

Análisis de la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca mediante Fotopleletismografía por imagen

A. Melchor Rodríguez¹, J. Ramos Castro¹

¹ Grupo de Instrumentación y Bioingeniería, Campus Nord C4, Universitat Politècnica de Catalunya, Barcelona, España.
angel.melchor@estudiant.upc.edu

Resumen

La Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca (VFC) es un parámetro fisiológico que en las últimas décadas ha tomado mayor importancia por su implicación con el sistema nervioso autónomo y su relación con los trastornos cardiovasculares. En este trabajo es llevado a cabo la adquisición de la señal del ritmo cardíaco mediante la técnica de fotopleletismografía por imagen haciendo uso de una cámara de video comercial para un posterior análisis de la VFC. Se comparan los resultados obtenidos por el método propuesto con la señal de ECG adquirida con un sistema de referencia. Los resultados del análisis estadístico de la VFC muestran una gran similitud entre ambos métodos.

1. Introducción

En la actualidad las estadísticas de mortalidad indican que las enfermedades cardiovasculares son la principal causa de muerte en el mundo presentándose sólo en el año 2012 una cantidad de 17.5 millones de decesos lo que significa 3 de cada 10 muertes en el mundo, esto según datos recientes de la Organización Mundial de la Salud [1]. Tomando en cuenta esta problemática, el interés de la población por seguir un estilo de vida saludable ha tomado una gran importancia en la actualidad. Es así que se evidencia la necesidad de estudios que tengan como finalidad el seguimiento de hábitos de vida saludable, utilizando como medio para el logro de este objetivo la auto-monitorización y evaluación de las variables fisiológicas.

Un parámetro fisiológico que en las últimas décadas ha tomado mayor importancia por su implicación con el sistema nervioso autónomo y su relación con los trastornos cardiovasculares es la variabilidad de la frecuencia cardíaca (VFC). Ésta es definida como la oscilación en el intervalo de tiempo entre latidos consecutivos [2] y se considera un excelente indicador del estatus de salud por las ventajas de ser objetivo, medible, y rápido de obtener [3]. Una alta VFC se ha relacionado con un buen estado de salud, bienestar y una óptima adaptación al desempeño de actividad física [4], mientras que los trastornos, la falta de adaptación frente al estrés físico y psicológico, la carga física excesiva, el sobreentrenamiento o la falta de ejercicio son asociadas con una disminución de la VFC [5-7].

Recientemente varios estudios han llevado a cabo la monitorización de variables fisiológicas tal como el ritmo cardíaco haciendo uso de una cámara de video mediante

el registro de las pequeñas variaciones de coloración del rostro que son consecuencia de la irrigación sanguínea [8-11], o la frecuencia respiratoria a partir del análisis de los movimientos corporales generados por los músculos involucrados en la respiración [12,13]. Este tipo de estudios ha tomado gran importancia en los últimos años por ser un método de bajo costo, sin contacto y de fácil implementación, aunque hasta la fecha es bastante limitado el número de investigaciones que han utilizado esta técnica para llevar a cabo la medición de la VFC [14]. En este trabajo se lleva a cabo la adquisición de la señal del ritmo cardíaco mediante fotopleletismografía por imagen haciendo uso de una cámara de video comercial para un posterior análisis de la VFC. Esta clase de estudios abre una ventana de oportunidades para el desarrollo de sistemas portables, de bajo costo, no invasivos y de fácil uso para la monitorización de variables fisiológicas.

2. Método

A. Adquisición de datos

El procedimiento para la adquisición de registros es llevado a cabo mediante la configuración simultánea de una cámara de video y un sistema de adquisición de datos. El registro de video de la zona del rostro permite a través del procesado de imagen la obtención de la señal fotopleletismográfica y mediante el sistema de adquisición de datos la obtención de la señal de referencia (ECG). En el estudio participaron 8 personas voluntarias de las cuales se descartaron dos registros de video debido a la gran cantidad de artefactos generados por movimiento. Los registros se llevaron a cabo en posición sentada donde el rostro de cada uno de los voluntarios fue grabado con una cámara GoPro modelo HERO3 durante un minuto a 48 fps. Para la obtención de la señal de referencia se ha utilizado un sistema de adquisición de datos (MP36, BIOPAC Systems Inc.). Dos canales de entrada del sistema de adquisición son utilizados, uno para registrar la actividad eléctrica del corazón y el otro para el registro de una señal diente de sierra obtenida con un generador de funciones. Para la sincronización de las señales del ECG y cámara se registra simultáneamente la imagen de un LED conectado al generador de funciones y la tensión aplicada con el sistema de adquisición de datos. La frecuencia de muestreo utilizada por el sistema de

adquisición es de 1kHz. Para las condiciones de iluminación del estudio se hizo uso únicamente de la luz ambiente natural debido a su fácil acceso, además de la reducción de ruido generado por la mayoría de fuentes de luz artificiales [9,15,16].

B. Procesamiento de señal

El desarrollo de los algoritmos para el análisis y evaluación de los registros adquiridos fue llevado a cabo mediante el software de cálculo numérico y visualización de datos MATLAB®. La información del video correspondiente al canal verde del modelo RGB es extraída para su análisis de manera independiente [17]. En cada fotograma se realiza una reducción espacial mediante el promediado de un número fijo de filas y columnas para la obtención de un valor medio representativo. Este procedimiento es llevado en todo y a lo largo de cada fotograma del video para la obtención de una matriz de menores dimensiones. Cada fotograma de esta nueva matriz es promediado para la obtención de un valor único los cuales en conjunto conforman la señal fotopletoométrica del ritmo cardíaco.

La señal del ritmo cardíaco obtenida en esta fase puede contener en mayor o menor medida artefactos de baja frecuencia correspondiente a la respiración y movimientos aleatorios, así como de alta frecuencia proveniente del parpadeo de luz artificial o ruido electrónico en el sensor óptico. Para la obtención de una señal adecuada del ritmo cardíaco es necesario un filtrado para la eliminación de estas componentes de baja y alta frecuencia. Para ello se precisa la aplicación de un filtro butterworth pasobanda con frecuencias de corte entre 0.4 y 4 Hz para la obtención de información correspondiente al ritmo cardíaco. Para la adquisición de una matriz que indique cuales pixeles contienen mayor información del ritmo cardíaco se utiliza la técnica de procesado de correlación cruzada. Normalmente las zonas que destacan con una mayor intensidad son las áreas correspondientes a la frente y las mejillas debido a su mayor irrigación sanguínea [18] (fig. 1).

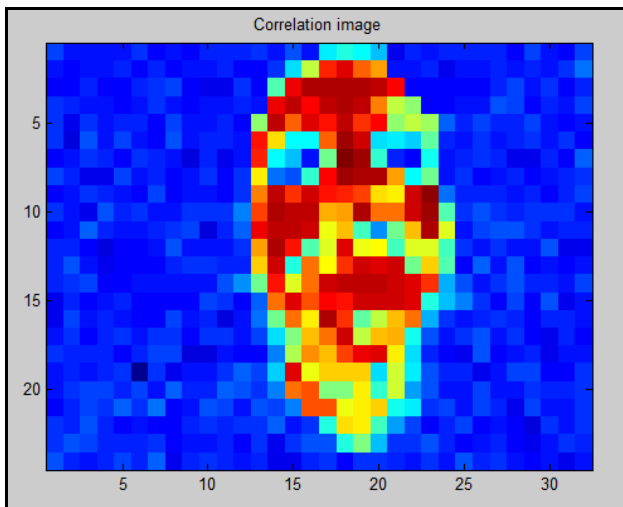


Figura 1. Matriz resultante de la correlación cruzada con información del ritmo cardíaco.

Las posiciones correspondientes a los pixeles de la matriz mayores a un umbral determinado ayudan a ubicar los valores con información del ritmo cardíaco dentro de la primera matriz reducida. El vector obtenido de cada una de las matrices es promediado para obtener un valor único. Todos los valores promedio obtenidos componen a la señal del ritmo cardíaco que es posteriormente filtrada con un filtro pasobanda con frecuencias de corte entre 0.4 y 4 Hz para eliminar las componentes de ruido de baja y alta frecuencia. Tras la aplicación del filtrado es adquirida la señal del ritmo cardíaco por fotopletografía (fig. 2).

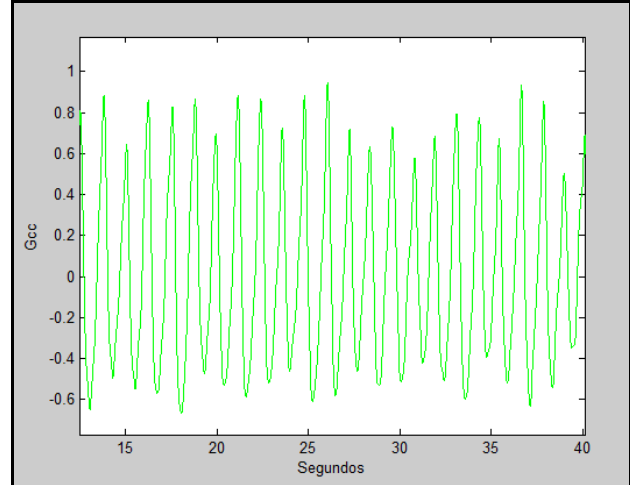


Figura 2. Señal del ritmo cardíaco adquirida por fotopletografía.

C. Sincronización de las señales del ritmo cardíaco

La sincronización de las señales del ritmo cardíaco es llevada a cabo mediante el conocimiento del retardo existente entre las dos señales diente de sierra. La señal diente de sierra adquirida por imagen será la que se encuentre retrasada con respecto a la señal obtenida por el sistema de adquisición de datos. La diferencia de ambos instantes de tiempo es el ajuste necesario para la sincronización de las señales del ritmo cardíaco.

3. Resultados

A. Análisis estadístico de la VFC

El análisis estadístico de la VFC en el dominio temporal puede ser llevado a cabo mediante la obtención de distintos parámetros [2]. Los parámetros pueden ser divididos en dos clases, los que son derivados directamente de las mediciones de los intervalos RR y aquellos que son derivados de las diferencias entre los intervalos RR. Dentro de los parámetros más utilizados se pueden encontrar: $AvRR$ (duración media de todos los intervalos RR), $RRSD$ (desviación estándar de todos los intervalos RR), $SDSD$ (desviación estándar de la diferencia entre intervalos RR consecutivos), $NN50$ (número de intervalos RR consecutivos que difieren por más de 50 ms entre sí) y $pNN50$ (porcentaje de intervalos RR consecutivos que difieren por más de 50 ms entre sí). Los resultados obtenidos de estos parámetros en la prueba realizada a un voluntario son resumidos en la tabla 1.

Parámetro (VFC)	ECG	Video
AvRR	1.2102	1.2111
RRSD (s)	0.0609	0.0590
SDSD (s)	0.0890	0.0849
NN50	36	36
pNN50 (%)	65.45	65.45

Tabla 1. Resultados de los parámetros de la VFC en el dominio temporal de un voluntario.

Para conocer el grado de confiabilidad del método de medida propuesto mediante fotopleletismografía por imagen es necesaria la comparación con el sistema de referencia acreditado. Una representación comparativa de los intervalos RR de ambos métodos a través de un gráfico de dispersión nos da información de la confiabilidad de las medidas (fig. 3).

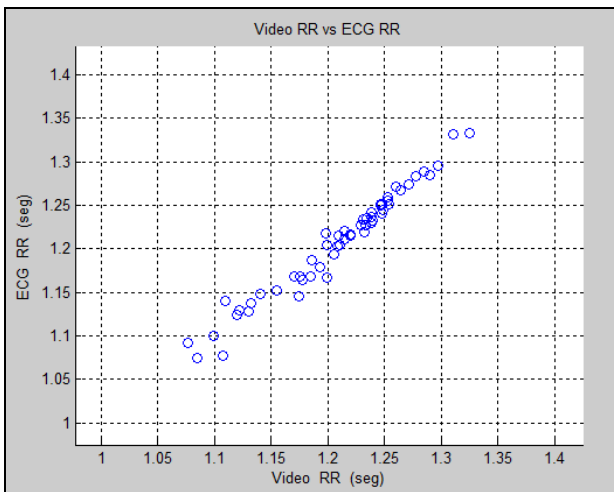


Figura 3. Gráfico de correlación de los intervalos RR de ECG y video.

Un método muy utilizado para evaluar la confianza entre dos sistemas de medición clínica es el diagrama de Bland-Altman [19] (fig. 4).

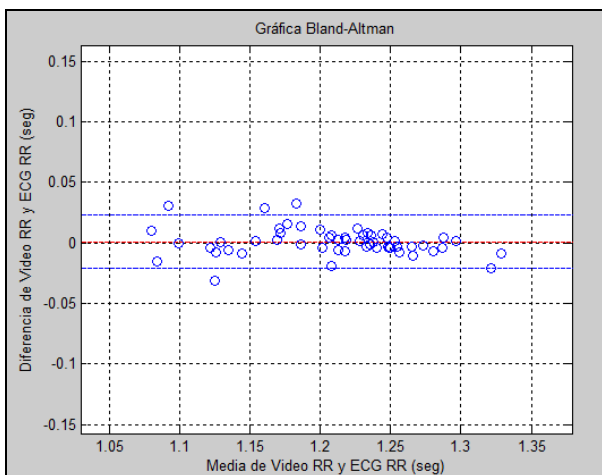


Figura 4. Gráfico Bland-Altman para evaluación de los métodos de ECG y video.

La evaluación del método propuesto también puede ser realizada mediante un gráfico comparativo de los intervalos RR de ambos sistemas (fig. 5).

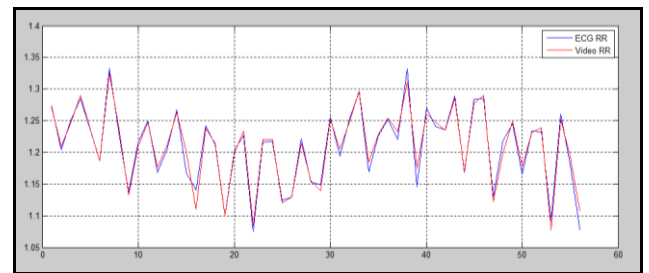


Figura 5. Gráfico comparativo de los intervalos RR de ECG versus los intervalos RR de video.

4. Discusión

Los resultados calculados en cada uno de los voluntarios por el método propuesto muestran una gran similitud con los resultados adquiridos mediante el sistema de referencia. Los valores de los parámetros de la VFC en el dominio temporal obtenidos a través de la técnica de fotopleletismografía mostraron resultados muy similares con los adquiridos con la señal de ECG (tabla 1). De la misma manera los gráficos de evaluación muestran una excelente correspondencia entre ambos métodos. Los resultados de los gráficos de la figuras 3 y 5 presentaron una excelente correlación entre los intervalos RR medidos por los dos métodos. Así mismo los resultados obtenidos mediante el gráfico Bland-Altman con límites de confianza del 95% muestran mínimas diferencias entre los intervalos RR de los dos sistemas de medición (fig. 4). Si las diferencias obtenidas por ambos métodos no son clínicamente importantes, los dos métodos pueden ser utilizados indistintamente.

Para la evaluación de los resultados del método propuesto para todo el conjunto de voluntarios se realizó un análisis estadístico de correlación para medir cuantitativamente el nivel de similitud de los parámetros obtenidos por ambos métodos. La evaluación cuantitativa de la relación se obtuvo a través del cálculo de correlación de Pearson de los parámetros de la VFC en el dominio temporal. Los valores de los coeficientes de correlación obtenidos indican un buen grado de relación entre los parámetros obtenidos mediante los dos métodos (tabla 2).

Parámetro (VFC)	Correlación de Pearson (r)
AvRR	0.9999
RRSD (s)	0.9011
SDSD (s)	0.8636
NN50	0.9463
pNN50 (%)	0.9712

Tabla 2. Resultados de correlación de Pearson de los parámetros de la VFC para el conjunto de voluntarios (n=6).

5. Conclusión

Este trabajo demuestra la viabilidad del uso de la fotoplethismografía por imagen para la obtención del ritmo cardíaco así como un posterior análisis de la VFC. Los resultados del análisis estadístico de los distintos parámetros de la VFC en el dominio temporal, la representación de gráficos comparativos, así como los cálculos de los coeficientes de correlación indican la gran similitud del método de medida propuesto con el sistema de referencia. De esta manera la adquisición de estas señales mediante esta clase de dispositivos posibilita el desarrollo de sistemas portables, de bajo costo, no invasivos y de fácil uso que permitan llevar a cabo una auto-monitorización y evaluación de las variables fisiológicas en una amplia variedad de situaciones.

Son muchos los factores que pueden influir mediante artefactos en las señales mediante fotoplethismografía por imagen. Entre estos se encuentran los generados por las condiciones ambientales de iluminación así como aquellos producidos por el movimiento lo que afecta a la confiabilidad de las medidas. Una solución que se plantea frente a esta problemática en investigaciones futuras es la aplicación de algoritmos que permitan la identificación de regiones de interés y el rastreo de características para la monitorización de variables fisiológicas en estas condiciones.

Agradecimientos

Este trabajo fue apoyado por el proyecto MINECO PSI2011-29807-C02-02 y por el Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) de México.

Referencias

- [1] Página web de la Organización Mundial de la Salud (OMS), "Major causes of death". <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs310/en/index2.html>. (Consultada: Septiembre 2014).
- [2] 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." *European Heart Journal*, vol. 17, pp. 354-381, 1996.
- [3] U. R. Acharya, K. P. Joseph, N. Kannathal, C. M. Lim & J. S. Suri. "Heart rate variability: a review." *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 44, pp. 1031-51. 2006.
- [4] Baumert, M., Brechtel, L.M., Lock, J., y Voss, B. "Changes in heart rate variability of athletes during a training camp." *Biomed. Tech.*, 51, 201-204, 2006.
- [5] Hautala AJ, Kiviniemi AM, Tulppo MP, "Individual responses to aerobic exercise: The role of the autonomic nervous system." *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, vol. 33, 107–115, 2009.
- [6] Cervantes, J. C., Ocaña, M., Parrado, E., Pintanel, M., Rodas, G., Valero, M. and Capdevila, L. "Heart Rate Variability and precompetitive anxiety in swimmers". *Psicothema*, vol. 21 (4), 531-536, 2009.
- [7] Parrado, E., Cervantes, J. C., Pintanel, M., Rodas, G. y Capdevila, L. "Perceived tiredness and Heart Rate Variability in relation to overload during a field hockey world cup". *Perceptual Motor Skills*, vol. 110 (3), 699 – 713, 2010.
- [8] Takano, C., and Ohta, Y. "Heart rate measurement based on a time-lapse image." *Medical Engineering & Physics*, vol. 29(8), pp. 853–7, 2007.
- [9] W. Verkruysse, L. O. Svaasand and J. S. Nelson. "Remote plethysmographic imaging using ambient light." *Optics Express*, vol.16, no. 26, pp. 1-12, 2008.
- [10] M.Z. Poh, D.J. McDuff and R.W Picard. "Non-contact, automated cardiac pulse measurements using video imaging and blind source separation." *Optics Express*, vol. 18, pp. 10762–10774, 2010.
- [11] Monkaresi, H., Member, S., Calvo, R. A., Member, S., & Yan, H. "A Machine Learning Approach to Improve Contactless Heart Rate Monitoring Using a Webcam." *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, vol. 18(4), pp. 1153–1160, 2014.
- [12] Wiesner, S., & Yaniv, Z. "Monitoring patient respiration using a single optical camera." Conference Proceedings : 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 2740–3, 2007.
- [13] Bartula, M., Tigges, T., & Muehlsteff, J. "Camera-based system for contactless monitoring of respiration." *Conference Proceedings : 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 2672–5, 2013.
- [14] M.Z. Poh, D.J. McDuff and R.W Picard. "Advancements in noncontact, multiparameter physiological measurements using a webcam." *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 58, no. 1, pp. 7-11, 2011.
- [15] Kong, L., Zhao, Y., Dong, L., Jian, Y., Jin, X., Li, B., & Feng, Y. "Non-contact detection of oxygen saturation based on visible light imaging device using ambient light." *Optics express*, vol. 21(15), pp. 179–183, 2013.
- [16] Tarassenko, L., Villarroel, M., Guazzi, a, Jorge, J., Clifton, D. a, & Pugh, C. "Non-contact video-based vital sign monitoring using ambient light and auto-regressive models." *Physiological Measurement*, vol. 35(5), pp. 807–31, 2014.
- [17] Y. Maeda, M. Sekine, and T. Tamura, "The advantages of wearable green reflected photoplethysmography," *J. Med. Syst.*, 35:829–834, 2011.
- [18] Tur E., Tur M., Maibach H. I. and Guy R. H. "Basal perfusion of the cutaneous microcirculation: measurements as a function of anatomic position." *J. Invest. Dermatol.*, vol. 81: 442-446, 1983.
- [19] J. M. Bland and D. G. Altman, "Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement," *Lancet*, vol. 1, no. 8476, pp. 307–310, Feb. 1986.