



Algoritmo de procesamiento de imágenes en dispositivos móviles para la obtención de parámetros fisiológicos en tiempo real.

Tomás Alberto Rivera-Román¹, Esmeralda Morales-Crespo¹, Mariana Díaz-Padilla², Juan Rodolfo Maestre-Rendon^{3,1}

¹ Departamento de Ingeniería Biomédica, Universidad Politécnica de Sinaloa, Mazatlán, Sinaloa, México

² Departamento de Ingeniería Biomédica, Instituto Tecnológico y de Estudios Superiores de Monterrey, Monterrey, Nuevo León, México

³ Centro de Tecnología Biomédica, Universidad Politécnica de Madrid, Madrid, España

Resumen— El desarrollo de una aplicación para dispositivos móviles multiplataforma, con la capacidad de instalarse en dispositivos iPhone y Android, tiene como objetivo el monitoreo de pacientes de manera remota para una continua percepción de su estado de salud a través de parámetros fisiológicos importantes como lo son la frecuencia cardíaca y respiratoria. Se brinda un apoyo al paciente y al médico especialista para un manejo y tratamiento de la enfermedad, así como una evaluación del tratamiento otorgado en base a la mejora o deterioro de la salud del paciente. La aplicación móvil trabaja mediante el procesamiento de imágenes obtenidas de un video a 30 cuadros por segundo (FPS) en formato RGB en un área específica de la cara, obteniendo así la intensidad promedio de los píxeles en el canal verde por cuadro. Se realiza el procesamiento de las imágenes y se ejecutan funciones matemáticas necesarias con el fin de obtener los pulsos por minuto (PPM) y, en un desarrollo posterior, la frecuencia respiratoria. Una correlación de los datos obtenidos por el algoritmo implementado y los datos de una herramienta de referencia (pulsometro) fue realizada para mostrar la efectividad de nuestra propuesta.

Palabras clave— Dispositivos móviles, Tecnologías de información médica, Parámetros fisiológicos, Frecuencia cardíaca, Frecuencia respiratoria, Procesamiento de imágenes, Procesamiento de señales.

I. INTRODUCCIÓN

Las enfermedades cardiovasculares constituyen la principal causa de muerte en todo el mundo; tan solo en 2012 murieron 17.5 millones de personas, lo cual representa un 31% de todas las muertes registradas en el mundo. La Organización Mundial de la Salud afirmó que las personas con algún padecimiento cardíaco o con riesgo del desarrollo de una patología cardiovascular deben desarrollar una cultura de prevención y chequeo continuo, pues es fundamental la detección precoz y el tratamiento temprano [1]. El desarrollo presentado brinda la opción de monitorear al paciente a través de una aplicación que pueda estar en cualquier dispositivo móvil, permitiendo a los usuarios tener un mayor control de su estado de salud y otorgar un historial de las lecturas obtenidas para una interpretación por parte de un especialista.

La existencia de una gama de sensores que permiten la interconexión del cuerpo humano con dispositivos móviles inteligentes y que, a su vez, estos mismos dispositivos se

comuniquen con diferentes instancias para llevar a cabo un monitoreo a distancia, revela un enorme potencial para las tecnologías de la información en el área de la salud [2,3].

En el área médica, se tienen diversos métodos para la medición de parámetros fisiológicos, tanto para frecuencia cardíaca como para la frecuencia respiratoria. En dichas técnicas se requiere el uso de sensores de contacto, electrodos o parches, que pueden causar malas lecturas o irritación y molestias en la piel [4]. El presente algoritmo se basa en el principio de fotopleletismografía (PPG), que consiste en los cambios de volumen en algún órgano del cuerpo humano. Estos cambios son producto de la irrigación sanguínea del cuerpo y del proceso de inhalación y exhalación, proporcionando información valiosa sobre el sistema cardiovascular y respiratorio [5]. Los dispositivos que utilizan la fotopleletismografía, como lo son los pulsómetros u oxímetros, obtienen la información a través de la iluminación de la piel y midiendo los cambios en la absorción de luz a través del tiempo. Principalmente, el monitoreo de estas absorciones de luz ocurre en la dermis de la piel.

En la actualidad existen una gran variedad de investigaciones que abordan los principios de la fotopleletismografía para la obtención de parámetros fisiológicos como frecuencia cardíaca, oximetría, entre otros. Para realizar el muestreo de los parámetros anteriormente mencionados, se utilizan dos grandes categorías de sensores en PPG: sensores de contacto y sensores de no contacto. En primera instancia, Sandberg *et al.* [6] evaluaron una técnica de PPG de contacto para el monitoreo de la perfusión muscular y de la piel utilizando fuentes de luz verde e infrarrojo cercano así como un sensor óptico para la estimación de la luz absorbida. Sin embargo, el uso de estos sensores presenta una gran sensibilidad al continuo movimiento y requieren de mantener un contacto con el paciente para la obtención de los resultados deseados. Por otro lado, Erts *et al.* en 2009 [7] presentaron una nueva técnica para el monitoreo de la frecuencia cardíaca utilizando PPG de no contacto, a través del uso de una cámara de alta resolución y posterior procesamiento del video obtenido. Aunque las desventajas de las técnicas de contacto han sido superadas, los resultados de la estimación de la frecuencia cardíaca no son presentados en tiempo real, pues se requiere que el video del área de interés sea exportado a una computadora y ahí se realice la aplicación del algoritmo y las

operaciones necesarias en software de análisis de datos (MATLAB) para obtener el valor de la frecuencia cardíaca. De la misma manera, Tarassenko *et. al* [8] introdujeron un método de PPG de no contacto en pacientes en terapia de diálisis utilizando una cámara convencional y la implementación de modelos auto-regresivos para la obtención de los componentes de frecuencia en la señal adquirida y la estimación de la frecuencia cardíaca y respiratoria a través de los datos obtenidos por el modelo. El anterior estudio demostró una mayor precisión en los datos estimados al ser comparados con 2 dispositivos de referencia, sin embargo, aún es necesario transferir el video adquirido a un equipo de cómputo para su posterior procesamiento, lo que aumenta el tiempo de análisis y una complicada interacción por parte del usuario final, además de ser necesario tener un ambiente de variables controlado para que los datos obtenidos por la estimación sean realizados correctamente.

El algoritmo aquí expuesto contribuye en nuevos avances de la tecnología y la salud, debido a que se permite estimar la frecuencia cardíaca mediante el uso de dispositivos móviles comunes que, a través de cámaras y algoritmos, son capaces de obtener las variaciones del flujo sanguíneo, imperceptibles a simple vista. Esta metodología otorga una aplicación a los dispositivos móviles convencionales que hoy en día tenemos a nuestro alcance, permitiendo monitorear en el usuario algunos de sus parámetros fisiológicos y a su vez otorgando una cultura de prevención de enfermedades, permitiendo al usuario conocer su estado de salud sin la necesidad de un equipo médico.

El presente trabajo expone un algoritmo que opera mediante el uso del procesamiento de imágenes, obtenidas por medio de la cámara del dispositivo móvil, para la estimación de la frecuencia cardíaca como principal parámetro fisiológico encontrado en los datos obtenidos, basada en los cambios de tonalidad que ocurren en la piel sin un contacto físico con el paciente.

II. METODOLOGÍA

A. Características técnicas de los equipos utilizados.

La aplicación fue desarrollada bajo el sistema operativo iOS en dispositivos móviles iPhone y con la capacidad de migrar a otras plataformas móviles como lo son Android, Windows Phone, etc. Esto es posible con el uso de librerías proporcionadas por el fabricante (Accelerate Framework) y la librería OpenCV para el procesamiento de las imágenes [9]. En el proceso de adquisición se utilizó la cámara frontal integrada en el teléfono con una resolución de 7 megapíxeles, configurada para obtener imágenes de 640 píxeles por 480 píxeles. Para comparar la robustez de nuestra aplicación se utilizó un pulsímetro de grado médico para la medición de la frecuencia cardíaca y oximetría, como medida de referencia durante las pruebas realizadas.

B. Algoritmo desarrollado.

En primera instancia, la cámara obtiene un video de 30 imágenes por segundo con una resolución de 640 píxeles \times 480 píxeles, en un modelo de color con matrices Rojo, Verde y Azul (RGB) para la formación de las imágenes.

Por cada imagen que se obtiene durante el video, se realiza un rastreo del área de la cara utilizando un clasificador Haar, el cual se basa en ciertas características presentes en el objeto a encontrar [10]. Al obtener el área de la cara presente en la imagen, se estima la región central de la frente, como se muestra en la Figura 1 (parte izquierda), y se obtiene la intensidad promedio de los píxeles en esa área del canal verde del modelo RGB sobre la región seleccionada, como se puede observar en la gráfica de la Figura 1 (parte derecha).

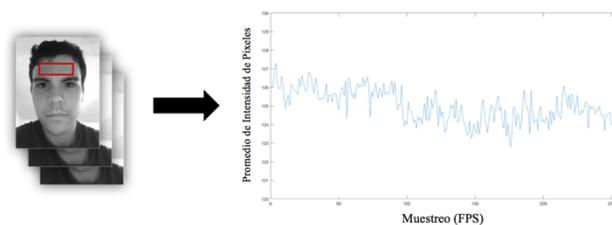


Fig. 1. Región donde se obtiene el promedio de las intensidades de los píxeles y gráfica que muestra los promedios durante 10 segundos.

El proceso anterior se repite de manera continua hasta realizar un muestreo de 256 cuadros, aproximadamente en 8.5 segundos, que permite que el análisis de la señal de información procedente del recuadro seleccionado sea realizado durante el tiempo elegido para el procesamiento. El siguiente paso es aplicar un filtro butterworth pasabanda con un rango de frecuencia de 0.5 Hz a 3.1 Hz en la señal obtenida durante el proceso de adquisición de imágenes, para eliminar cualquier otra señal no deseada que pudiera afectar la correcta interpretación de información asociada al pulso cardíaco. La señal mostrada en la Figura 2 describe la relación entre la señal obtenida (a) y la señal filtrada (b).

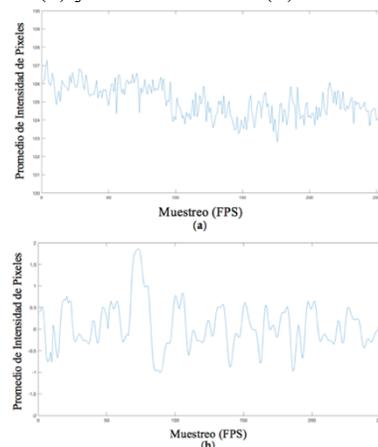


Fig. 2. Comparación de señales: (a) Señal obtenida durante la primera etapa del algoritmo; (b) Señal con filtro pasabanda de 0.5 Hz a 3.1 Hz aplicado.

Una vez que la señal es procesada para obtener únicamente los datos en los que estamos interesados, se procede a obtener la razón de cambio en nuestra señal y así observar con mayor claridad, como se muestra en la Figura 3, los cambios que ocurren durante el proceso cardiovascular y una estimación de frecuencia cardíaca más precisa pueda ser otorgada.

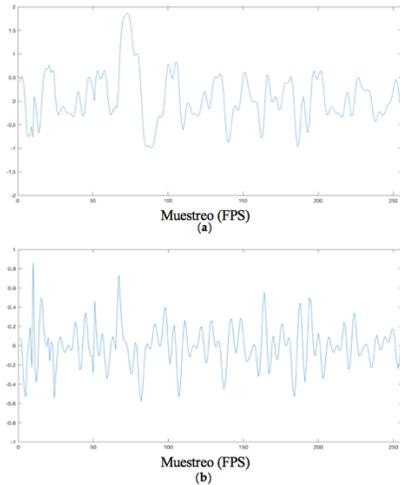


Fig. 3. Comparación de señales procesadas: (a) Señal con filtro pasabanda de 0.5 Hz a 3.1 Hz aplicado; (b) Señal con el proceso de derivación realizado.

Finalmente, se utiliza un cálculo de la transformada rápida de Fourier para convertir la señal adquirida del dominio del tiempo al dominio de la frecuencia, de tal manera que podemos encontrar la frecuencia en la que opera nuestra señal cardíaca y así obtener el número de latidos estimados por minuto.

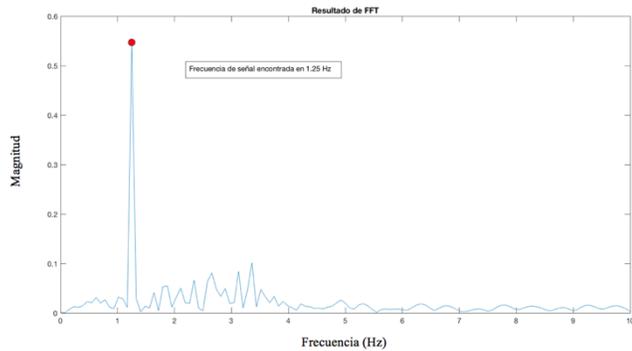


Fig. 4. Grafico del resultado obtenido de la transformada rápida de Fourier, donde se observa la frecuencia dominante en la señal obtenida.

La metodología presentada se encuentra desarrollada para la plataforma iOS, pero gracias a la portabilidad de las librerías utilizadas, puede ser desarrollada con la misma estructura y funcionalidad para dispositivos en los sistemas Android o Windows Phone.

III. RESULTADOS

El resultado final es mostrado en pantalla como un número entero, representado por las pulsaciones por minuto y en la interface conserva unos indicadores en la parte inferior a base de colores que determinan los siguientes estados de la estimación de la frecuencia cardíaca; verde para un valor aceptable, rojo para un valor crítico y amarillo para una lectura incorrecta, se puede observar en las capturas de pantalla de la aplicación en la Figura 5.

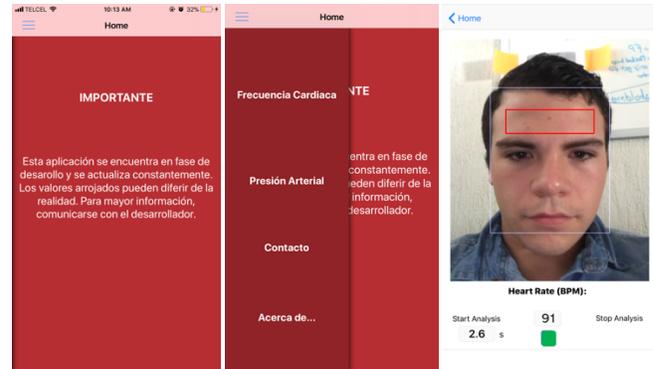


Fig. 5. Capturas de pantalla de la interfaz gráfica en la aplicación y su funcionamiento.

La aplicación desarrollada cuenta con un algoritmo optimizado, que mejora el procesamiento de la información a través de una programación de funciones en paralelo, se hace uso de las librerías que provee el fabricante para solicitar los recursos requeridos para la captura de imágenes y rastreo de cara, ejecutando el análisis y procesamiento para obtener la intensidad promedio del volumen de datos en el canal verde en conjunto con la transformada rápida de Fourier obteniendo resultados de manera instantánea y de forma conjunta, para proveer al usuario de la aplicación los resultados eficaces en tiempo real.

Gracias a las características técnicas y tecnológicas encontradas en los teléfonos inteligentes de hoy en día, los procesos aquí desarrollados pueden ser realizados de forma eficiente y en tiempo real brindando un desempeño equivalente o superior a una computadora convencional en la actualidad, sin problemas de falta de recursos computacionales que puedan comprometer su funcionamiento.

Para la comprobación de la exactitud de los resultados obtenidos por el algoritmo implementado en la aplicación, se realizó una comparativa de mediciones en 20 personas (11 hombres y 9 mujeres) dentro de un rango de edad de los 20 a los 46 años sin criterio de exclusión por tonalidad de la piel con un medidor de pulso cardíaco de grado médico para la obtención de las lecturas de referencia. Estas mediciones fueron realizadas de forma continua durante 60 segundos con el sujeto en reposo y sosteniendo el teléfono a una distancia de 20 centímetros en ambientes con luz promedio. En la Figura 6 se puede apreciar las medidas obtenidas por la

aplicación y por el pulsímetro en 8 personas, con un rango distinto de frecuencia cardíaca, durante 60 segundos para observar el correcto funcionamiento de nuestra aplicación desde ritmos cardíacos muy bajos hasta ritmos cardíacos altos.

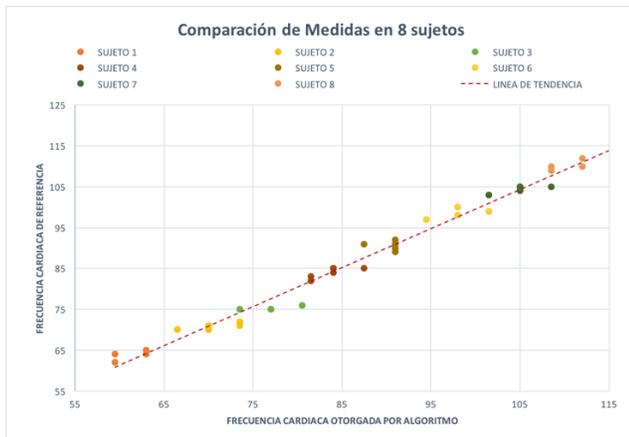


Fig. 6. Gráfica de datos adquiridos por el dispositivo de referencia y nuestra aplicación en 8 sujetos en un rango distinto de frecuencia cardíaca.

Mediante el proceso de adquisición, mencionado anteriormente, y comparación con respecto al valor de referencia, se ha calculado que nuestra aplicación cuenta con un porcentaje de error promedio del 2.6% en el muestreo total realizado durante nuestros experimentos en el cálculo de la frecuencia cardíaca. Como lo podemos observar en la Figura 7, son evidentes los bajos porcentajes de error en cada una de los 20 muestreos realizados.

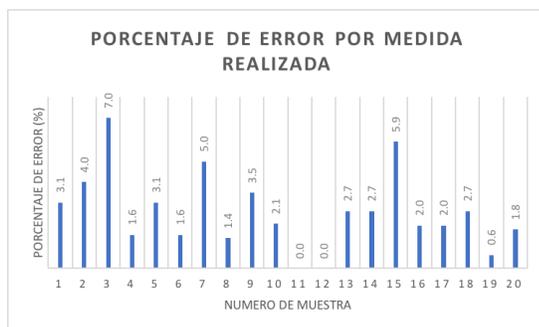


Fig. 7. Porcentajes de error por muestra durante los experimentos realizados.

IV. DISCUSIÓN

En el presente no existen aplicaciones móviles que obtenga los pulsos cardíacos sin contacto y en tiempo real, por ello es una innovación a través del algoritmo que presentamos. Las tecnologías actuales para el cálculo de la frecuencia cardíaca sin contacto realizan el procesamiento mediante una adquisición, almacenamiento y un posterior procesamiento para la obtención de los resultados, los cuales pueden ser tanto la frecuencia cardíaca como la frecuencia

respiratoria o los niveles de oxigenación en la sangre [7,8,11,12].

Para comprobar los datos arrojados por las imágenes tomadas por la cámara en distintos modelos de color, se realizó una investigación en los datos presentados por otros autores [13] para determinar los distintos datos que proporcionan los canales de información del modelo de color RGB y los canales matiz y saturación del modelo HSV con el propósito de obtener la señal de datos más adecuada para la correcta obtención del pulso cardíaco. Concluimos que, a pesar de que los canales rojo y azul contienen información del análisis de fotopleletismografía, el canal verde cuenta con la señal más fuerte y clara de los cambios de tonalidad, los cuales permiten obtener la señal cardíaca a través del algoritmo planteado.

Con un muestreo de 7 imágenes por segundo se puede obtener la señal de la frecuencia cardíaca (la cual se encuentra entre 0.7 Hz y 3.4 Hz) debido a que el teorema de muestreo de Nyquist-Shannon menciona que, para lograr una reconstrucción exacta de una señal periódica, la frecuencia de muestreo debe ser superior al doble de la frecuencia de la señal a encontrar [14]. Aun así, el muestreo que realiza nuestra aplicación es de 30 imágenes por segundo para obtener la mayor cantidad de información que el video nos pudiera proporcionar.

Los datos obtenidos al terminar la etapa de filtrado arrojaban frecuencias inconsistentes al aplicar la transformada rápida de Fourier. Por ello, un proceso de derivación en la señal filtrada fue aplicado para resaltar los cambios que ocurren y así obtener una estimación más precisa y consistente a lo largo de distintos muestreos.

V. CONCLUSIÓN

En este estudio se describe, implementa y se evalúa un método de medida y estimación de la frecuencia cardíaca a partir de grabaciones de video de un área específica del rostro a través de un dispositivo móvil, utilizando la cámara frontal del elemento, permitiendo la portabilidad con el uso de un teléfono celular para obtener las diversas medidas fisiológicas.

Los métodos convencionales para adquirir las señales son a través de elementos de contacto con el paciente, algunos utilizan métodos invasivos que comprometen la comodidad del paciente, así como la fiabilidad en las lecturas otorgadas por potenciales evocados no deseados. El método aquí expuesto otorga una solución para obtener medidas fisiológicas de una manera sencilla, portable y robusta, mediante un método libre de contacto, permitiendo una exploración continua a través de la aplicación móvil.

La aplicación desarrollada tiene una interfaz amigable, intuitiva y sencilla que permite conservar el historial de las

lecturas adquiridas para una posterior consulta, esta aplicación es una alternativa viable que permite obtener los pulsos cardiacos sin la necesidad de contar con monitores fisiológicos médicos, brindando con ello una solución asequible y al alcance de cualquier usuario. La aplicación muestra robustez en el procesamiento de las imágenes otorgando un grado de confiabilidad en las lecturas y el resultado otorgado (PPM).

El trabajo futuro será extraer mediante el mismo método otros parámetros fisiológicos, como lo son presión arterial y oximetría, desarrollando una aplicación con información médica más completa y que defina de forma más precisa el estado saludable del usuario.

RECONOCIMIENTOS

Agradecemos a la Universidad Politécnica de Sinaloa (UPSIN) por permitir el desarrollo de esta aplicación y proveer de los recursos necesarios para su divulgación.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Organization, W.H. Cardiovascular diseases (cvds): Fact sheet no. 317. 2011. Geneva: World Health Organization Google Scholar 2011.
- [2] Bates, D.W. The quality case for information technology in healthcare. *BMC Medical Informatics and Decision Making* 2002, 2, 7.
- [3] Øvretveit, J.; Scott, T.; Rundall, T.G.; Shortell, S.M.; Brommels, M. Improving quality through effective implementation of information technology in healthcare. *International Journal for Quality in Health Care* 2007, 19, 259-266.
- [4] Achten, J.; Jeukendrup, A.E. Heart rate monitoring. *Sports medicine* 2003, 33, 517-538.
- [5] Allen, J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiological measurement* 2007, 28, R1.
- [6] Sandberg, M.; Zhang, Q.; Styf, J.; Gerdle, B.; Lindberg, L.G. Non-invasive monitoring of muscle blood perfusion by photoplethysmography: Evaluation of a new application. *Acta Physiologica* 2005, 183, 335-343.
- [7] Erts, R.; Rubins, U.; Spigulis, J. In *Monitoring of blood pulsation using non-contact technique*, World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, September 7-12, 2009, Munich, Germany, 2009; Springer: pp 754-756.
- [8] Tarassenko, L.; Villarroel, M.; Guazzi, A.; Jorge, J.; Clifton, D.; Pugh, C. Non-contact video-based vital sign monitoring using ambient light and auto-regressive models. *Physiological measurement* 2014, 35, 807.
- [9] Bradski, G. OpenCV library. *Doctor Dobbs Journal* 2000, 25, 120-126.
- [10] Viola, P.; Jones, M. In *Rapid object detection using a boosted cascade of simple features*, Computer Vision and Pattern Recognition, 2001. CVPR 2001. Proceedings of the 2001 IEEE Computer Society Conference on, 2001; IEEE: pp I-I.
- [11] Cheang, P.Y.; Smith, P.R. An overview of non-contact photoplethysmography. *Dept. of Electronics & Electrical Engineering, Loughborough University, LE* 2003, 1.
- [12] Poh, M.-Z.; McDuff, D.J.; Picard, R.W. Advancements in noncontact, multiparameter physiological measurements using a webcam. *IEEE transactions on biomedical engineering* 2011, 58, 7-11.
- [13] Verkruyse, W.; Svaasand, L.O.; Nelson, J.S. Remote plethysmographic imaging using ambient light. *Optics express* 2008, 16, 21434-21445.
- [14] Jerri, A.J. The shannon sampling theorem—its various extensions and applications: A tutorial review. *Proceedings of the IEEE* 1977, 65, 1565-1596.