

## **Estimación de la frecuencia cardíaca con rPPG: Comparación entre diferentes señales rPPG**

Oswaldo Vázquez, Pedro Arguijo, Antonio Hiram Vázquez López,  
Roberto Ángel Meléndez Armenta

Tecnológico Nacional de México,  
Instituto Tecnológico Superior de Misantla,  
México

bigosvaap@gmail.com, pedro\_arguijo@excite.com,  
{ramelendeza, jahvazquezl}@misantla.tecnm.mx.

**Resumen.** La fotopletiografía remota (rPPG) es una técnica óptica que permite la medición de signos vitales como lo son la frecuencia cardíaca, la respiración y la presión arterial. La medición y monitoreo de estos signos es importante para detectar problemas cardiacos como la hipotensión e hipertensión, ambas relacionadas con la presión arterial o las arritmias en el caso de la frecuencia cardíaca. En este trabajo se estima la frecuencia cardíaca a través de señales rPPG obtenidas usando una cámara web comercial, se realiza una comparación de diferentes formas de obtención de la señal rPPG en diferentes regiones de interés del rostro. Obteniendo como mejor resultados la señal Verde sobre el área total del rostro.

**Palabras clave:** Fotopletiografía, frecuencia cardíaca, rPPG.

### **Heart Rate Estimation with Rppg: Comparison between Different Rppg Signals**

**Abstract.** Remote Photoplethysmography (rPPG) is an optical technique that allows the measurement of vital signs such as heart rate, breathing and blood pressure. Measuring and monitoring these signs is important for detecting heart problems such as hypotension and hypertension, both of which are related to blood pressure or arrhythmias in the case of heart rate. In this work the heart rate is estimated through rPPG signals obtained using a commercial webcam, a comparison of different ways of obtaining the rPPG signal in different regions of interest of the face is made. Obtaining as best results the Green signal over the total area of the face.

**Keywords:** Photoplethysmogram, Heart rate, rPPG.

## 1. Introducción

La medición de la frecuencia cardíaca por si sola puede ayudar a detectar problemas cardíacos como son la taquicardia y la bradicardia, las cuales se manifiestan por alteraciones del ritmo cardíaco de una persona en estado de reposo. La primera se manifiesta cuando el ritmo cardíaco es superior a 100 pulsaciones por minuto (ppm) mientras que la segunda cuando es inferior a 60 ppm [1,2]. La fotopleletismografía (PPG) es una técnica óptica que se utiliza para la detección de la frecuencia cardíaca, respiración y presión sanguínea en diversos dispositivos médicos disponibles comercialmente [3], incluso algunos smartwatches y teléfonos inteligentes incorporan un sensor para la realización de esta técnica [4]. Aunque es una técnica no invasiva requiere contacto con la piel [5]. Las señales de PPG pueden obtenerse de manera remota a través de imágenes [6], en este enfoque la persona no necesita tener contacto con el dispositivo. La fotopleletismografía remota (rPPG) obtiene la señal, generalmente, de la imagen tomada del rostro de la persona, existen varias aplicaciones asociadas con las mediciones que se pueden llevar a cabo con esta técnica como la detección de emociones [7], la detección de estrés [8], entre otras.

Verkruyssen y col., demostraron que la señal PPG se puede obtener de manera remota utilizando luz ambiental [6], previo a este trabajo se empleaba una fuente de luz dedicada.

La mayoría de los trabajos se basan en considerar la intensidad de la imagen [9, 10] con lo cual se supone que la sangre absorbe más luz que los tejidos que la rodean y la variación en el volumen de la sangre afecta la reflexión y transmisión de ésta. Eso lleva a ligeros cambios de color en la piel, los cuales son imperceptibles al ojo humano, pero pueden ser detectados por la lente de la cámara [10], y posteriormente procesados para la obtención de la frecuencia cardíaca, presión sanguínea, entre otros. Generalmente se utilizan cámaras comerciales como cámaras web [11], también se válida la facilidad con la que esta técnica puede implementarse para la obtención de la frecuencia cardíaca de varias personas simultáneamente. Kwon y col., demostraron la factibilidad de utilizar un smartphone para la captura del video y su procesamiento [12].

Diferentes enfoques se han llevado a cabo para la extracción de la frecuencia cardíaca con rPPG, cada uno de estos considera diferentes condiciones ambientales, por lo que es difícil compararlos [10]. En este trabajo estimamos la frecuencia del ritmo cardíaco procesando un solo canal (G, Y, I, V y L) de diversos espacios de color (RGB, YUV, HSI, HSV y HSL), también consideramos los métodos verde-rojo (G-R), CHROM y POS para diferentes regiones de interés. Analizamos un total 10 señales rPPG capturadas con una webcam de voluntarios sanos.

En la sección 2, describimos la metodología empleada. Los resultados y las conclusiones se presentan en las secciones 3 y 4, respectivamente.

## 2. Metodología

Esta sección provee una descripción del algoritmo utilizado para la realización de este trabajo. En la Fig. 1 se muestra el diagrama de la metodología de este proyecto. Para la implementación se utilizó Python 3.7.1 y las librerías de OpenCV y Numpy, para las pruebas se consideraron 10 personas de diferentes edades y tonos de piel.

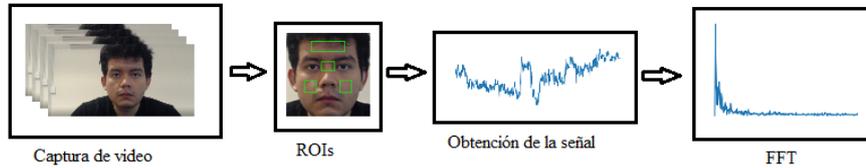


Fig. 1. Metodología utilizada.



Fig. 2. Captura de video.

## 2.1. Captura de video

La cámara utilizada es una Logitech C920, durante la grabación del video se tomó la frecuencia cardíaca a un total de 10 participantes sanos a los cuales se les pidió su consentimiento para utilizar sus datos de manera anónima, usando un Baumanómetro digital de muñeca marca Beurer tipo BC 16 de acuerdo con las instrucciones del fabricante [13], las cuales son: no obstrucción de la irrigación sanguínea, mantenerse tranquilo y no hablar, reposo de 5 minutos antes de la medición, el brazaletes debe ser sujetado firmemente sin apretar por debajo de 1 cm bajo las eminencias de la pala de la mano y durante la medición se debe doblar y apoyar el brazo teniendo el brazaletes a la altura del corazón, como se muestra en la Fig. 2. La duración de cada uno de los videos fue de 30 segundos, como proponen Verkruysse y Poh [6, 11], a una velocidad de 30 fotogramas por segundo con una resolución 1280x720 pixeles grabado a 24-bits en formato MP4. Cada una de las frecuencias cardíacas medidas por el Baumanómetro es la medición testigo y está asociada al correspondiente vídeo de los participantes.

## 2.2. Regiones de interés

Debido a que del rostro se obtendrán diversas regiones de interés, para la medición de la correspondiente frecuencia cardíaca, éste se detecta con el algoritmo Viola-Jones [14]. Las áreas de interés son: el área del rostro completa, frente, tabique nasal y mejillas, tal como se muestra en la Fig. 3.

Las regiones de interés se calcularon respecto al área del rostro. Para las coordenadas del tabique nasal y las mejillas se consideró lo mencionado por Kopeliovich y Petrushan [15]. El conjunto de coordenada para las regiones de interés son:  $[x = 0.300, y = 0.100, w = 0.400, h = 0.125]$  para la frente, mientras que para el tabique nasal  $[x = 0.420, y = 0.346, w = 0.160, h = 0.104]$  y las de las mejillas  $[x = 0.218, y = 0.569, w = 0.138, h = 0.147]$  y  $[x = 0.644, y = 0.569, w = 0.138, h = 0.147]$ , para la mejilla derecha e izquierda, respectivamente.

En cada uno de los puntos indicados  $(x, y)$  corresponde a la coordenada del vértice superior izquierdo y  $(w, h)$  al ancho y altura del área, estos los valores están dados respecto al ancho y alto del área del rostro obtenida por el algoritmo de Viola-Jones. Debido a diferentes constituciones en el rostro de los participantes consideramos que no es posible obtener exactamente la misma ROI, además de considerar el efecto de escalamiento el cual está relacionado con la distancia de la cámara al rostro de la persona. La obtención de todas estas áreas de interés se realizó para cada fotograma del vídeo.

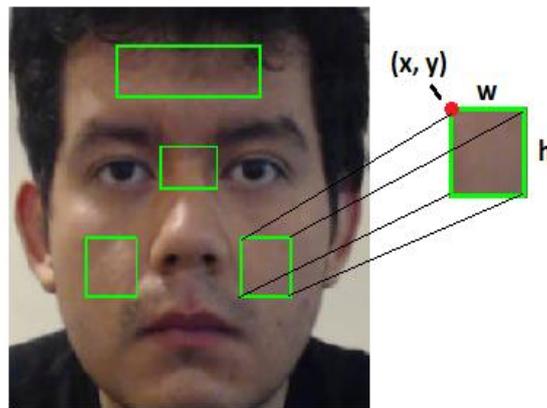
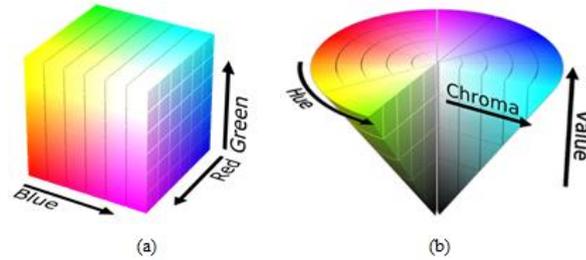


Fig. 3. Regiones de interés, correspondientes a frente, tabique nasal y mejillas.

### 2.3. Obtención de las señales

Un espacio de color, también conocido como modelo de color (o sistema de color), es un modelo matemático que describe el rango de colores como tuplas de números, típicamente como 3 o 4 valores o componentes de color. Por ejemplo, las imágenes de color típicas se representan como rojo, verde, azul y normalmente se denominan imágenes RGB. Básicamente, el espacio de color es una elaboración del sistema de coordenadas y subespacio.

Cada espacio de color tiene un sistema de coordenadas de color específico y cada punto en el espacio de color representa solo un color específico (ver Fig. 4). Hay una variedad de espacios de color, y cada uno de ellos puede ser útil para aplicaciones específicas, una más amplia información relacionada a los espacios de color se encuentra en Koschan y Abidi [16].



**Fig. 4.** Espacios de color (a) RGB y (b) HSV. Tomadas de SharkD / CC BY-SA [17].

Para cada fotograma del vídeo se separaron los canales (R, G, B), y se obtuvo el promedio de cada uno, generándose así tres series de tiempo distintas; esto se realizó para cada región de interés indicada en la sección anterior. Cada serie se estandarizó tal como se indica:

$$Z(t) = \frac{X(t) - \mu}{\sigma}, \quad (1)$$

donde  $t$  indican el tiempo. Las señales rPPG se obtuvieron a partir las series de tiempo estandarizadas. Se consideraron los canales Y, I, V y L de los espacios de color YUV, HSI, HSV y HSL, respectivamente. A continuación, se muestran las expresiones de conversión de RGB a dichos canales:

$$Y = 0.229R + 0.587G + 0.114B, \quad (2)$$

$$I = (R + G + B), \quad (3)$$

$$V = \max(R, G, B), \quad (4)$$

$$L = (\max(R, G, B) - \min(R, G, B))/2. \quad (5)$$

Aparte de los canales mencionados también se consideró el canal G [18, 19], pues se menciona que de este canal se obtiene la mayor información de las pulsaciones del corazón [6]. Así mismo, se implementó la diferencia entre la señal G y R, éstas señales corresponden a las series de tiempo obtenidas de los canales R y G del espacio de color RGB, debido a que la señal R permite compensar el ruido de ambas señales [20]:

$$p(t) = G(t) - R(t). \quad (6)$$

También se consideró el plano ortogonal al tono de la piel (POS, por sus siglas en inglés) [21]:

$$p(t) = G(t) - B(t) + \frac{\sigma^x}{\sigma^y} [G(t) + B(t) - 2R(t)], \quad (7)$$

donde  $\sigma^x$ ,  $\sigma^y$  son las desviaciones estándar de  $\sigma^x = G(t) - B(t)$  y  $\sigma^y = G(t) + B(t) - 2R(t)$ . Igualmente se utilizó un método basado en la señal de crominancia, CHROM [22]:

$$p(t) = 0.77R(t) - 0.51G(t) - \frac{\sigma^x}{\sigma^y} [0.77R(t) + 0.51G(t) - 0.77B(t)], \quad (8)$$

donde  $\sigma^x$ ,  $\sigma^y$  son las desviaciones estándar de  $\sigma^x = 0.77R(t) - 0.51G(t)$  y  $\sigma^y = 0.77R(t) + 0.51G(t) - 0.77B(t)$ . En la Fig. 5 se muestra las señales rPPG extraídas del área completa del rostro, aunque debe señalarse que la señales no están estandarizadas.

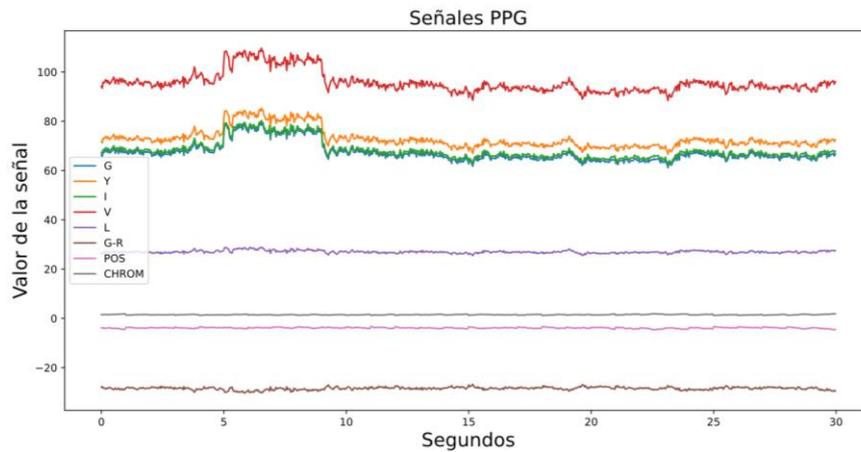


Fig. 5. Ejemplo de señales obtenida.

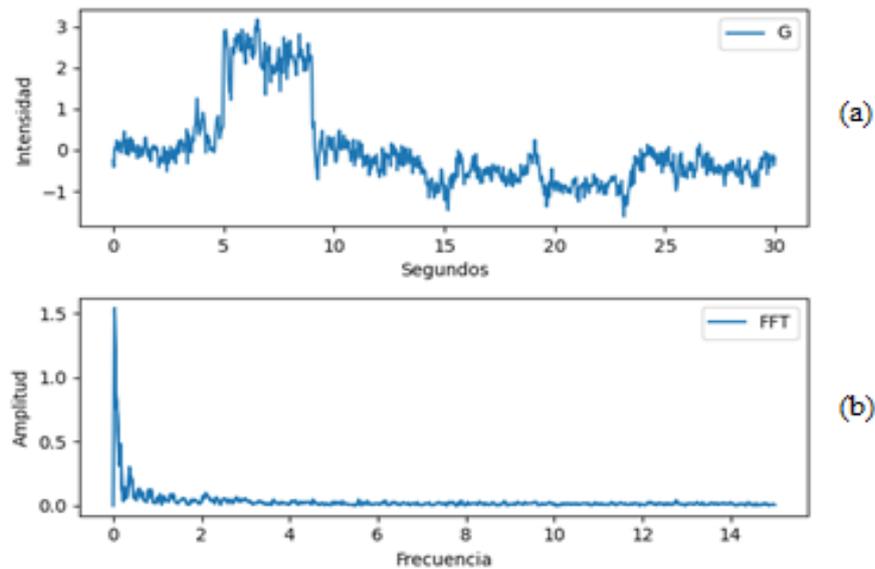


Fig. 6. (a) Señal G del área del rostro completa y su (b) FFT.

**Tabla 1.** Estimación de la frecuencia cardíaca obtenida del área completa del rostro por diferentes señales.

#	PPM	G	Y	I	V	L	G-R	POS	CHROM
1	80	82	82	60	82	88	60	60	60
2	74	82	82	82	82	78	60	60	60
3	74	74	74	74	74	68	64	74	61
4	69	72	72	72	72	62	60	60	60
5	75	72	72	72	62	74	82	76	66
6	80	80	80	80	80	82	68	76	80
7	82	102	102	102	102	102	108	60	108
8	80	90	62	62	70	72	62	60	76
9	80	82	82	82	82	86	74	60	60
10	86	70	60	60	60	92	74	86	70

#### 2.4. Estimación de la frecuencia cardíaca

La frecuencia cardíaca de los humanos en estado de reposo la cual se encuentra entre 60 a 100 ppm [23], que corresponde a una frecuencia de 1 Hz a 1.6 aproximadamente. Para la estimación de la frecuencia cardíaca a cada señal obtenida (8 por cada una de las 4 región de interés) se le aplicó la FFT obteniendo la frecuencia y amplitud de las señales fundamentales que componen a la señal original, identificándose la señal con mayor amplitud dentro de un rango de frecuencia correspondiente 1 Hz a 2Hz [24]. En la Fig. 6 se muestra un ejemplo de señal G estandarizada correspondiente al área del rostro completa y su respectivo espectro de frecuencias.

### 3. Resultados

Para todas las señales se estimó la frecuencia cardíaca y fueron agrupadas de acuerdo con la región de interés de la cual fueron tomadas. En la Tabla 1 se muestran frecuencia cardíaca (en ppm) medida y calculada para las diferentes señales mencionadas correspondientes a las diez observaciones, cabe señalar que en estos resultados calculados se consideró el área completa del rostro. La segunda columna corresponde a la frecuencia cardíaca obtenida por el Baumanómetro. Como se puede apreciar existen una serie discrepancia en los resultados de la observación siete, la cual asumimos de debe a cambios bruscos en la iluminación ambiental y este mismo ocurre con las observaciones ocho y diez.

La discrepancia que se observa en las mediciones se analiza a través del error medio absoluto (MAE) y el error cuadrático medio (RECM), las cuales son medidas que permiten comparar series de datos. En nuestro caso, las series a comparar son los datos obtenidos por el Baumanómetro y los datos estimados de las diferentes señales en las diferentes regiones de interés, las cuales están expresadas como:

$$MAE = \frac{\sum_{i=1}^n |y_i - x_i|}{n}, \quad (9)$$

$$RECM = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (y_i - x_i)^2}{n}}, \quad (10)$$

**Tabla 2.** Resultados MAE y RECM de la región del rostro.

#	Señal	MAE / ppm	RECM / ppm
1	G	6.4	9.197826
2	Y	8.2	12.20656
3	I	10	13.73317
4	V	8.4	11.94152
5	L	6.8	8.402381
6	G-R	13.4	14.66288
7	POS	11	14.06414
8	CHROM	13	15

**Tabla 3.** Resultados MAE y RECM de la región de la frente.

#	Señal	MAE / ppm	RECM / ppm
1	G	8.6	10.51665
2	Y	8.6	10.51665
3	I	8.6	10.51665
4	V	8.8	10.59245
5	L	20.2	23.97916
6	G-R	15.6	19.05256
7	POS	9	11.7047
8	CHROM	9	11.23388

**Tabla 4.** Resultados MAE y RECM de la región del tabique nasal.

#	Señal	MAE / ppm	RECM / ppm
1	G	11.4	12.95376
2	Y	11.4	12.95376
3	I	11.4	12.95376
4	V	9.2	11.80678
5	L	15.2	17.88295
6	G-R	10.6	13.51296
7	POS	10.6	13.21363
8	CHROM	12	15.06652

**Tabla 5.** Resultados de región de las mejillas.

#	Señal	MAE / ppm	RECM / ppm
1	G	10.4	13.34916
2	Y	11.2	13.70401
3	I	12.4	14.2197
4	V	13.4	14.42914
5	L	11.2	11.89117
6	G-R	14.2	15.43373
7	POS	6.4	9.746794
8	CHROM	8	10.42113

donde  $y_i$  son los valores registrados por el Baumanómetro y  $x_i$  los valores estimados por la señal, esto se hizo para cada señal en cada una de las regiones de interés. En la Tabla 2 se muestran los resultados del cálculo del MAE y RECM correspondientes a la región del área completa del rostro, mostrando a la señal G con mayor precisión seguida de la señal L.

En la Tabla 3, se muestran los resultados de la región frontal del rostro de las señales. Tanto G, Y e I exhiben el mismo valor MAE y RECM, lo cual nos lleva a considerar necesario aumentar el número de sujetos para comprobar si es algo que se mantiene, y en qué condiciones dichas señales podrían tener ventaja sobre las otras.

En la Tabla 4, muestra los resultados de la región del tabique nasal. Las señales G, Y e I muestran el mismo comportamiento en MAE y RECM que el indicado en la Tabla 3, la similitud con el resultado de ambas tablas podría deberse a que se encuentran en regiones de interés muy cercanas.

En la Tabla 5 correspondiente a la región de las mejillas, la señal con menor error fue POS, seguida de CHROM esto podría sugerir que estas señales son mejores cuando se encuentra un nivel de iluminación desigual, ya que la luz podría incidir más en una mejilla que en la otra.

#### 4. Conclusiones y trabajo a futuro

En este trabajo se calculó la frecuencia cardíaca a través de diversas señales rPPG, el mejor resultado corresponde a la región del área completado del rostro usando el canal G del espacio de color RGB. La discrepancia respecto a entre las regiones de interés puede deberse a que algunas de éstas ofrecen una mejor señal que otras, esto de acuerdo con RECM. De igual manera se asume que la gran discrepancia entre la medida testigo y algunas observaciones se deben a cambios bruscos en la iluminación ambiental, ya que las grabaciones de video no se hicieron bajo una luz dedicada ni en ambientes con luz controlada.

A fin de mejorar los resultados creemos se deben mejorar diversos puntos en la metodología empleada, por ejemplo, en la obtención de las regiones de interés, considerar diversos algoritmos más robustos a la hora de la detección del rostro. Se ha considerado implementar un algoritmo para discriminar los píxeles en los que se encuentra piel de los que no, pudiendo así discriminar barba, bigote, ceja, pestaña o alguna otra oclusión.

Como trabajos futuros se considera la obtención de otras mediciones aparte de la frecuencia cardíaca como lo es la presión sanguínea y la respiración, estos siendo signos

vitales, así como la mejora de la metodología con los puntos mencionados anteriormente y cualquier otro que se encuentre durante la mejora de esta.

## Referencias

1. Tachycardia: Fast Heart Rate. <https://www.heart.org/en/health-topics/arrhythmia/about-arrhythmia/tachycardia--fast-heart-rate> (2020)
2. Arrhythmia: National heart lung and blood institute. <https://www.nhlbi.nih.gov/health-topics/arrhythmia> (2020)
3. Allen, J.: Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiological Measurement*, 28(3) (2007)
4. Askarian, B., Jung, K., Chong, J.W.: Monitoring of heart rate from photoplethysmographic signals using a Samsung Galaxy Note8 in underwater environments. *Sensors*, 19(13), pp. 2846 (2019)
5. Ghamari, M.: A review on wearable photoplethysmography sensors and their potential future applications in health care. *International Journal of Biosensors & Bioelectronics*, 4(4) (2018)
6. Verkrusse, W., Svaasand, L.O., Nelson, J.S.: Remote plethysmographic imaging using ambient light. *Optics Express*, 16(26), pp. 21434 (2008)
7. Quintana, D.S., Guastella, A.J., Outhred, T., Hickie, I.B., Kemp, A.H.: Heart rate variability is associated with emotion recognition: Direct evidence for a relationship between the autonomic nervous system and social cognition. *International Journal of Psychophysiology*, 86(2), pp. 168–172 (2012)
8. Vrijkotte, T.G.M., Doornen, L.J.P.V., Geus, E.J.C.D.: Effects of work stress on ambulatory blood pressure, heart rate, and heart rate variability. *Hypertension*, 35(4), pp. 880–886 (2000)
9. Rouast, P.V., Adam, M.T. P.R., Chiong, D.C., Lux, E.: Remote heart rate measurement using low-cost RGB face video: a technical literature review. *Frontiers of Computer Science*, 12(5), pp. 858–872 (2018)
10. Wang, C., Pun, T., Chanel, G.: A comparative survey of methods for remote heart rate detection from frontal face videos. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 6 (2018)
11. Poh, M.Z., McDuff, D.J., Picard, R.W.: Non-contact, automated cardiac pulse measurements using video imaging and blind source separation. *Optics Express*, 18(10), pp. 10762 (2010)
12. Kwon, S., Kim, H., Park, K.S.: Validation of heart rate extraction using video imaging on a built-in camera system of a smartphone. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* (2012)
13. Handleiding, K.: Manual de uso - Beurer BC 16 tensiómetro, manuall. <https://manuall.es/beurer-bc-16-tensiometro/> (2020)
14. Viola, P., Jones, M.: Rapid object detection using a boosted cascade of simple features. In: *Proceedings of the IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition* (2001)
15. Kopeliovich, M.V., Petrushan, M.V.: Optimal facial areas for webcam-based photoplethysmography. *Pattern Recognition and Image Analysis*, 26(1), pp. 150–154 (2016)
16. Koschan, A., Abidi, M.A.: *Digital color image processing*. Hoboken, Wiley-Interscience, (2008)
17. SharkD: CC BY-SA. <https://creativecommons.org/licenses/by-sa/4.0> (2012)
18. Li, X., Chen, J., Zhao, G., Pietikainen, M.: Remote heart rate measurement from face videos under realistic situations. In: *IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition* (2014)
19. Tasli, H.E., Gudi, A., Uyl, M.D.: Remote PPG based vital sign measurement using adaptive facial regions. In: *IEEE International Conference on Image Processing (ICIP)* (2014)

20. Unakafov, A.M., Möller, S., Kagan, I., Gail, A., Treue, S., Wolf, F.: Using imaging photoplethysmography for heart rate estimation in non-human primates (2018)
21. Wang, W., Brinker, A.C.D., Stuijk, S., Haan, G.D.: Algorithmic principles of remote PPG. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 64(7), pp. 1479–1491 (2017)
22. Haan, G.D., Jeanne, V.: Robust pulse rate from chrominance-based rPPG. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 60(10), pp. 2878–2886 (2013)
23. Heart: All about heart rate (Pulse) <https://www.heart.org/en/health-topics/high-blood-pressure/the-facts-about-high-blood-pressure/all-about-heart-rate-pulse> (2020)
24. Jonathan, E., Leahy, M.J.: Cellular phone-based photoplethysmographic imaging. *Journal of Biophotonics*, 4(5), pp. 293–296 (2010)