



# Análisis de Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca durante Estrés y Relajación empleando Señales Adquiridas con un Smartphone

Ruth V. Acero<sup>1</sup>, Ezequiel Acero<sup>1</sup>, Bersain A. Reyes<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Centro de Ciencias de la Ingeniería, Universidad Autónoma de Aguascalientes, Aguascalientes, México

<sup>2</sup> Facultad de Ciencias, Universidad Autónoma de San Luis Potosí, S. L. P., México

**Resumen**— La variabilidad de la frecuencia cardíaca (HRV) resulta útil para valorar el funcionamiento del sistema nervioso autónomo. Tradicionalmente, dicho análisis involucra la utilización de datos obtenidos empleando un dispositivo especializado, e.g., un electrocardiógrafo (ECG). Los smartphones representan una alternativa al ECG que pudieran permitir el análisis de HRV fuera de ambientes clínicos y de investigación. En este estudio se utilizó la técnica de fotopletismografía de imagen (iPPG) de contacto vía la videocámara de un smartphone, y se exploró su utilidad en condiciones de control, estrés y relajación tomando como referencia la HRV extraída del ECG. Los resultados obtenidos corroboran la utilidad del iPPG vía smartphones en estudios de HRV durante etapas de control y relajación, y la dificultad de obtenerlo en condiciones estresantes que pudieran derivar en registros con bajas relaciones de señal-a-ruido.

**Palabras clave**— Variabilidad de la frecuencia cardíaca, smartphone, fotopletismograma, test de Stroop, spinner.

## I. INTRODUCCIÓN

El monitoreo de la actividad cardíaca resulta básico desde el punto de vista clínico y de investigación. El monitoreo automático generalmente implica la utilización de dispositivos especializados no fácilmente disponibles para la población en general fuera de ambientes clínicos y de investigación especializados. En consecuencia, aún se requieren monitores cardíacos móviles de bajo costo, no-invasivos y disponibles en ambientes cotidianos difícilmente accesibles con los sistemas especializados en la vida diaria.

Hoy en día, la mayor parte de los mexicanos tienen acceso a teléfonos móviles inteligentes (smartphones) cuyas características, e.g., ubicuidad, múltiples sensores costo-efectivos y velocidad de procesamiento, permiten obtener y procesar información del exterior en tiempo real. Dichas características convierten a los smartphones en una opción atractiva para utilizarlos como monitores fisiológicos mediante sensores adicionales e incluso sin estos.

Los smartphones actuales cuentan con un sensor óptico junto a un diodo emisor de luz blanca. Esta configuración permite la obtención de la fotopletismografía de imagen (iPPG) por contacto en modo de reflexión donde la fuente de luz del dispositivo ilumina el tejido objetivo al tiempo que la intensidad reflejada es capturada por la cámara del mismo dispositivo y analizada para extraer información relacionada con los sutiles cambios de color causados por una señal cardíaca pulsátil con cada latido cardíaco [1]. Tradicionalmente, la señal de fotopletismografía (PPG) se obtiene con un oxímetro de pulso, y exhibe un efecto rítmico

con un componente de DC debido a la absorción del tejido, de la sangre venosa y la sangre arterial, así como un componente de AC causado por la absorción variable debida a las pulsaciones en el volumen de la sangre arterial [2].

Las influencias del sistema nervioso autónomo sobre el PPG han sido ampliamente estudiadas. Además, debido a las ventajas de esta técnica, se ha explorado el potencial del análisis de la variabilidad de la frecuencia del pulso (*pulse rate variability*, PRV) obtenida a partir del PPG como un remplazo del análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca (*heart rate variability*, HRV) obtenida a partir del electrocardiograma (ECG) [3]. Así, era cuestión de tiempo para que el iPPG obtenido vía la cámara de un smartphone fuera utilizado no sólo para analizar la frecuencia cardíaca, sino para la detección de arritmias cardíacas [4], así como en estudios psicofisiológicos [5], dada la importancia de analizar la variabilidad cardíaca para valorar la función del sistema nervioso autónomo.

En este estudio, se exploró la utilidad de un smartphone para obtener información de variabilidad de la frecuencia cardíaca durante etapas de esfuerzo mental, mediante el test de Stroop, así como de relajación, considerando como referencia la información obtenida con el ECG tradicional.

## II. METODOLOGÍA

### A. Sujetos

Para este estudio, se reclutaron ocho ( $N = 8$ ) voluntarios sanos (cuatro hombres y cuatro mujeres) de 18 a 24 años (media  $\pm$  desviación estándar:  $21.88 \pm 1.73$  años), peso  $64.13 \pm 5.69$  kg y altura  $1.67 \pm 0.09$  m. Antes de iniciar las mediciones de algún voluntario, se le proporcionó y obtuvo su consentimiento informado.

### B. Equipo

Se empleó el sistema BIOPAC (MP150, BIOPAC System Inc., USA) para adquirir señales de electrocardiografía (amplificador ECG100C y cables de paciente TSD155C), fotopletismografía (amplificador PPG100C y sensor TSD200C) y esfuerzo respiratorio (amplificador RSP100C y sensor TSD201). Se emplearon electrodos adhesivos para ECG de Ag/AgCl (Meditrace EG200). Simultáneamente, se empleó un smartphone comercial (Galaxy S4, Samsung Inc., Korea) con sistema operativo Android 4.2.2, para extraer la señal de iPPG producida con cada ciclo cardíaco mediante la cámara trasera del dispositivo.

### C. Protocolo de Adquisición

Los electrodos de ECG se ubicaron en el centro del manubrio, bajo el pectoral izquierdo cerca de la posición V6 y a la derecha del apéndice xifoides del voluntario. El sensor de PPG fue ubicado en su dedo índice izquierdo. Se pidió al voluntario que colocara la punta de su dedo medio izquierdo sobre la cámara del smartphone y cubriera tanto el lente como el flash del mismo. Las áreas de adquisición fueron previamente limpiadas con alcohol isopropílico.

Los procedimientos de este estudio involucraron tres etapas, de 3 minutos de duración cada una y realizadas en posición decúbito supino sobre una camilla, como sigue:

1. *Estado de control.* El voluntario se relajó con los ojos abiertos y respiró de forma espontánea.

2. *Estado de estrés.* El voluntario realizó la prueba de Stroop, donde debía indicar el color en que se encontraban escritas palabras desplegadas en un monitor.

3. *Estado de relajación.* El voluntario utilizó un juguete giratorio anti-estrés (*spinner*) con el brazo derecho mientras permanecía acostado con los ojos abiertos y respirando de forma espontánea.

Durante la prueba de Stroop, se desplegó una secuencia de imágenes que contenían palabras escritas en colores verde, rojo, azul, rosa y negro, sobre fondos blancos y de los mismos colores anteriores. Tanto las palabras como los fondos se variaron aleatoriamente y la velocidad de presentación se incrementó para producir carga de trabajo mental. La secuencia de imágenes fue desplegada en una computadora portátil ubicada a ~50 cm del rostro del sujeto. Durante la etapa de relajación, el sujeto ubicó el *spinner* sobre la camilla situando el pulgar sobre el eje central y lo giró con el dedo índice. Se permitió un 1 minuto de descanso entre etapas. En la Figura 1 se muestra un ejemplo de la adquisición de datos.

Las señales de ECG, PPG y respiración fueron adquiridas con el software del fabricante (AcqKnowledge®) a una frecuencia de muestreo de 1 kHz. El video para obtener la señal de iPPG de contacto en el dedo del voluntario fue adquirida a 29.97 *frames*-por-segundo (fps) y a una resolución de 1920x1080 pixeles empleando la aplicación nativa del smartphone en formato de video mp4. Las señales de ECG, PPG y respiración se almacenaron para su procesamiento en Matlab®. El archivo de video se convirtió a formato .wav para su procesamiento en Matlab®.

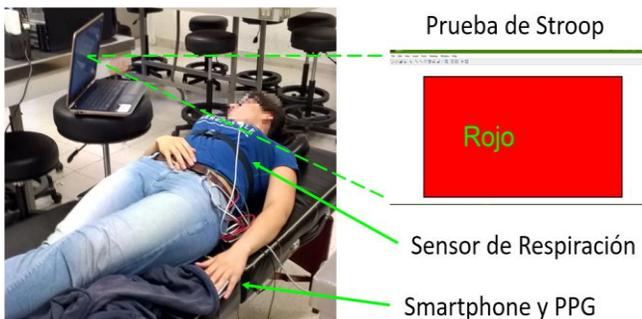


Fig. 1. Ejemplo de adquisición de señales durante la etapa de estrés

### D. Procesamiento de las señales

La señal de iPPG fue extraída del video en una región de interés (ROI) rectangular de 960x540 pixeles centrada en cada *frame*. Se extrajeron las señales de iPPG para cada uno de los canales RGB de video, mediante el promedio espacial de la intensidad en la ROI para cada instante:

$$iPPG_{canal}(t) = \frac{1}{MN} \sum_{m,n \in ROI} i_{canal}(t, m, n) \quad (1)$$

donde *canal* puede ser cualquier canal RGB, *M* y *N* son la cantidad de renglones (*m*) y columnas (*n*) de la ROI, respectivamente, y *t* es el instante de tiempo del *frame* en cuestión. Dada la calidad de las señales extraídas, se determinó utilizar únicamente el canal verde (G), al cual se referirá únicamente como iPPG. Lo anterior concuerda con lo reportado por otros investigadores en cuanto a que el canal verde resulta más conveniente que los canales rojo y azul para extraer el componente pulsátil cardíaco [6]. Una vez extraída, la señal de iPPG fue remuestreada a una frecuencia fija de 1 kHz empleando interpolación spline cúbica para obtener la misma frecuencia de muestreo del ECG y PPG.

El PPG fue empleado para sincronizar automáticamente todas las señales debido a los distintos tiempos de inicio de adquisición del BIOPAC y el smartphone. Para ello, se empleó la máxima amplitud de la correlación cruzada (MACC) entre el PPG y el iPPG, debido a su similitud morfológica. El iPPG se adelantó o atrasó una cantidad de muestras correspondientes a la MACC.

La señal de ECG fue filtrada con un filtro pasabanda con una banda de paso entre [0.5-40] Hz, mientras que la señal de PPG fue filtrada con un filtro pasabajos con una frecuencia de corte de 15 Hz. En ambos casos se emplearon filtros Butterworth de 4º. orden aplicados en un esquema de fase cero. En la Figura 2 se muestra un ejemplo de las señales filtradas.

Los picos de la onda R del ECG se detectaron automáticamente empleando un algoritmo robusto de detección de complejos QRS [7]. De forma similar, se detectaron automáticamente los picos de la señal de iPPG empleando un algoritmo desarrollado anteriormente por el

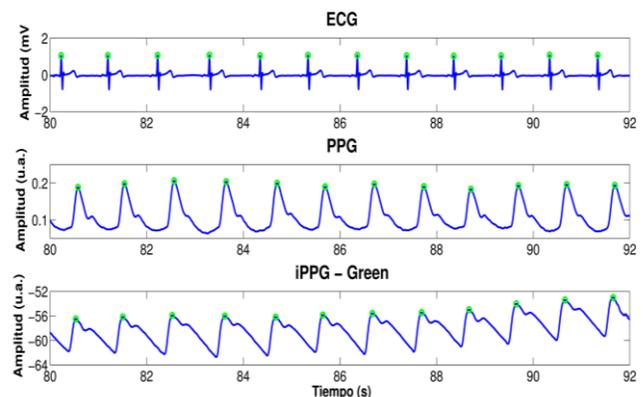


Fig. 2. Ejemplo de señales alineadas y filtradas de ECG, PPG e iPPG. Los puntos verdes indican los picos detectados automáticamente.

grupo de trabajo [4], realizando una corrección manual de los picos R detectados, así como de los picos del iPPG cuando fuera necesario mediante una interfaz gráfica de usuario (GUI) desarrollada en nuestro laboratorio.

Se obtuvieron los intervalos RR del ECG y PP del iPPG, y se interpolaron a una frecuencia de 4 Hz mediante splines cúbicos para obtener series de tiempo de HRV y PRV correspondientes al ECG y al iPPG, respectivamente. En la figura 3 se muestra un ejemplo de las series de tiempo de HRV y PRV obtenidas a partir del ECG y iPPG (smartphone), respectivamente.

Finalmente, se obtuvieron los espectros de potencia de las series de tiempo de HRV y PRV mediante el periodograma modificado de Welch empleando ventanas Hamming con 50% de traslape y NFFT=1024 muestras en la frecuencia.

### E. Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca

Se calcularon los siguientes índices temporales y espectrales de las series de tiempo interpoladas de HRV y PRV: 1) *meanHR* (frecuencia cardíaca promedio, bpm), 2) *LFn* (potencia normalizada en la banda baja frecuencia de 0.04-0.15 Hz, sin unidades) y 3) *HFn* (potencia normalizada en la banda baja frecuencia de 0.15-0.4 Hz, sin unidades) [8]. Los últimos dos índices se normalizaron con respecto a la suma de la potencia en ambas bandas del espectro de HRV o PRV, respectivamente. El área bajo la curva de los espectros de potencia se estimó mediante el método del trapecio. Finalmente, se calculó el índice no-lineal TPR (*turning point ratio*, sin unidades) empleado para cuantificar el grado de aleatoriedad de una serie de tiempo particular, donde cada latido de la serie de HRV o PRV es comparado con sus dos vecinos más cercanos y se designa como *turning point* si es mayor o menor que ambos vecinos [9].

Finalmente, se analizaron estadísticamente los cuatro índices anteriores para determinar si existieron diferencias estadísticas significativas, considerando  $\alpha=0.05$ , entre las condiciones de control, estrés y relajación, vía la prueba *t* de Student para datos pareados de una cola, así como entre los índices obtenidos con el ECG y con el smartphone, vía la prueba *t* de Student para datos pareados de dos colas.

## III. RESULTADOS

En la figura 4 se muestra la distribución de los índices de variabilidad obtenidos para los voluntarios ( $N=8$ ) durante las tres etapas de este estudio (control, estrés y relajación) con el ECG y el smartphone (iPPG). De forma complementaria, en la Tabla I se presentan los valores de la media y desviación estándar de dichos índices, y se indican los índices para los cuales se obtuvieron diferencias significativas durante las etapas de estrés y relajación en comparación con la etapa de control, así como los índices obtenidos con el iPPG para los cuales se obtuvieron diferencias significativas con respecto a su contraparte extraída con el ECG.

## IV. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

En este estudio, se analizaron índices de variabilidad de la frecuencia cardíaca (HRV) extraídos a partir del ECG de sujetos sanos en condiciones de control, estrés y relajación. Además, se compararon dichos índices con los obtenidos a partir de la señal de fotopleletismografía de imagen (iPPG) con la videocámara de un smartphone comercial.

Durante la prueba, se encontró un incremento significativo en la frecuencia cardíaca durante la etapa de estrés respecto a la de control, así como un posterior decremento significativo durante la etapa de relajación respecto a la de estrés. Como se ha reportado en la literatura [10], la frecuencia cardíaca promedio resulta un índice útil en el estudio de pruebas de estrés cognitivo, como la prueba de Stroop. El empleo del spinner pareciera no ser más

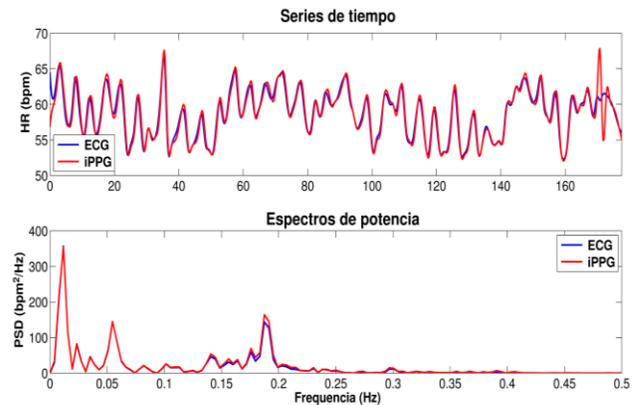


Fig. 3. Ejemplo de series de tiempo y espectros de HRV y PRV obtenidas a partir del ECG y iPPG (smartphone), respectivamente.

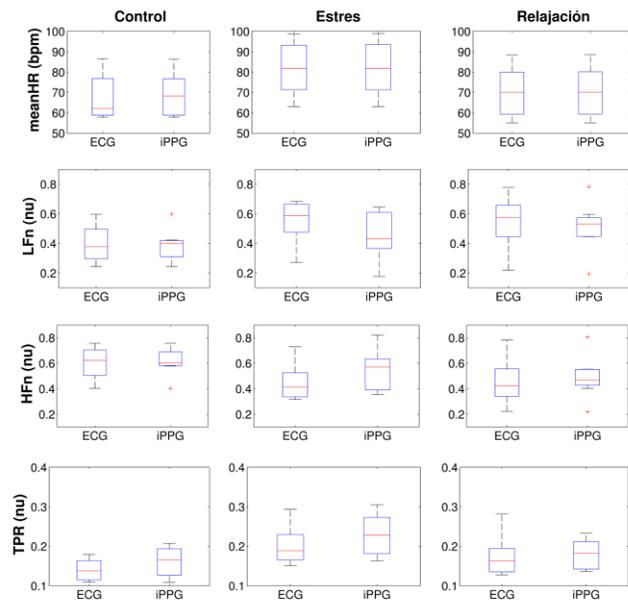


Fig. 4. Boxplots de los índices de variabilidad obtenidos a partir de las series de tiempo HRV y PRV con el ECG y el iPPG, respectivamente. Paneles izquierdos: etapa de control. Paneles centrales: etapa de estrés (test de Stroop). Paneles derechos: etapa de relajación (spinner).

Tabla I. Índices de HRV y PRV obtenidos a partir del ECG y iPPG, respectivamente. N=8 voluntarios.

	Control		Estrés		Relajación	
	ECG	iPPG	ECG	iPPG	ECG	iPPG
<i>meanHR (bpm)</i>	67.50 ± 10.94	69.00 ± 10.79	81.82 ± 12.87 <sup>#</sup>	81.88 ± 12.97 <sup>#</sup>	70.27 ± 12.61 <sup>§</sup>	70.35 ± 12.64 <sup>*,§</sup>
<i>LFn (nu)</i>	0.40 ± 0.13	0.39 ± 0.11	0.55 ± 0.14 <sup>#</sup>	0.45 ± 0.16 <sup>*</sup>	0.54 ± 0.17	0.51 ± 0.17
<i>HFn (nu)</i>	0.60 ± 0.13	0.61 ± 0.11	0.45 ± 0.14 <sup>#</sup>	0.55 ± 0.16 <sup>*</sup>	0.46 ± 0.17	0.49 ± 0.17
<i>TPR (nu)</i>	0.14 ± 0.03	0.16 ± 0.04 <sup>*</sup>	0.20 ± 0.05 <sup>#</sup>	0.23 ± 0.05 <sup>*,#</sup>	0.17 ± 0.05 <sup>#</sup>	0.18 ± 0.04 <sup>#,§</sup>

Valores presentados como media ± desviación estándar.

\* indica diferencias estadísticas significativas ( $p < 0.05$ ) con respecto al mismo índice obtenido a partir del ECG

# indica diferencias estadísticas significativas ( $p < 0.05$ ) para el índice con el mismo dispositivo entre las etapas de estrés/relajación y control

§ indica diferencias estadísticas significativas ( $p < 0.05$ ) para el índice con el mismo dispositivo entre las etapas de estrés y relajación

efectivo que la recuperación fisiológica esperada para reducir el estrés producido por la prueba debido a que no se encontraron diferencias significativas con respecto a la etapa de control.

Con respecto a los índices en la frecuencia, se encontró un incremento significativo en los componentes de baja frecuencia durante la prueba de Stroop en concordancia con lo encontrado en otros estudios [11]. Sin embargo, también se encontraron diferencias significativas en los componentes de alta frecuencia. No se encontraron diferencias significativas en los componentes de frecuencia entre las etapas de estrés y relajación, lo cual pudiera indicar la ineficacia de emplear el spinner para dicho fin.

Se encontró un incremento en la aleatoriedad de la señal de HRV y PRV durante la etapa de estrés respecto al control, pero no un decremento significativo durante la relajación respecto a la de estrés empleando HRV, aunque sí empleando PRV. Lo anterior pareciera indicar una modificación en el balance entre la modulación simpática y parasimpática debida al estrés, así como la ineficacia de emplear el spinner debido a que no se alcanzó la aleatoriedad obtenida durante la etapa de control.

Con respecto a la comparación entre los índices obtenidos con el ECG y con el smartphone no se encontraron diferencias estadísticas significativas durante la etapa de control (excepto  $TPR: p=0.04$ ) y durante la etapa de relajación (excepto  $meanHR: p=0.04$ ), mientras que sólo la frecuencia cardíaca promedio no presentó diferencias estadísticas significativa durante la etapa de estrés. Lo anterior puede deberse a la baja calidad de las señales de iPPG durante la prueba de Stroop, véase por ejemplo la introducción de artefactos en la serie de PRV en la parte final de la figura 3. Como resultado de esta baja calidad, la detección de picos en el iPPG con el smartphone no resulta lo suficientemente adecuada e introduce un incremento en los componentes de alta frecuencia en el espectro de PRV con respecto al obtenido con el HRV vía el ECG.

Los resultados obtenidos con el iPPG parecen corroborar la utilidad del smartphone para el análisis de variabilidad de la frecuencia cardíaca durante etapas de control/relajación. Sin embargo, el análisis durante la etapa de estrés representa un área de mayor exploración para contender con problemas, e.g., movimiento involuntario de la mano o

incremento de sudoración, que pudieran contribuir a degradar la calidad de la señal de iPPG. Como trabajo a futuro, se contempla la incorporación de algoritmos de detección y reducción de artefactos de movimiento para contender con los retos que implican dichos escenarios.

## RECONOCIMIENTOS

Este trabajo fue apoyado en parte por el programa de Verano de la Ciencia 2017 - Región Centro de la UASLP.

## REFERENCIAS

- [1] E. Jonathan and M. Leahy, "Investigating a smartphone imaging unit for photoplethysmography," *Physiol. Meas.*, vol. 31, no. 11, p. N79, 2010.
- [2] Y. Mendelson, "Pulse oximetry: theory and applications for noninvasive monitoring," *Clin. Chem.*, vol. 38, no. 9, pp. 1601–1607, Sep. 1992.
- [3] E. Gil, M. Orini, R. Bailón, J. M. Vergara, L. Mainardi, and P. Laguna, "Photoplethysmography pulse rate variability as a surrogate measurement of heart rate variability during non-stationary conditions," *Physiol. Meas.*, vol. 31, no. 9, p. 1271, 2010.
- [4] J. Lee, B. A. Reyes, D. D. McManus, O. Mathias, and K. H. Chon, "Atrial fibrillation detection using an iPhone 4S," *Biomed. Eng. IEEE Trans. On*, vol. 60, no. 1, pp. 203–206, 2013.
- [5] D. Lakens, "Using a smartphone to measure heart rate changes during relieved happiness and anger," *IEEE Trans. Affect. Comput.*, no. 2, pp. 238–241, 2013.
- [6] M.-Z. Poh, D. J. McDuff, and R. W. Picard, "Non-contact, automated cardiac pulse measurements using video imaging and blind source separation," *Opt. Express*, vol. 18, no. 10, p. 10762, May 2010.
- [7] C. Vidaurre, T. H. Sander, Schl&#246, and A. Gl, "BioSig: The Free and Open Source Software Library for Biomedical Signal Processing," *Comput. Intell. Neurosci.*, vol. 2011, Mar. 2011.
- [8] "Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology," *Eur. Heart J.*, vol. 17, no. 3, pp. 354–381, Mar. 1996.
- [9] S. Dash, K. H. Chon, S. Lu, and E. A. Raeder, "Automatic real time detection of atrial fibrillation," *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 37, no. 9, pp. 1701–1709, Sep. 2009.
- [10] S. Mukherjee, R. Yadav, I. Yung, D. P. Zajdel, and B. S. Oken, "Sensitivity to mental effort and test-retest reliability of heart rate variability measures in healthy seniors," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 122, no. 10, pp. 2059–2066, Oct. 2011.
- [11] J. P. A. Delaney and D. A. Brodie, "Effects of Short-Term Psychological Stress on the Time and Frequency Domains of Heart-Rate Variability," *Percept. Mot. Skills*, vol. 91, no. 2, pp. 515–524, Oct. 2000.