moderados y disminuyeron conforme la duración de los segmentos fue mayor. Respecto a las diferencias entre cada fase de sueño, durante los segmentos de 2 s, 5 s y 20 s se encontró una tendencia de mayor porcentaje en la fase MOR, luego en la fase N2, y la fase N3 tuvo el menor porcentaje de detección.

La fase de sueño MOR tuvo más cambios en el componente de la ASR; también en este componente, los cambios detectados disminuyeron considerablemente después de los segmentos de 2 s y 5 s en todas las fases de sueño (Tabla 1).

Una de las características del análisis de punto radica en que permite conocer si el cambio encontrado es atribuible a un aumento o a una disminución de la respuesta que se está evaluando. En el caso de la actividad de la ASR, en la fase MOR se presentaron más disminuciones en los segmentos de 2 s y 5 s; también esta fase tuvo el mayor número de aumentos y disminuciones en comparación con las otras fases de sueño, aunque estos cambios fueron más evidentes en los segmentos de menor duración (Tabla 1).

En el componente THM, en todas las fases de sueño (Tabla 2), los segmentos de 5 s y 10 s presentaron más cambios. En la comparación entre fases de sueño, solo el segmento de 5 s en la fase N2 tuvo menor cantidad de cambios. Considerando el tipo de cambio, en las fases N3 y MOR se presentaron más aumentos de la actividad del componente de THM, aunque estos cambios fueron evidentes principalmente en el segmento de 5 s. Por último, en el com-

ponente del PC (Tabla 3), en todas las fases de sueño el número de cambios detectados disminuyó después de los segmentos de 2 s y 5 s. La fase de sueño MOR presentó **más cambios** y el tipo de cambio que prevaleció en esta fase fue de disminución del PC, en las fases N2 y N3 no se encontró un predominio de aumentos y disminuciones del PC.

DISCUSIÓN

La teoría del control estadístico de la calidad busca evaluar la estabilidad del proceso de producción. El análisis de punto de cambio permite identificar cuándo ocurren variaciones no debidas al azar. Esta característica del método de análisis llevó a proponer su uso para evaluar la estabilidad de la regulación autonómica de la actividad cardiovascular durante el sueño. Este método de análisis se ha utilizado para identificar cambios en el nivel de actividad cerebral, al usar resonancia magnética funcional (Robinson, Wager, & Lindquist, 2010). Se ha utilizado en el campo de la psicofisiología, para identificar eventos psicofisiológicos que se relacionan con el inicio de ataques de pánico (Rosenfield et al., 2010).

Una característica importante del método implementado por Taylor (2000) es el uso de la técnica de bootstrap, que a diferencia de los modelos estadísticos clásicos, que se basan en suponer una distribución muestral teórica, con el bootstrap la distribución del estadístico se determina simulando un número elevado de muestras aleatorias construidas directamente a partir de los datos observados, es decir, se utiliza la muestra original para generar a partir de ella nuevas muestras que sirvan de base para estimar la forma de la distribución muestral de los estadísticos (Ledesma, 2008; Solanas & Sierra, 1992).

En este estudio, se encontró que el número de cambios detectados disminuyó conforme la duración de los segmentos de tiempo para el análisis de la VFC fue mayor; esto se puede explicar por la reducción de datos en los segmen-

Tabla 1. Tipo de cambio del componente de la arritmia del sinus respiratorio (ASR) calculado en diferentes segmentos de tiempo

Fase de sueño	Tipo de cambio	Tiempo					
		2 s	5 s	10 s	15 s	20 s	30 s
N2	Aumento	9	8	2	5	2	1
	Disminución	6	8	1	4	2	1
N3	Aumento	8	8	3	1	2	1
	Disminución	7	12	2	4	2	0
MOR	Aumento	15	15	4	1	1	0
	Disminución	21	20	7	4	5	2

Tabla 2. Tipo de cambio del componente Traube-Hering-Mayer (THM) calculado en diferentes segmentos de tiempo

Fase de sueño	Tipo de cambio	Tiempo				
		5 s	10 s	15 s	20 s	30 s
N2	Aumento	11	6	3	2	1
	Disminución	14	8	4	4	2
N3	Aumento	21	7	4	1	0
	Disminución	14	4	1	1	0
MOR	Aumento	23	7	4	3	0
	Disminución	15	7	3	3	2

Tabla 3. Tipo de cambio del componente del período cardiaco (PC) calculado en diferentes segmentos de tiempo

Fase de sueño	Tipo de cambio	Tiempo					
		2 s	5 s	10 s	15 s	20 s	30 s
N2	Aumento	21	7	5	0	1	0
	Disminución	21	9	8	4	3	3
N3	Aumento	22	6	2	3	1	1
	Disminución	18	9	4	3	2	2
MOR	Aumento	61	24	3	2	0	0
	Disminución	69	26	7	6	7	3

tos de mayor duración, es decir, en los segmentos de 2 s se tuvieron 150 estimaciones de los componentes de la VFC en los 5 minutos del registro, lo cual se redujo hasta 10 estimaciones en los segmentos de 30 s. De acuerdo con los resultados, los tiempos óptimos para encontrar cambios fueron los siguientes: para la ASR, en los segmentos de 2 s y 5 s; para el THM, en los segmentos de 5 s y 10 s; y para el PC, en los segmentos de 2 s y 5 s. Estos tiempos son menores que aquellos generalmente usados para calcular los componentes de la VFC durante el sueño: desde 5 minutos (Bonnet & Arand, 1997) hasta 30 segundos de duración (Versace, Mozzato, De Min Tona, Cavallero, & Stegagno, 2003). Estos resultados sugieren que los cambios detectados en los componentes de la VFC son de corta duración y, por lo tanto, al usar segmentos de análisis mayores a 10 s, su detección disminuye considerablemente.

Al aplicar el análisis de punto de cambio para evaluar la estabilidad de los componentes de ASR, THM y PC, se encontró que la fase de sueño MOR tuvo menor estabilidad, ya que presentaron más cambios en comparación con las otras fases; los principales cambios fueron más incrementos del componente THM y más reducciones de los componentes ASR y PC. Respecto a las fases N2 y N3, no se mostraron diferencias entre ellas en la cantidad ni en el tipo de cambios.

La combinación del método del filtro polinomial movable y del análisis de punto de cambio permite contar con una herramienta para evaluar la estabilidad de la regulación autonómica de la actividad cardiovascular durante el sueño y otras aplicaciones clínicas. Este método puede ser de gran utilidad en la evaluación del efecto del síndrome de apnea de sueño en el desarrollo de enfermedades cardiovasculares, o como un indicador pronóstico de la presencia del síndrome de muerte súbita infantil o de muerte súbita inesperada en la epilepsia.

Además, en el área de psicofisiología, este re-

curso podría emplearse con otras mediciones del sistema nervioso, por ejemplo, la electroencefalografía, la electromiografía, la temperatura periférica y la conductancia de la piel, con diferentes paradigmas experimentales, por ejemplo, poder evaluar si en la transición de la vigilia al sueño, la actividad cerebral cambia antes que la actividad muscular o cardiovascular. Sin embargo, se requieren más estudios, tanto en vigilia como en el sueño, y en diferentes poblaciones, para poder tener mayor confianza de la utilidad de de análisis.

REFERENCIAS

- AASM (2007). *The AASM Manual for the scoring of sleep and associated events: rules, terminology, and technical specification*. Westchester: American Academy of Sleep Medicine.
- Allen, J. J. B., Chambers, A. S., & Towers, D. N. (2007). The many metrics of cardiac chronotropy: A pragmatic primer and brief comparison of metrics. *Biological Psychology*, 74, 243-262.
- Berntson, G. G., Bigger, T. J., Eckberg, D. L., Grossman, P., Kaufmann, P. G., Malik, M., et al. (1997). Heart rate variability: Origins, methods, and interpretive caveats. *Psychophysiology*, 34, 623-648.
- Bonnet, M. H. & Arand, D. L. (1997). Heart rate variability: sleep stage, time of night, and arousal influences. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 102, 390-396.
- Brandenberger, G., Buchheit, M., Ehrhart, J., Simon, C., & Piquard, F. (2005). Is slow wave sleep an appropriate recording condition for heart rate variability analysis? *Autonomic Neuroscience: Basic and Clinical*, 121, 81-86.
- Brotherstone, R. & McLellan, A. (2012). Parasympathetic alteration during sub-clinical seizures. *Seizure*, 21, 391-398.
- Burr, R. L. (2007). Interpretation of normalized spectral heart rate variability indices in sleep research: a critical review. *Sleep*, 30, 913-919.
- Denver, J. W., Reed, S. R., & Porges, S. W. (2007). Methodological issues in the quantification of respiratory sinus arrhythmia. *Biological Psychology*, 74, 286-294.
- Horne, R. S., Witcombe, N. B., Yiallourou, S. R., Scaillet, S., Thiriez, G., & Franco, P. (2010). Cardiovascular control during sleep in infants: Implications for sudden infant death syndrome. *Sleep Medicine*, 11, 615-621.
- Hoshiyama, M. & Hoshiyama, A. (2007). Heart rate variability associated with rapid eyes movements during sleep. *Computers in Cardiology*, 34, 689-692.
- Jennings, R. J. & Gianaros, P. J. (2007). *Methodology*. En J. T. Cacioppo, L. G. Tassinary, & G. G. Berntson (Eds.), *Handbook of psychophysiology* (pp. 812-833). Nueva York: Cambridge University Press.
- Jurado, S., Villegas, E. N., Méndez, L., Rodríguez, F., Loperena,

- V., & Varela, R. (1998). La estandarización del inventario de depresión de Beck para los residentes de la ciudad de México. *Salud Mental*, 21, 26-31.
- Lanfranchi, P. A. & Somers, V. K. (2011). Cardiovascular physiology: autonomic control in health and in sleep disorders. En M. H., Kryger, T. Roth & W. C., Dement (Eds.), *Principles and practice of sleep medicine* (pp. 226-236). Canada: Saunders Elsevier.
- Ledesma, R. (2008). Introducción al Bootstrap. Desarrollo de un ejemplo acompañado de software de aplicación. *Tutorials in quantitative methods for psychology*, 4, 51-60.
- Montgomery, D. C. (2005). *Introduction to statistical quality control*. Nueva York: John Wiley & Sons.
- Parmeggiani, P. L. (2000). Physiological regulation in sleep. En M. H. Kryger, T. Roth, & W. C. Dement (Eds.), *Principles and practice of sleep medicine* (pp. 169-178). Canada: Saunders Elsevier.
- Porges, S. W. (1985). Method and apparatus for evaluating rhythmic oscillations in aperiodic physiological response systems. *Patente EE.UU. No. 4,510,944*. Washington, DC: Oficina de Patentes y Marcas de EE.UU.
- Porges, S.W. (2007). The polyvagal perspective. *Biological Psychology*, 74, 116-143.
- Porges, S.W. & Bohrer, R.E. (1990). Analyses of periodic processes in psychophysiological research. En J. T. Cacioppo & L. G. Tassinary (Eds.), *Principles of psychophysiology: Physical, social, and inferential elements* (pp. 708-753). Nueva York: Cambridge University Press.
- Robinson, L. F., Wager T. D., & Lindquist, M. A. (2010). Change point estimation in multi-subject fMRI studies. *NeuroImage*, 49, 1581-1592.
- Robles, R., Varela, R., Jurado, S., & Páez, F. (2001). Versión mexicana del inventario de Beck: propiedades psicométricas. *Revista Mexicana de Psicología*, 8, 211-217.
- Rosenfield, D., Zhou, E., Wilhelm, F. H., Conrad, A., Roth, W. T., & Meuret, A. E. (2010). Change point analysis for longitudinal physiological data: Detection of cardio-respiratory changes preceding panic attacks. *Biological Psychology*, 84, 112-120.
- Rosenthal, L. (2006). Physiologic processes during sleep. En T. Lee-Chiong (Ed.), *Sleep: A comprehensive handbook* (pp. 19-23). Nueva York: John Wiley & Sons.
- Rowley, J. A. & Badr, M. S. (2012). Normal sleep. En M.S. Badr (Ed.), *Essentials of sleep medicine. An approach for clinical pulmonology* (pp. 1-15). Nueva York: Humana Press.
- Shusterman, V., Aysin, B., Ermentrout, G. B., London, B., & Schwartzman, D. (2003). Detecting instabilities of cardiac rhythm. *Journal of Electrocardiology*, 36, 219-226.
- Solanas, A. & Sierra, V. (1992). Bootstrap: fundamentos e introducción a sus aplicaciones. *Anuario de Psicología*, 55, 143-154.
- Stein, P. K. & Pu, Y. (2012). Heart rate variability, sleep and sleep disorders. *Sleep Medicine Reviews*, 16, 47-66.
- Task force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. (1996). Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *European Heart Journal*, 17, 354-381.
- Taylor, W. A. (2000). Change-Point analysis: a powerful new tool for detecting changes. Recuperado el 2 de mayo del 2012, de <http://www.variation.com/cpa/index.html>
- Versace, F., Mozzato, M., De Min Tona, G., Cavallero, C., & Stegagno, L. (2003). Heart rate variability during sleep as a function of the sleep cycle. *Biological Psychology*, 63, 149-162.

Recibido el 28 de agosto de 2012

Revisión final 15 de mayo de 2013

Aceptado el 18 de mayo de 2013