

Sistema para la Monitorización de Frecuencia Cardíaca y Respiratoria Mediante Cámara Web

E. Barajas González^{1*}, F. Cabello Gómez¹, J. A. Campos Gutiérrez¹ & M. Gutiérrez Zermeno¹

¹Universidad de Guadalajara, Guadalajara, México.

*emilio.barajas7440@alumnos.udg.mx

Abstract— Remote monitoring provides new opportunities to evaluate the condition of patients without the need for electrode or sensor placement. In the present paper, different techniques for signal conditioning image photoplethysmography are integrated to calculate the heart and respiratory rates through video recording. In addition, a system is proposed that allows the tracking and monitoring of patients remotely using a web camera. The results show a high precision between the measurement recorded by the proposed application and the reference devices used.

Palabras clave—Aplicación, cámara web, iPPG, fotoplethysmografía, frecuencia cardíaca, frecuencia respiratoria, parámetros, signos vitales.

I. INTRODUCCIÓN

Existen diversas técnicas para la adquisición de señales provenientes del cuerpo humano que proporcionan información valiosa para realizar un diagnóstico sobre el estado de salud de un paciente. Una de las técnicas que permite extraer señales fisiológicas de forma remota, mediante el vídeo de una persona es la Fotoplethysmografía de imagen (iPPG), la cual permite conocer en tiempo real el estado de un paciente, mejorando su calidad de vida, la relación con el personal médico [1], además de brindar información para el seguimiento de diferentes patologías respiratorias y cardíacas.

Las ventajas que presenta esta técnica en comparación con las técnicas de monitoreo convencionales es que permite realizar un monitoreo remoto y no invasivo, además de evitar la deformación de la pared arterial al no generar presión sobre la piel. Debido a que en la sangre se encuentran componentes dinámicos de alta absorbancia, es posible extraer del video los cambios de densidad de la sangre que están sincronizados con el ciclo cardíaco y respiratorio, realizando la detección de sutiles variaciones de color en la piel humana que están relacionadas al pulso; siendo un método útil para estimar la frecuencia cardíaca, y respiratoria [1].

La frecuencia cardíaca es un ciclo armónico de los latidos del corazón, los cuales tienen un rol relevante debido al bombeo de la sangre a través del cuerpo. Esta frecuencia puede variar dependiendo de diversos factores biológicos como lo son la edad, el cuerpo, enfermedades que pueda presentar el paciente, etc. Sin embargo, una persona adulta y

saludable se encuentra en un intervalo de 60 a 80 pulsaciones por minuto en reposo.

Por otro lado, la frecuencia respiratoria es la cantidad de respiraciones en un minuto, este movimiento rítmico es necesario para oxigenar la sangre que impulsa el corazón a diferentes partes del cuerpo e igualmente expulsar el dióxido de carbono que regresa del metabolismo celular. Al igual que con la frecuencia cardíaca, este parámetro puede variar dependiendo de la edad, la actividad física, ansiedad, intoxicación mediante la inhalación de gases tóxicos, entre otros. Sin embargo, el intervalo de una persona saludable se encuentra entre 12 y 20 respiraciones por minuto en reposo [3][4].

En este artículo, se integraron diferentes técnicas de acondicionamiento de señales fotoplethysmográficas para el desarrollo de una aplicación que permita al usuario registrarse y calcular los valores de frecuencia cardíaca y respiratoria, generando así una base de datos para la consulta y monitoreo de ambos parámetros.

II. METODOLOGÍA

A. Adquisición video

Se realizó un código en MATLAB en el que mediante la cámara web incorporada a una computadora portátil se grabó un video del usuario para su análisis. Se grabaron videos del área superior del cuerpo con una profundidad de colores de 8 bits por cada canal de color (RGB de 24 bits con 3 canales), a una frecuencia de muestreo de aproximadamente 30 fotogramas por segundo (fps), brindando la facilidad de adecuarse a los fps de cada computadora, los cuales suelen variar aproximadamente ± 5 fps. Además, se empleó una resolución de 640x480 píxeles, una medida que se considera estándar para todas las computadoras. Finalmente se guardó el video en formato mp4 para su posterior análisis.

Los usuarios deberán colocarse con una postura sentada y relajada, a una distancia aproximada de 50 cm respecto a la ubicación de la cámara (Fig. 1), posicionándose dentro de la silueta mostrada en la pantalla (Fig. 2), lo cual permitirá asegurar una distancia adecuada del usuario y una buena calidad de imagen para obtener resultados con mayor precisión.

B. Separación de fotogramas

Una vez que se realizó la adquisición del video se separan los fotogramas que lo componen, mediante el conteo de los fotogramas totales, para después almacenar las imágenes y proceder a determinar la región de interés (según sus siglas en inglés, ROI), además se calculan los parámetros característicos del video, como la duración, el tamaño de la imagen y los fotogramas correspondientes.

C. Algoritmo ROI

Luego de haber obtenido los fotogramas, se procedió a definir la región de interés (por sus siglas en inglés, ROI) mediante un rectángulo ubicado en la frente del sujeto. Esto se realizó mediante la estimación de coordenadas basadas en la referencia de posicionamiento mostrado durante la adquisición del video (Fig. 3). Después, teniendo el rectángulo de referencia, se realiza un recorte de la imagen, dejando únicamente la región de interés de medición (frente) para cada fotograma del video, que permitirá realizar cálculos posteriores y eliminar información que no es relevante.

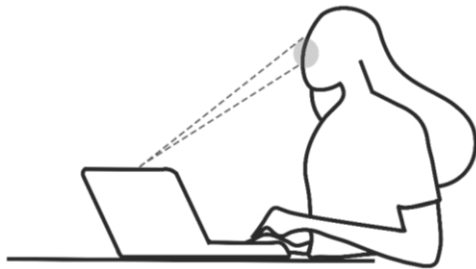


Fig. 1. Representación gráfica de la posición del sujeto ante la cámara.



Fig. 2. Silueta de referencia para la adquisición del video de los usuarios.

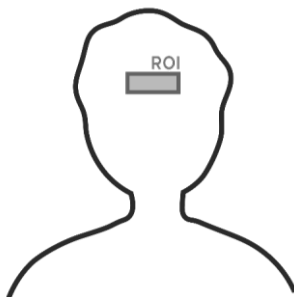


Fig 3. Región de interés (ROI) ubicado en la frente del usuario.

D. Separación de canales RGB

Al haber obtenido la región de interés, se separaron los canales RGB (siglas en inglés de *red*, *green*, *blue* «rojo, verde y azul») y se calculó la intensidad de color media de cada fotograma, mediante el promedio de todos sus valores de intensidad que componen cada píxel, de esta manera se obtuvieron tres señales correspondientes a cada canal para una ventana de tiempo de 30 segundos. Posteriormente, se realizó un procedimiento de normalización de tal manera que su media fuera cero y su varianza unitaria, para cada señal obtenida [7].

E. Acondicionamiento de señales

Las señales obtenidas a partir de la separación de canales (RGB) contienen dentro de sí mismas, una mezcla de información que incluye: la intensidad de la luz al momento de adquirir la grabación, movimientos generados por la persona, entre otros componentes de ruido. Por lo que se realizará una separación ciega de fuentes (por sus siglas en inglés, BSS) de tal manera que, al aplicar esta técnica, se separará la señal con información pletismográfica que es relevante para el análisis de frecuencias cardíacas y respiratorias. Esta separación se basa en el algoritmo de diagonalización conjunta aproximada de matrices propias (JADE-ICA) [1][6][7], el cual implica la diagonalización conjunta de matrices, donde la solución resultante se aproxima a una independencia estadística de las fuentes. Debido a la aleatoriedad propia de esta técnica, al momento de aplicar la separación, se concluyó que en su mayoría la segunda señal generada corresponde a las frecuencias fundamentales del análisis, es decir, que tiene una fuerte señal pletismográfica.

La señal seleccionada fue filtrada con base a los diferentes anchos de banda correspondientes a la frecuencia cardíaca y respiratoria. En el caso de la frecuencia cardíaca, se aplicó un filtro *Butterworth* de quinto orden, con un ancho de banda de 0.8-4 Hz, en donde 0.8 Hz equivale a 48 latidos por minutos y 4 Hz a 240 latidos por minutos [8]; estos valores representan un amplio rango, considerando que una persona adulta y saludable se encuentra en un intervalo de 60 a 80 pulsaciones por minuto en reposo. En cuanto a la frecuencia respiratoria, se aplicó un filtro *Butterworth* de quinto orden, con un ancho de banda de 0.1-0.7 Hz, en donde 0.1 Hz equivale a 6 respiraciones por minutos y 0.7 Hz a 42 respiraciones por minutos [8], debido a que el intervalo de una persona saludable entra entre 12 y 20 respiraciones por minuto en reposo.

F. Estimación de los parámetros

De las señales acondicionadas obtenidas, se calcula la transformada rápida de Fourier (por sus siglas en inglés, FFT) para obtener sus espectros frecuenciales correspondientes a la frecuencia cardíaca y respiratoria, de las cuales se establece que la potencia más alta dentro del espectro de cada señal representa la frecuencia de interés

[6]. Estos valores obtenidos son multiplicados por 60 para determinar la cantidad de latidos y respiraciones por minutos.

G. Desarrollo de la aplicación

Se diseñó una aplicación con la herramienta App Designer de MATLAB (Fig. 4), para generar una relación más amigable, sin necesidad de contar con algún software complementario instalado. El usuario podrá realizar un registro de sus datos y calcular su frecuencia cardíaca y respiratoria, además de almacenar dichos valores en una base de datos cada vez que se realice la adquisición de los parámetros, permitiendo que el paciente pueda consultarlos posteriormente.

III. RESULTADOS

Se realizaron pruebas comparativas entre la aplicación desarrollada y un smartwatch (Huawei Watch GT 2) para la frecuencia cardíaca, asimismo, se realizó una valoración del número de veces en que se eleva el pecho o abdomen durante un minuto para la frecuencia respiratoria. Se obtuvieron los resultados de las pruebas a partir de 11 voluntarios, los cuales eran de diferente sexo (6 hombres, 5 mujeres), edad (entre 15 y 69 años) y perfil étnico.

Los resultados registrados en la Tabla 1, muestran que las medidas de la frecuencia cardíaca obtenidas entre la aplicación y el smartwatch presentan una alta concordancia, con una diferencia máxima entre ambos dispositivos de 4 latidos por minuto (lpm), teniendo un error medio de 2.46%. De igual manera, los resultados obtenidos en la Tabla 2, señalan que las medidas de la frecuencia respiratoria obtenidas entre la aplicación y la evaluación de la cantidad de respiraciones presentan una alta concordancia, con una diferencia máxima entre ambas estimaciones de 3 respiraciones por minuto (rpm), teniendo un error medio de 11.50%.



(B)



(D)



la adquisición de parámetros. C) Visualización de la base de datos generada por paciente.

TABLA I
RESULTADOS COMPARATIVOS PARA LA ESTIMACIÓN DE LA FRECUENCIA CARDÍACA EN 11 SUJETOS.

	Estimación de la Frecuencia cardíaca (lpm)		
	Aplicación Propuesta	Dispositivos de Referencia	% Error
Sujeto 1	80	82	2.43
Sujeto 2	68	70	2.85
Sujeto 3	78	75	4
Sujeto 4	78	80	2.5
Sujeto 5	88	88	0
Sujeto 6	91	89	2.24
Sujeto 7	69	69	0
Sujeto 8	89	90	1.11
Sujeto 9	82	85	3.52
Sujeto 10	76	74	2.7
Sujeto 11	66	70	5.7
	% Error Medio		2.46

TABLA II
RESULTADOS COMPARATIVOS PARA LA ESTIMACIÓN DE LA FRECUENCIA RESPIRATORIA EN 11 SUJETOS.

	Estimación de la Frecuencia Respiratoria (rpm)		
	Aplicación Propuesta	Dispositivos de Referencia	% Error
Sujeto 1	10	12	16.66
Sujeto 2	18	16	12.5
Sujeto 3	10	11	9.09
Sujeto 4	16	18	11.11
Sujeto 5	18	19	5.26
Sujeto 6	17	17	0
Sujeto 7	16	14	14.28
Sujeto 8	19	17	11.76
Sujeto 9	18	17	5.88
Sujeto 10	12	15	20
Sujeto 11	12	15	20
	% Error Medio		11.50

Fig. 4. Aplicación desarrollada mediante la herramienta de MatLab App Designer. A) Menú principal. B) Registro de nuevos usuarios) Ejemplo de

IV. DISCUSIÓN

Con la aplicación desarrollada se logró realizar la estimación de la frecuencia cardíaca y respiratoria mediante el uso de una cámara web comercial, que cuente con 640 x 480 píxeles y capacidad de grabar a 30 fps, además se redujeron los factores que podrían afectar la calidad de la medición al realizar un recorte del ROI específico (región en la frente), facilitando el procesamiento y obtención de información, pues se evitan los objetos que se encuentran en el fondo. Los resultados muestran que las mediciones fisiológicas obtenidas mediante la aplicación propuesta presentan un nivel alto de concordancia y errores absolutos poco significativos, comparándolos respecto a los valores registrados mediante los instrumentos de medición. Aunque los resultados se consideran aceptables, se requiere un método más robusto para la identificación de la señal fotopleletismográfica con mayor presencia al implementar JADE-ICA. Al tener predefinido el ROI mediante coordenadas en la imagen, se limita la fidelidad de la adquisición del vídeo, ya que, al realizar algún movimiento involuntario o voluntario, la frente podría quedar fuera de la zona de interés. Actualmente la aplicación desarrollada tiene funcionalidad únicamente en computadoras con cámara web, siendo un aspecto importante ampliar su accesibilidad mediante una aplicación móvil.

V. CONCLUSIONES

La fotopleletismografía de imagen es una técnica de implementación relativamente sencilla, de bajo costo y amplia accesibilidad que ofrece una monitorización remota de diferentes parámetros fisiológicos. Aunque existen diversas metodologías descritas por autores, las implementadas durante este proyecto nos permitieron realizar un algoritmo confiable que otorga la facilidad de llevar a cabo un monitoreo diario y remoto, aportando una mayor accesibilidad de atención médica para todas las personas.

RECONOCIMIENTO

Los autores E. Barajas, F. Cabello, J.A. Campos & M. Gutiérrez desean agradecer al Clúster de Ingeniería Biomédica de Jalisco, en especial al Ing. Ricardo Esteban Gómez por sus aportes y constante retroalimentación en el proyecto. Además, los autores E. Barajas, F. Cabello, J.A. Campos & M. Gutiérrez desean extender el agradecimiento a los docentes de la Universidad de Guadalajara, especialmente a la Dra. Rebeca del Carmen Romo Vázquez y al Dr. Juan Carlos Gutiérrez García por su disposición para clarificar dudas surgidas durante el desarrollo del proyecto.

REFERENCIAS

- [1] Zaunseeder, S., Trumpp, A., Wedekind, D. y Malberg, H. (2018). Cardiovascular assessment by imaging photoplethysmography – a review. *Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik*, 63 (5), 617-634. DOI: <https://doi.org/10.1515/bmt-2017-0119>.
- [2] Wim Verkruyse, Lars O Svaasand y J Stuart Nelson. (2008). "Remote plethysmographic imaging using ambient light", *Optics Express* 16 (26), 21434-21445. DOI: <https://doi.org/10.1364/OE.16.021434>.
- [3] González Landaeta R., Casas O., Pallás Areny R. (2007) Detección de las frecuencias cardíaca y respiratoria mediante una báscula electrónica. SpringerLink. (8). DOI: https://doi.org/10.1007/978-3-540-74471-9_104.
- [4] L Tarassenko, M Villarroel, A Guazzi, J Jorge, DA Clifton y C Pugh. (2014). Non-contact video-based vital sign monitoring using ambient light and auto-regressive models. *Physiological Measurement*, 35 (5), 807–831. DOI: <http://dx.doi.org/10.1088/0967-3334/35/5/807>.
- [5] Wang, W., den Brinker, A. C., Stuijk, S., & de Haan, G. (2017). Algorithmic Principles of Remote PPG. *IEEE Journals & Magazine | IEEE Xplore*, 64(7), 1479–1491. DOI: <https://doi.org/10.1109/TBME.2016.2609282>.
- [6] M. Poh, D. J. McDuff and R. W. Picard. (2011). Advancements in Noncontact, Multiparameter Physiological Measurements Using a Webcam. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 58 (1), 7-11. DOI: 10.1109/TBME.2010.2086456.
- [7] Ming-Zher Poh, Daniel J. McDuff, and Rosalind W. Picard. (201). Non-contact, automated cardiac pulse measurements using video imaging and blind source separation. *Opt. Express* 18, 10762-10774. DOI: <https://doi.org/10.1364/OE.18.010762>.
- [8] D. McDuff, S. (2014). Gontarek and R. W. Picard. Improvements in Remote Cardiopulmonary Measurement Using a Five Band Digital Camera. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 61 (10), 2593-2601. DOI: 10.1109/TBME.2014.2323695.