

Estimación de frecuencia cardíaca mediante fotopleletismografía con cámara web

J. Sulam[†]

Supervisor: G. Schlotthauer[‡]

[†] Universidad Nacional de Entre Ríos, Facultad de Ingeniería, Bioingeniería
sulamjs@gmail.com

[‡] Universidad Nacional de Entre Ríos, Laboratorio de Señales y Dinámicas No Lineales
gschlott@bioingenieria.edu.ar

Resumen— La fotopleletismografía permite el estudio no invasivo de parámetros fisiológicos de importancia. En particular es de gran utilidad para estimar la onda de pulso. En este trabajo se propone un método para estimar la frecuencia cardíaca a partir de una señal fotopleletismográfica mediante la adquisición de fotografías dactilares obtenidas con una cámara web de uso corriente. Se calcula la frecuencia cardíaca mediante estimación espectral de las señales obtenidas, para lo cual se proponen cuatro técnicas. Por último, se realiza una primera validación de tales estimaciones mediante un estudio de ECG.

Palabras Claves— Fotopleletismografía, frecuencia cardíaca, estimación espectral, procesamiento de imágenes, webcam.

1. INTRODUCCIÓN

La fotopleletismografía (*Photoplethysmography*, PPG) es una técnica no invasiva que mide mediante técnicas ópticas las variaciones de volumen de un órgano o parte del cuerpo humano. Debido a la gran perfusión sanguínea de ciertos tejidos, la PPG permite dar una medida adecuada de ciertos parámetros biológicos. Estos métodos se basan en los fenómenos de interacción de la luz con la materia, tales como transmisión, reflexión y refracción [6].

En la señal fotopleletismográfica pueden distinguirse una componente continua (d.c.) y una componente alterna (a.c.). La primera es función de las estructuras biológicas en consideración y de su estado metabólico (mecanismos de termorregulación, línea de base), mientras que la segunda depende en gran medida de la irrigación sanguínea pulsátil en dicho tejido. De esta manera, se acepta que la señal de PPG se encuentra modulada por otra señal sincronizada con el pulso arterial, y por tanto es un buen indicador de la frecuencia cardíaca [2].

Los métodos de PPG como estimadores de parámetros fisiológicos revisten gran importancia debido al bajo costo y a la portabilidad de sus aplicaciones. El

avance en nuevas técnicas de procesamiento de señales, junto con los desarrollos tecnológicos y electrónicos han permitido la creación de gran cantidad de dispositivos para cuantificar la saturación de oxígeno en sangre, frecuencia cardíaca y respiratoria, presión sanguínea y lesiones vasculares [6].

Estas técnicas de estudios médicos son fundamentales en un marco en el cual el análisis clínico se orienta cada vez más a un análisis domiciliario, facilitado por las crecientes herramientas tecnológicas. Muchas veces el mismo análisis clásico puede provocar alteraciones de los parámetros estudiados [8], lo cual se evita en los estudios domiciliarios. Por otro lado, el análisis médico a distancia posibilita el seguimiento de pacientes con enfermedades crónicas que requieren un control periódico, evitando incomodidades [5].

En general, las señales de PPG se obtienen mediante técnicas refractivas, donde tanto la fuente lumínica como el sensor se encuentran en el mismo plano respecto al tejido. Kamshilin y col. [7] desarrollaron una técnica basada en la adquisición de imágenes corporales con una cámara de alta resolución espacial para la determinación de la frecuencia cardíaca, permitiendo incluso caracterizar la irrigación sanguínea del tejido. Por otro lado, Verkruyse y col. [14] consiguieron cuantificar las frecuencias cardíaca y respiratoria utilizando cámaras digitales comerciales a distancia (> 1m) utilizando sólo iluminación ambiental. Las técnicas de transmisión, donde la fuente y el sensor se encuentran en planos opuestos, también son ampliamente utilizadas fundamentalmente en oxímetros de pulso [2].

Poh y col. [11] propusieron un método de análisis de la frecuencia cardíaca basado en la adquisición de imágenes digitales con dispositivos portátiles, utilizando algoritmos de seguimiento de rostros junto con métodos de análisis de separación ciega y análisis de componentes independientes (*independent component analysis*, ICA) de señales de video adquiridas con cámaras web corrientes.

1.1. Objetivos

Este trabajo se propone estudiar las capacidades y limitaciones para un sistema de estimación de frecuencia

cardíaca basado en la adquisición de imágenes dactilares mediante una cámara web comercial. Se propone un algoritmo de procesamiento de dichas imágenes y de las señales obtenidas a partir de éstas, para la determinación de la frecuencia cardíaca basado en estimación espectral. Se realiza una primera validación de los métodos propuestos.

2. MATERIALES Y MÉTODOS

En esta sección describiremos el procedimiento propuesto para la adquisición de las imágenes dactilares, las técnicas utilizadas para su procesamiento y reducción a señales unidimensionales, y los métodos seleccionados para estimación espectral mediante los cuales se estimará la frecuencia cardíaca del sujeto bajo estudio.

2.1. Adquisición de Imágenes

Para estimar la frecuencia cardíaca se utilizaron imágenes dactilares adquiridas con una *webcam* comercial. La adquisición se realiza simplemente colocando el dedo índice sobre el objetivo de la cámara, bajo condiciones de luz ambiental normales. Para la adquisición de imágenes se utilizó una *webcam* embebida en una *pc* portátil. Dicho dispositivo posee una frecuencia de adquisición de 30 cuadros por segundo.

Las imágenes obtenidas presentan un mayor nivel de brillo en el rojo en el área central de la imagen, mientras que en los bordes se observa una coloración más oscura, tal como se muestra en la Fig. 1. En esta figura se presentan 99 imágenes adquiridas secuencialmente, de izquierda a derecha y de arriba hacia abajo, según el procedimiento descrito anteriormente. A lo largo de las imágenes, se observa una variación del área relativa de dichos niveles de brillo, debido al flujo sanguíneo pulsátil presente en el dedo. De esta manera, dicha variación es un estimador de la señal de pulso, y por lo tanto de la frecuencia cardíaca del sujeto.

Se utilizaron imágenes con una resolución de 352x288 píxeles, en formato RGB, y se implementaron adquisiciones con duraciones de entre 5 y 10 segundos, con una frecuencia de adquisición de 30 cuadros por segundo.

2.2. Procesamiento de la señal

Las imágenes obtenidas presentan la mayor parte de su información en el color rojo. Debido a que la información deseada se encuentra en la variación de las áreas de mayor y menor brillo, se obtuvo una señal representativa de cada imagen como el promedio del nivel de brillo en dicho color. Esto sigue lo indicado por Kamal y col. en [6], donde la eficiencia de los sistemas fotoplestismográficos es mayor en el rango de 600 – 700 [nm]. Considerando a las imágenes en dicho color como un arreglo de imágenes $I_{i,j}[n]$, dadas cada una de ellas por una matriz de dimensión $N \times M$, la señal se obtuvo mediante:

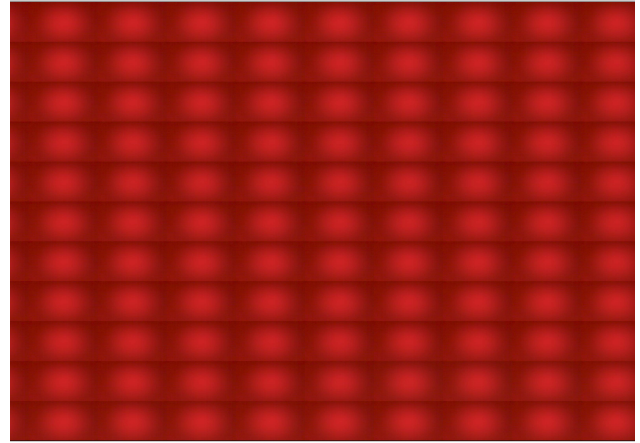


Figura 1: Secuencia de fotos adquiridas.

$$x[n] = \frac{1}{NM} \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^M I_{i,j}[n] \quad (1)$$

Una señal representativa se muestra en la Fig. 2.

Debido a retrasos producidos intrínsecamente por el software, el muestreo de las imágenes no resulta homogéneo sino que presenta irregularidades aleatorias. Por esta razón, el tiempo de adquisición no es constante, aún indicando al sistema siempre un mismo tiempo para la captura de imágenes. Es por ello que, una vez obtenida la señal de brillo, se utilizó una interpolación por *spline* para obtener muestras equiespaciadas. Posteriormente se realizó un submuestreo de la señal, con una frecuencia de muestro de 10 Hz. De esta manera, el número de muestras no resultó siempre el mismo, sino que varió levemente dependiendo de los retrasos inducidos por el software.

Se filtró la señal obtenida mediante un filtro Butterworth pasabanda de orden 6, con frecuencias de corte en 0,8 Hz y 3 Hz, para eliminar componentes de baja frecuencia de la señal producidos por artefactos de la

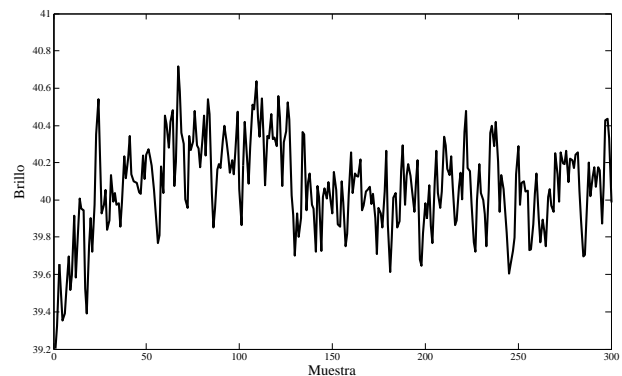


Figura 2: Variación del nivel promedio en el rojo, en función de las muestras adquiridas.

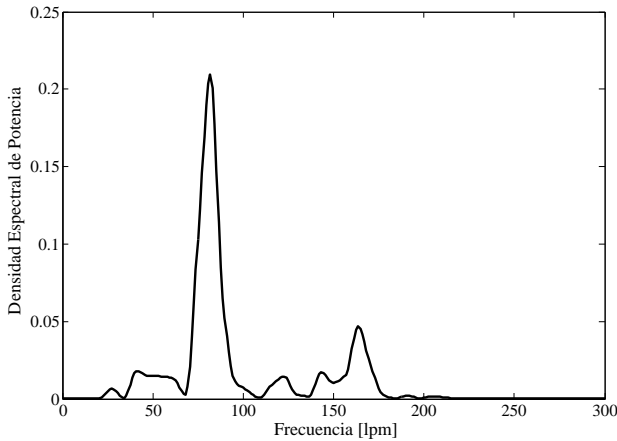


Figura 3: Densidad espectral de potencia (PSD) estimada mediante periodograma modificado.

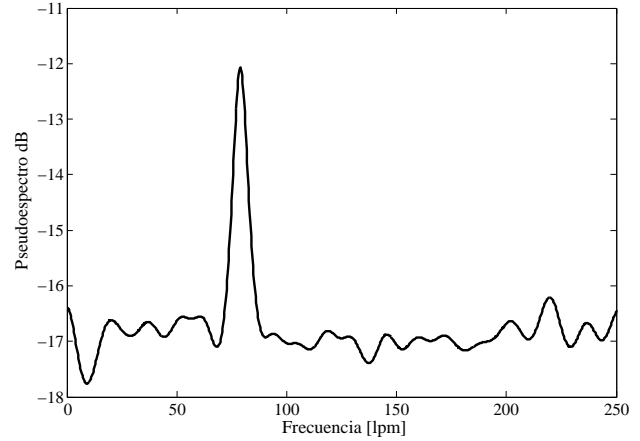


Figura 4: Pseudo-Densidad espectral de potencia (PSD) estimada mediante MUSIC.

adquisición, junto con componentes de alta frecuencia para evitar el *aliasing* frecuencial.

2.3. Estimación Espectral

Para determinar la frecuencia cardíaca se utilizaron técnicas de estimación espectral, buscando determinar un pico en la densidad espectral de potencia (*Power Spectral Density, PSD*) de la señal obtenida, orientado a la estimación automática de este parámetro fisiológico. Se implementaron tres métodos clásicos de estimación espectral para estimar la frecuencia cardíaca: periodograma, MUSIC y LPC.

2.3.1. Estimación mediante periodograma

Como primer estimador se utilizó el periodograma modificado, cuyo espectro estimado viene dado por

$$I(w) = \frac{1}{N} \left| \sum_{n=1}^N v[n]x[n]e^{-jwn} \right|^2 \quad (2)$$

donde $v[n]$ es una ventana con igual cantidad de muestras que la señal $x[n]$. En particular, se utilizó una ventana de tipo Hanning. El espectro estimado mediante esta técnica se muestra en la Fig. 3, para una señal de 5 segundos de duración.

2.3.2. Estimación mediante MUSIC

Buscando mejorar la estimación de los máximos del espectro de la señal, se implementó el método MUSIC (*Multiple Signal Classification*), el cual permite encontrar una pseudo-densidad espectral de potencia, disminuyendo el ruido presente y resaltando los picos de las frecuencias fundamentales presentes en la señal [12]. La elección de dicho método se basa en la suposición de que la señal contiene una única sinusoidal, debida al pulso sanguíneo, sumada a ruido aditivo. Los resultados obtenidos para la misma señal analizada con el método anterior, se muestran en la Fig. 4.

2.3.3. Estimación mediante LPC

Se implementó la estimación espectral de la señal mediante el método de *Predicción Lineal (Linear Predictor Coefficients, LPC)*, el cual permite modelar la señal como la respuesta de un sistema lineal e invariante en tiempo [12]. Se obtuvo de este método un filtro auto-regresivo, cuyo orden se fijó en 10 para esta aplicación. Luego, la frecuencia cardíaca se estimó encontrando el máximo de la respuesta en frecuencia del sistema.

2.4. Análisis de componentes independientes

Considerando que puede ser de utilidad explotar el aporte de información de las imágenes en los tres canales (rojo, azul y verde), se utilizó el método de *Análisis de Componentes Independientes (Independent Component Analysis, ICA)* [4]. ICA es una técnica que permite descubrir señales de fuentes independientes a partir de un conjunto de observaciones compuestas por combinaciones lineales de las fuentes subyacentes. En este trabajo se utilizaron para esto 3 señales, correspondientes a los valores promedio de las imágenes en los canales rojo, verde y azul, respectivamente. Mediante ICA se obtuvieron tres nuevas señales. Consideramos como hipótesis de trabajo que una de las fuentes independientes contiene la señal de pulso cardíaco, mientras que las otras dos no poseen información de interés. Una vez obtenidas las señales de fuentes independientes, se seleccionó aquella cuya densidad espectral de potencia presentara el mayor máximo global, con la cual se estimó la frecuencia cardíaca. Las PSD se estimaron mediante periodograma.

3. Validación

Se realizó una primera validación de los métodos para la determinación de la frecuencia cardíaca mediante 2 series de adquisiciones sobre un sujeto. En la primera, se obtuvieron 60 realizaciones utilizando 5 segundos

Tabla 1: Resultados para diferentes estimadores

Método	Tiempo [s]	Error medio (desvío estándar) [lpm]
Periodograma	5	4,04 (5,36)
	10	3,22 (4,16)
MUSIC	5	6,10 (13,79)
	10	2,56 (3,39)
LPC	5	4,49 (5,62)
	10	3,97 (4,87)
ICA	5	13,69 (22,75)
	10	9,23 (15,13)

como tiempo de adquisición (ΔT). En la segunda se registraron 60 realizaciones con 10 segundos de adquisición.

Durante todo el procedimiento, se sometió al sujeto a un estudio electrocardiográfico, registrándose los tiempos de cada realización. El equipo utilizado fue un electrocardiógrafo modelo *ECGView*, marca *Eccosur*. El equipo posee una frecuencia de muestreo de 600 Hz y utiliza un filtro Butterworth pasabanda con frecuencias de corte en 0,05 Hz y 100 Hz, con atenuación de -3 dB en dichas frecuencias. El equipo cuenta con un filtro Notch de rechazo de interferencia de línea en 50 Hz.

Los datos obtenidos mediante pletismografía con los métodos desarrollados fueron contrastados contra los correspondientes al estudio electrocardiográfico. Para esto fueron sincronizadas las realizaciones con el tiempo de dicho estudio, y luego se tomaron promedios de las frecuencias cardíacas arrojadas por el electrocardiógrafo durante cada medición.

Se calculó el promedio de los errores cometidos para cada realización para cada uno de los métodos de estimación espectral, junto con sus desvíos estándar. Los resultados se muestran en la Tabla 1. Se destacan en gris los mejores resultados para las adquisiciones de 5 y 10 segundos.

4. CONCLUSIONES

En este trabajo se propuso un método sencillo para estimar la frecuencia cardíaca media utilizando una cámara web de uso corriente. Para ello se implementó un algoritmo de adquisición de imágenes dactilares mediante una cámara *web* comercial. Se estimó la frecuencia cardíaca buscando un pico en las PSD de las señales obtenidas. Para esto se implementaron 4 métodos. Se realizó una primera validación, de la cual se destacan aquellas estimaciones mediante periodograma y MUSIC, habiendo obtenido un error promedio de 4 [lpm] para 5 segundos de adquisición (periodograma), y un error promedio de 2,56 [lpm] para 10 segundos (MUSIC), resultados que consideramos aceptables.

Los resultados permiten inferir que un sistema ro-

busto de estimación de frecuencia cardíaca basado en fotoplethismografía dactilar con cámara *web* comercial es posible, permitiendo el desarrollo de futuras aplicaciones que presentarían características de portabilidad y costo muy favorables. Mejoras en las condiciones de validación permitirían un mejor análisis de la eficiencia y robustez de los métodos propuestos.

Referencias

- [1] S. Akselrod, D. Gordon, F. A. Ubel, D. C. Shannon, A. C. Berger, and R. J. Cohen. Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: a quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control. *Science*, 213(4504):220–222, July 1981.
- [2] J. Allen. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiological Measurement*, 28(3):R1–R39, March 2007.
- [3] E. D. Übeyli, D. Cvetkovic, and I. Cosic. Analysis of human PPG, ECG and EEG signals by eigenvector methods. *Digital Signal Processing*, 20(3):956–963, May 2010.
- [4] A. Hyvärinen, J. Karhunen, and E. Oja. *Independent Component Analysis*. John Wiley & Sons, 2001.
- [5] M. Jaana and G. Paré. Home telemonitoring of patients with diabetes: a systematic assessment of observed effects. *Journal of Evaluation in Clinical Practice*, 13(2):242–253, April 2007.
- [6] A. A. R. Kamal, J. B. Harness, G. Irving, and A. J. Mearns. Skin photoplethysmography – a review. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 28(4):257–269, April 1989.
- [7] A. Kamshilin, S. Miridonov, V. Teplov, R. Saarenheimo, and E. Nippolainen. Photoplethysmographic imaging of high spatial resolution. *Biomedical Optics Express*, 2(4):996–1006, April 2011.
- [8] G. Mancia, G. Grassi, G. Pomidossi, L. Gregorini, G. Bertinieri, G. Parati, A. Ferrari, and A. Zanchetti. Effects of blood-pressure measurement by the doctor on patient’s blood pressure and heart rate. *The Lancet*, 322(8352):695–698, 1983.
- [9] H. G. Ong and R. I. Kitney. Application of the petersen harmonic decomposition method to physiological data. *Journal of Biomedical Engineering*, 8(4):313–319, October 1986.
- [10] M. Pagani, F. Lombardi, S. Guzzetti, O. Rimoldi, R. Furlan, P. Pizzinelli, G. Sandrone, G. Malfatto, S. Dell’Orto, and E. Piccaluga. Power spectral analysis of heart rate and arterial pressure variabilities as a marker of sympatho-vagal interaction in man and conscious dog. *Circulation Research*, 59(2):178–193, August 1986.

- [11] M. Poh, D. McDuff, and R. Picard. Non-contact, automated cardiac pulse measurements using video imaging and blind source separation. *Optics Express*, 18(10):10762–10774, May 2010.
- [12] J. G. Proakis and D. G. Manolakis. *Digital signal processing (3rd ed.): principles, algorithms, and applications*. Prentice-Hall, Inc., 1996.
- [13] K. H. Shelley. Photoplethysmography: Beyond the calculation of arterial oxygen saturation and heart rate. *Anesthesia & Analgesia*, 105(6S Suppl):S31 –S36, December 2007.
- [14] W. Verkruyse, L. O. Svaasand, and J. S. Nelson. Remote plethysmographic imaging using ambient light. *Optics Express*, 16(26):21434–21445, December 2008.