

## Evaluación del Sistema Cardiorrespiratorio durante un Evento de Susto

V. Guerrero<sup>1</sup>, M. O. Mendez<sup>1</sup>, H. González-Aguilar<sup>1</sup>, E. R. Palacios-Hernández<sup>1</sup>, V. E. Arce-Guevara<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Laboratorio Nacional CI3M, Facultad de Ciencias, Universidad Autónoma de San Luis Potosí  
Av. Salvador Nava s/n, Zona Universitaria, San Luis Potosí, S.L.P. 78290 México

**Resumen**—En este trabajo se presenta un estudio experimental para estudiar los cambios del sistema cardiorrespiratorio generados por un estímulo de susto. La evaluación se realizó mediante la detección de la variación de la frecuencia cardíaca (VFC) y la variación de la frecuencia de la respiración usando señales que se obtienen de manera no invasiva. Con las señales de frecuencia cardíaca y de variabilidad de la respiración, se hace un análisis con herramientas en el dominio del tiempo y tiempo-frecuencia (espectrograma) con la finalidad de determinar el instante de tiempo donde se produce un cambio en el sistema cardiorrespiratorio y el tiempo que tarda en recuperarse el organismo después de un susto usado como estímulo. El objetivo es determinar la respuesta del organismo en situaciones de estrés de corta duración. Los resultados indican que el susto produce un aumento significativo en la energía en los componentes espectrales de la VFC y respiración y se puede cuantificar estos aumentos con respecto a su estado basal y decirnos como es que está respondiendo el sistema cardiorrespiratorio. Esto sugiere que la prueba del susto podría ser un buen indicador del estado del sistema cardiorrespiratorio y sería bueno complementar con pruebas clásicas como la ortostática.

**Palabras clave**—espectrograma, sincronización cardiorrespiratoria, susto, transformada de Fourier de tiempo-corto.

### I. INTRODUCCIÓN

Las señales cardiovasculares y respiratorias guardan una relación porque el centro de control cardiovascular tiene una comunicación recíproca con el centro de bulbo raquídeo. Esta zona del cerebro es la responsable de controlar la respiración y el ritmo cardíaco, haciendo la integración de las funciones de los sistemas respiratorio y circulatorio sea adaptativa [1].

Una de las maneras de analizar el sistema cardiorrespiratorio es describir los ritmos entre la aparición de un pico R y el tiempo de inicio de una inspiración [2]. Otra es por medio de la variabilidad de la frecuencia cardíaca (VFC), la cual se define como la secuencia de la diferencia de tiempos entre latidos consecutivos [3]. Esta variabilidad se puede ver afectada por diversos factores como: patologías cardíacas, actividad neuronal vagal, frecuencia respiratoria o incluso el estrés.

El estrés puede ser definido como una amenaza real o supuesta a la integridad fisiológica o psicológica del

individuo. Un tipo de estrés es el estrés biológico, el cual es un mecanismo normal con el que responde a una situación de supervivencia generado a partir de un evento de corta duración como un susto, el cual es una respuesta de la mente y del organismo a un estímulo inesperado [4]. Ante este tipo de estrés de corta duración, se puede analizar la VFC, la cual da información relacionada al estado del sistema cardiorrespiratorio y del sistema nervioso autónomo, en forma no invasiva [3,5,6,7].

El objetivo del trabajo es estudiar la respuesta del sistema cardiorrespiratorio a través de la variabilidad de la frecuencia cardíaca durante estrés inducido (susto) en sujetos sanos.

### II. METODOLOGÍA

#### A. Sujetos

El estudio involucró la participación de 17 voluntarios (11 hombres y 6 mujeres) de 19 a 22 años, sin enfermedades cardíacas o respiratorias y que no hayan jugado el videojuego. Cada sujeto firmó una carta responsiva donde aceptaban ser parte del protocolo y se les indicaba en qué consistía el experimento.

#### B. Equipo

Se adquirieron señales de electrocardiograma (ECG) y esfuerzo respiratorio mediante el Sistema Biopac Student Lab (BIOPAC Systems, Inc.) que consta de una unidad de adquisición de datos Biopac MP36. La adquisición se realizó empleando el software del fabricante (Biopac Student Lab 3.7) instalado en una computadora portátil. La frecuencia de muestreo para la señal de electrocardiograma es de 2000 Hz y para la señal de esfuerzo respiratorio es de 2000 Hz. El estímulo de susto se generó por medio del videojuego de terror “Outlast” instalado en una computadora portátil.

#### C. Protocolo de adquisición

Para la señal de Electrocardiograma (ECG) los electrodos fueron colocados en la superficie del tórax de la siguiente manera: el electrodo negativo se colocó en el manubrio del esternón, el electrodo positivo se colocó en la línea axilar

izquierda a nivel de la séptima costilla y el electrodo de referencia se coloca en la apófisis xifoides, la manera en la que se colocaron fueron con el fin de obtener la derivación II de ECG. Previo a la colocación de los sensores de ECG, las áreas de adquisición fueron limpiadas con alcohol isopropílico al 80%.

Para la señal de frecuencia respiratoria, se utilizó el dispositivo de adquisición de frecuencia respiratoria TSD201 de Biopac. El sensor se colocó entre la unión del tórax con el abdomen.

Para que se pudiera generar el estímulo de susto por medio del videojuego *Outlast* se conocía que en cierto segmento del juego ocurrían una serie de eventos (aparición repentina de imágenes y cambios en el audio) los cuales podrían desencadenar un estímulo de susto. Para esto, se buscó la manera de crear un ambiente lo más adecuado para que el estímulo fuera más eficaz como la disminución de la luz externa y el uso de audífonos para aislar el sonido externo y que sólo se escuchara el sonido del videojuego. A los voluntarios se le mostró los controles del juego, se les indicó que trataran de no moverse para no introducir ruido muscular en ambas señales y se les instruyó a que jugaran hasta que se les indicara que se detuvieran. Durante ese periodo se adquirieron las señales de ECG y de esfuerzo respiratorio. El experimentador anotó el tiempo en el cual se observaba una reacción del sujeto a un evento de susto.

#### D. Métodos matemáticos

##### D.1. Espectrograma

La variación temporal del contenido en frecuencias de las señales de VFC y de esfuerzo respiratorio se analizó mediante el espectrograma (SP). El SP está definido como la magnitud al cuadrado de la transformada de Fourier de tiempo corto como

$$SP(t, w) = \left| \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int e^{-j\omega\tau} s(\tau) w(\tau - t) d\tau \right|^2 \quad (1)$$

donde se obtiene un espectro para cada instante  $t$  mediante la una función ventana  $w(t)$  centrada en dicho instante [8], por

lo tanto el espectrograma de una función es una gráfica de la intensidad de la magnitud del espectro como una función de tiempo, información que no esta disponible directamente en la transformada de Fourier.

##### E. Procesamiento de la señal de ECG

Las señales adquiridas fueron procesadas con el software MATLAB®. De la señal de ECG se tomaron 300 segundos antes y 300 segundos después del evento de susto.

Para poder analizar la VFC se calcularon los intervalos RR a partir de la señal de ECG, mediante la implementación del algoritmo detector de picos descrito en [9].

De los intervalos RR se eliminaron los valores atípicos simplemente comparando el punto  $RR[n]$  con los puntos  $RR[n-1]$  y  $RR[n+1]$  y si el punto  $RR[n]$  era mayor o menor a los puntos  $RR[n-1]$  y  $RR[n+1]$  por un rango de 100 unidades en magnitud se tomaba el promedio de  $RR[n-1]$  y  $RR[n+1]$  y se asignaba ese valor a  $RR[n]$ . El procedimiento se aplicó dos veces ya que con una sola pasada los valores atípicos no se eliminaban por completo.

Se utilizó la interpolación spline cúbico para re-muestrear la señal de picos R (RR) a 4 Hz como indica [3]. A la señal RR se le eliminó el offset. Después se obtuvo el SP y se normalizó con respecto a la potencia total.

##### F. Procesamiento de la señal respiratoria

Para el esfuerzo respiratorio se seleccionó el mismo segmento que el ECG para el análisis. Sin embargo, la señal se pasó por un filtro pasa-bajas Butterworth de 2° orden con frecuencia de corte de 4 Hz y se submuestreó la señal a 4 Hz todo esto con el fin de reducir la velocidad de muestreo ya que no era la más óptima para el análisis. Finalmente se calculó el SP y se normalizó con respecto a la potencia total.

##### G. Análisis de los datos

Se analizaron las series espectrales en ventanas no traslapadas ubicadas antes, durante y después del estímulo de susto. Las ventanas tienen una duración de 30 segundos y se calculó el promedio de potencia en las bandas LF

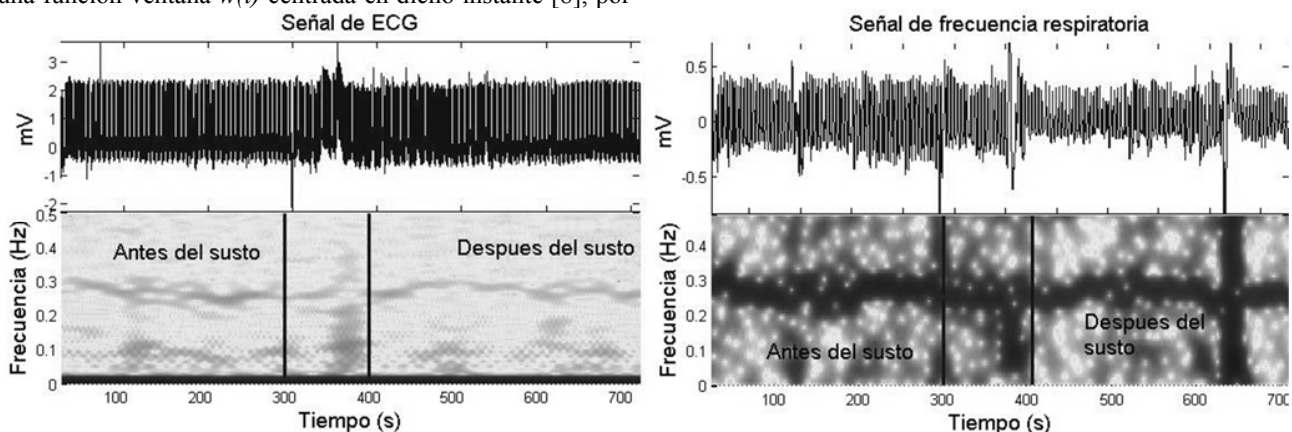


Fig. 1. Señal original (arriba) con su respectivo espectrograma (abajo) de las señales de VFC (Izquierda) y respiratoria (derecha), las líneas verticales definen el episodio de susto.

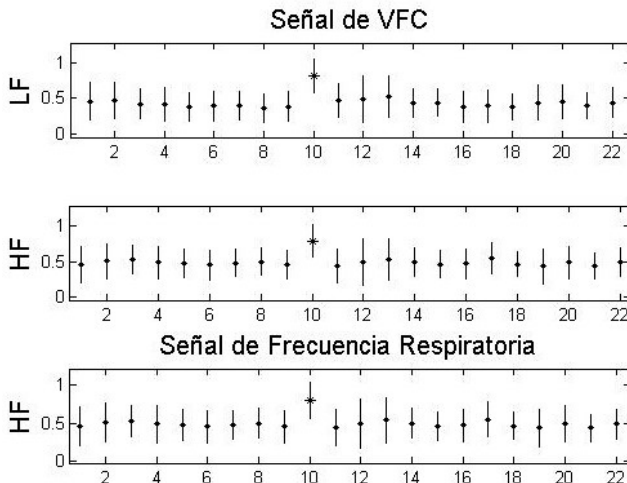


Fig. 2. Promedio de cambios de energía  $\pm$  error estándar para los componentes LF y HF de la señal de VFC y para el componente HF de la señal de Frecuencia respiratoria, donde cada punto representa una ventana de 30s.

(0.04 Hz - 0.15 Hz) y HF (0.15 - 0.5 Hz) para la señal de VFC [3,5]. Para el caso de la señal de esfuerzo respiratorio solo se analizó el componente de HF [3,5]. Después de obtener los promedios de los componentes en cada ventana de cada sujeto, se normalizaron con respecto al máximo correspondiente de cada sujeto. Posteriormente se tomó el primer promedio de cada sujeto y se promediaron y esto se aplicó para cada promedio donde todos los segmentos se expresaron como media  $\pm$  error estándar.

Posteriormente, se calculó el promedio de las ventanas 1, 2 y 3 que representan el *estado basal* o estado previo al evento. Para cada componente de energía de cada señal y a cada ventana se le restó el valor del estado basal. El resultado se multiplicó por 100 para evaluar el cambio antes, durante y después del evento. Por último se realizó la prueba de ANOVA de una vía para medidas repetidas para comparar los valores de las ventanas en el tiempo con respecto al valor de referencia para estimar las diferencias significativas ( $p < 0.05$ ).

## II. RESULTADOS

El contenido de energía en diferentes momentos y frecuencias de las señales de VFC y esfuerzo respiratorio se muestran en la Figura 1. Se observa el cambio en las señales cuando ocurre el evento de susto (líneas verticales, indicando el inicio y el final del evento) y este se ve reflejado en el espectrograma donde se observan el incremento de energía de otras frecuencias. Se observa que el componente de HF del VFC tuvo un incremento en energía y el componente LF disminuyó su energía después

del susto. La señal de frecuencia cardiaca muestra un claro aumento. Para la señal de respiración se aprecia como esta disminuye en cuestión de su magnitud y al igual que el VFC se observa un incremento de energía para otras frecuencias y después del estímulo aparece otro componente. La línea negra que se muestra después del susto solo representa ruido muscular.

La Figura 2 muestra los índices espectrales de la VFC y de la respiración. Las ventanas de la número 1 hasta la número 9 se ubicaron antes del evento, de la 10 a 13 es el evento y a partir de la ventana 14 es posterior al evento. Se observa como los índices se mantienen en un valor similar al estado basal, excepto durante el evento que produce un incremento en el índice. La prueba estadística de Anova presenta diferencias significativas y que corresponden a la ventana 10 ( $p < 0.05$ ), el cual se denota con el símbolo \*. Después del evento, se observa como se produce una recuperación, esto es, las mediciones son similares a las observadas antes del evento.

La Fig. 3 muestra los cambios en términos de porcentaje con relación al estado basal para los índices espectrales. Para el componente LF de la VFC se observa una disminución en la ventana 5 del promedio en un 18% con respecto al basal. En la ventana 10 (evento) el LF se incrementa hasta en un 80% respecto al estado basal. Esto sugiere que la actividad simpática, encargada de disminuir el estrés, aumenta durante el evento pero a partir de la ventana 11 causando una disminución hasta en un 70%, aunque se observa que los valores son más altos respecto al observado en el estado basal. Para las siguientes ventanas LF disminuye hasta finalmente alcanzar al estado basal.

El componente de frecuencia HF de la VFC durante las ventanas 1 al 9 permanece cercano al estado basal, pero cuando ocurre el evento el HF aumenta un 60%. Esto sugiere que la actividad parasimpática (respuesta al estrés) aumenta pero no con la misma magnitud que la simpática (disminución del estrés). El componente HF de la señal respiratoria presenta un comportamiento muy similar a su homólogo del VFC donde aumenta en un 60% en la ventana 10 respecto al estado basal [1].

## III. DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos sugieren un cambio en el Sistema Nervioso Autónomo donde aumenta el contenido de los componentes de HF y LF durante el evento de susto respecto al estado basal. Este comportamiento se observa en todos los sujetos y se encontró un aumento de más del 50% de energía con respecto al estado basal para cada señal. En todos los sujetos analizados, la respuesta del organismo posterior al evento es de una rápida recuperación, con una duración menor a 25 segundos. Durante el evento, los

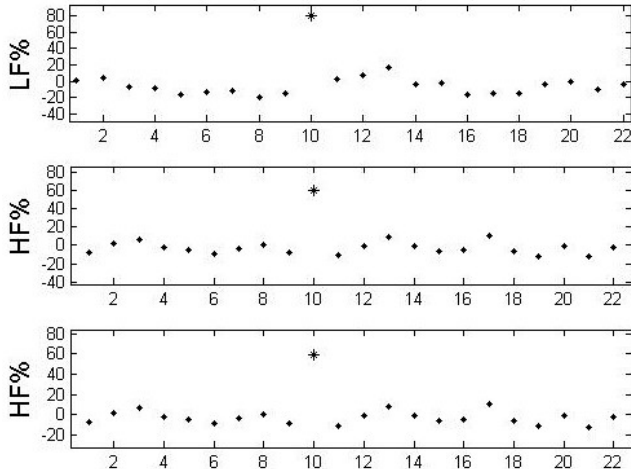


Fig. 3. Cambios en los componentes de ambas señales normalizados con respecto al promedio de los tres primeros índices y expresados en términos de porcentajes.

sistemas respiratorio y cardiaco mostraron una respuesta similar a cambios debido al estímulo. En términos fisiológicos, el incremento del componente de HF sugiere un incremento en la actividad simpática.

Además, es interesante observar que el componente HF presentó un comportamiento similar tanto en la VFC como en la respiración, lo cual podría implicar un alto acoplamiento entre ambos sistemas como lo que dice [1].

Las limitaciones del estudio son las siguientes. La primera limitación es el reducido número de sujetos que participaron en el estudio, por lo que es necesario incrementar el número de sujetos en edades, estaturas y con algunas patologías. La segunda limitación está en el lugar donde se desarrolló el experimento, porque no fue posible crear las condiciones apropiadas de un ambiente de inmersión, libre de distracciones o ruido ambiental que podrían influir en la respuesta del sistema cardio-respiratorio.

#### IV. CONCLUSIÓN

Se analizó la dinámica fisiológica del efecto del susto en el sistema cardio-respiratorio a través de la descomposición espectral. El evento del susto generó cambios en los componentes espectrales de la VFC y la respiración con patrones distinguibles. Esto sugiere que éste tipo de pruebas podrían ser útiles para cuantificar el estado del sistema cardio-respiratorio y como trabajo futuro, se van a realizar pruebas ortostáticas, que podría ayudar a comparar el efecto del juego sobre la respuesta fisiológica del sujeto.

#### AGRADECIMIENTOS

Este trabajo fue parcialmente apoyado por el fondo FOSEC SEP – Investigación Básica A1-S-45611.

#### BIBLIOGRAFÍA

- [1] Silverthorn, D. (2013). Fisiología Humana: Un Enfoque Integrado. Editorial Panamericana.
- [2] L. S. Pon. Effect of Window Length on the Analysis of Cardiorespiratory Synchronization. Taipei, Taiwan. 2011.
- [3] Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. "Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use.," *Circulation*, vol. 93, pp.1043-1065,1996.
- [4] M. F. Daneri, R. N. Muzio. *Psicobiología del Estrés*. 2012
- [5] M. O. Mendez. *On Arousal from Sleep: Time-frequency Analysis*. 2006.
- [6] Jasson S, Medigue C, Maison-Blanche P, Montano N, Meyer L, Vermeiren C, Mansier P, Coumel P, Malliani A, Swynghedauw B (1997) Instant power spectrum analysis of heart rate variability during orthostatic tilt using a time-/frequency-domain method. *Circulation* 96(10):3521–3526
- [7] Montano N, Ruscone TG, Porta A, Lombardi F, Pagani M, Malliani A (1994) Power spectrum analysis of heart rate variability to assess the changes in sympathovagal balance during graded orthostatic tilt. *Circulation* 90(4):1826–1831
- [8] L. Cohen, *Time-frequency analysis*. Vol. 778. Prentice Hall PTR New Jersey, 1995.
- [9] J. Pan, W. J. Tomkins, "A real-time QRS detection algorithm," *IEEE transactions on biomedical engineering*, vol. BME-32, pp.230-236, 1985.