

IMPLEMENTACIÓN Y VALIDACIÓN DE UN SISTEMA DE DETECCIÓN DE FRECUENCIA CARDÍACA BASADO EN PROCESAMIENTO DE VIDEO ADQUIRIDO CON SMARTPHONE CONVENCIONALES

ROSA MARÍA ROJAS NÚÑEZ

Trabajo para optar al Título de
Ingeniera Civil Biomédica

Profesor Guía:

PABLO RONCAGLIOLO BENÍTEZ

Julio – 2022

Valparaíso - Chile

Resumen

Resumen: La fotopletoisografía (PPG) por imágenes es una técnica óptica no invasiva que detecta cambios en el volumen de sangre del lecho microvascular del tejido. Reemplazando el fotodetector utilizado convencionalmente por una cámara de video, permite obtener imágenes de PPG. Es un área emergente en el uso de *smartphones* que proporciona información relacionada con cambios de color provocados por la señal cardíaca y señal pulsátil. El objetivo principal de este trabajo es implementar y validar un sistema que estime frecuencia cardíaca utilizando un *smartphone* convencional, a través de PPG por reflexión. Su implementación se realizó mediante *Python* y el usuario solo debe posicionar su dedo sobre la cámara de modo que el flash irradie luz sobre él. Luego la señal obtenida de la data es procesada y se entrega un resultado numérico de pulsaciones por segundo. Se efectuó un estudio con 3 aplicaciones móviles para conocer su confiabilidad. Los resultados demostraron que la app *Instant Heart Rate* fue precisa y exacta en mediciones en reposo. El algoritmo también fue validado obteniendo valores muy cercanos a dicha app, evidenciando ser exacto y preciso. Su desarrollo tiene la potencialidad de implementarse para el estudio y detección de arritmias cardíacas, acercando de forma confiable el monitoreo ambulatorio a la población.

Palabras Clave: PPG por imágenes, smartphone, pulsaciones por segundo, exactitud, precisión.

TABLA DE CONTENIDO

1.	INTRODUCCIÓN.....	1
2.	MARCO TEÓRICO.....	2
2.1	FUNDAMENTOS FISIOLÓGICOS.....	2
2.1.1	FORMACIÓN DEL LATIDO CARDÍACO POR MEDIO DE LA ACTIVIDAD ELÉCTRICA DEL CORAZÓN.....	2
2.1.2	PULSO ARTERIAL.....	2
2.1.3	FRECUENCIA CARDÍACA Y RITMO CARDÍACO.....	2
2.1.4	ARRITMIA.....	3
2.2	TÉCNICAS RELACIONADAS.....	3
2.2.1	MÉTODO PALPATORIO.....	3
2.2.2	MÉTODO AUSCULTATORIO.....	3
2.2.3	ELECTROCARDIOGRAFÍA, ELECTROCARGÍÓGRAFO (ECG O EKG).....	4
2.2.4	OXÍMETRO DE PULSO (FOTOPLETISMÓGRAFO O PPG).....	5
2.2.5	HOLTER ECG.....	7
2.2.6	MONITOR MULTIPARÁMETROS.....	7
2.3	VALIDACIÓN TÉCNICA.....	9
2.4	TÉRMINOS ESTADÍSTICOS.....	10
2.4.1	CONFIABILIDAD DE LOS DATOS.....	10
2.4.2	PRECISIÓN Y DESVIACIÓN ESTÁNDAR.....	10
2.4.3	EXACTITUD Y ERROR NUMÉRICO.....	10
2.4.4	ERROR RELATIVO Y ERROR PORCENTUAL.....	10
3.	ESTADO DEL ARTE.....	11
4.	METODOLOGÍA E IMPLEMENTACIÓN.....	17
4.1	ESTUDIO PRELIMINAR DE CONFIABILIDAD DE APLICACIONES.....	17
4.1.1	CRITERIOS DE ANÁLISIS DE VARIABILIDAD.....	18
4.2	IMPLEMENTACIÓN Y VALIDACIÓN DEL ALGORITMO DE PROCESAMIENTO.....	19
4.2.1	DISEÑO DEL EXPERIMENTO.....	19
4.2.2	IMPLEMENTACIÓN DEL ALGORITMO.....	19
4.2.3	ESTUDIO DE VALIDACIÓN.....	22
5.	RESULTADOS.....	23
5.1	ESTUDIO PRELIMINAR DE CONFIABILIDAD DE APLICACIONES.....	23
5.2	IMPLEMENTACIÓN Y VALIDACIÓN DEL ALGORITMO DE PROCESAMIENTO.....	29
6.	DISCUSIÓN.....	35
6.1	ESTUDIO PRELIMINAR DE CONFIABILIDAD DE APLICACIONES.....	35
6.2	IMPLEMENTACIÓN Y VALIDACIÓN DEL ALGORITMO DE PROCESAMIENTO.....	38

7.	CONCLUSIÓN	39
8.	ANEXOS.....	39
9.	REFERENCIAS	43

IMPLEMENTACIÓN Y VALIDACIÓN DE UN SISTEMA DE DETECCIÓN DE FRECUENCIA CARDÍACA BASADO EN PROCESAMIENTO DE VIDEO ADQUIRIDO CON SMARTPHONE CONVENCIONAL

Rosa María Rojas Núñez

Escuela de Ingeniería Civil Biomédica

Facultad de Ingeniería, Universidad de Valparaíso, Chile

Palabras clave: PPG, monitoreo ambulatorio, frecuencia cardíaca, PPG por reflexión, confiabilidad.

1. INTRODUCCIÓN

La fotopletoisografía (PPG) por imágenes es una tecnología que se ha introducido con fuerza en la vida cotidiana de la población. Tanto es así, que se estima que la venta mundial de dispositivos *wearables* supere los 97 mil millones de dólares en 2022 [1].

Últimamente se han lanzado al mercado un sinnúmero de dispositivos que miden diferentes parámetros fisiológicos tales como la saturación de oxígeno (SpO₂), frecuencia cardíaca (FC), glicemia, entre otras. Algunos incluso entregan la promesa de realizar un ECG de forma inalámbrica y desde el hogar, a través del uso de la PPG [2]. Esta técnica, propia de la oximetría de pulso utiliza una fuente de luz, la cual irradia el espacio a estudiar, y un detector. Luego despliega una magnitud aproximada del parámetro objetivo.

Sin embargo, ante la abundante llegada de estos dispositivos, y la confianza que sus usuarios depositan en los resultados, surge la interrogante, ¿cómo se sabe cuán confiable son sus lecturas?, ¿qué tan válidas son? Al corroborar esta información su uso puede extenderse con una finalidad preventiva en la detección de indicadores de ciertas patologías y repercutir ampliamente en lo que refiere al cuidado de la salud lejos del ambiente clínico u hospitalario, o monitoreo ambulatorio.

En este trabajo en particular, el parámetro de estudio fue la frecuencia cardíaca. La cual se refiere al número de veces que el corazón late por minuto, en un paciente sano y en reposo puede variar de 60 a 100 [latidos/ min] [3]. Es una medida muy sensible a variaciones, que puede verse afectada por la postura, el movimiento e incluso estado de ánimo y que puede cambiar de un momento a otro, a diferencia de otros signos vitales [4].

El objetivo general entonces, fue implementar y validar técnicamente un sistema capaz de estimar la frecuencia cardíaca a través del procesamiento de video adquirido con *smartphones* convencionales.

Luego los objetivos específicos planteados fueron: en primer punto, establecer **una metodología de captura de videos en condiciones controladas**, basado en una técnica similar a la utilizada en oximetría de pulso o en los dispositivos *wearables* actuales (PPG por reflexión).

En segundo término, **implementar un algoritmo de procesamiento digital de video** que permita estimar la frecuencia cardíaca, a través de las variaciones de intensidad en escala de grises detectadas en los videos y la aplicación de técnicas de procesamiento de señales.

En tercer lugar, **realizar un estudio preliminar para evaluar la precisión y exactitud** en 3 aplicaciones de uso común para teléfonos móviles que ofrecen la estimación de la frecuencia cardíaca de los usuarios.

Por último, **realizar un estudio de validación técnica del método implementado en sujetos adultos sanos y solicitar autorización al Comité de Ética Científica de la Institución** para la realización del experimento. Este estudio se desarrolló bajo condiciones de captura controladas con el fin de evaluar la precisión y exactitud de los resultados y compararlos con mediciones simultáneas utilizando equipos médicos certificados, en este caso, un monitor multiparámetros.

De esta forma, la definición de un protocolo de medición controlado, con autorización del Comité, y la posterior contrastación de las mediciones obtenidas con equipos certificados, permitió otorgar certeza sobre la confiabilidad de los resultados obtenidos.

2. MARCO TEÓRICO

Para dar sustento y facilitar la comprensión es necesario enmarcar los fundamentos en los que se basa este trabajo abordando algunos términos importantes. Para ello se establecen cuatro diferentes ámbitos a considerar en las distintas etapas de realización: parámetros fisiológicos, técnicas relacionadas, validación técnica, y algunos términos estadísticos utilizados.

2.1 FUNDAMENTOS FISIOLÓGICOS

2.1.1 FORMACIÓN DEL LATIDO CARDÍACO POR MEDIO DE LA ACTIVIDAD ELÉCTRICA DEL CORAZÓN

La frecuencia cardíaca está determinada por células especializadas dentro del corazón que actúan como marcapasos eléctricos y se ubican en el nodo sinoauricular (SA). El impulso eléctrico generado por estas células marcapasos se conduce por todo el corazón y desencadena la contracción de los miocitos cardíacos, como consecuencia, despolariza el músculo auricular iniciando la excitación-contracción.

El impulso eléctrico generado recorre el resto de la anatomía: nodo auriculoventricular (AV), haz de His y fibras de Purkinje [3].

2.1.2 PULSO ARTERIAL

La sangre impulsada a la aorta durante la sístole no sólo mueve hacia delante la sangre en los vasos, también establece una onda de presión que viaja por las arterias. Dicha onda expande las paredes arteriales conforme se desplaza y la expansión es palpable como pulso. La velocidad a la que viaja, la cual es independiente de la velocidad del flujo sanguíneo y mucho más alta que ésta, es cercana a 4 [m/s] en la aorta, 8 [m/s] en las grandes arterias y 16 [m/s] en las arterias pequeñas de los adultos jóvenes [4].

Cuando la presión del pulso es alta, las ondas de éste tal vez sean lo bastante grandes para percibirse, incluso para que el sujeto las escuche (palpitación, “golpeteo del corazón”) [4].

2.1.3 FRECUENCIA CARDÍACA Y RITMO CARDÍACO

En condiciones normales de funcionamiento, se dice que el latido cardíaco corresponde a un ritmo sinusal debido a que es en ese lugar donde se origina. Este puede variar de 60 a 100 [latidos / min] o BPM en inglés [4].

2.1.4 ARRITMIA

Una arritmia es un ritmo anormal producido por cambios en la velocidad; taquicardia (mayor a 100 [latidos/min.]) o bradicardia (menor a 60 [latidos/min.]). En una taquicardia, los valores de referencia son anormales para una persona en reposo, mientras que se consideran una respuesta fisiológica normal cuando una persona se ejercita o exalta emocionalmente. Una arritmia puede ser clasificada tanto por su origen anatómico como por su magnitud de frecuencia [3].

Clínicamente, puede ser asintomático o manifestarse por palpitaciones, signos y síntomas de insuficiencia cardíaca, bajo gasto cardíaco (mareos, síncope) y síndrome coronario agudo, el diagnóstico se sospecha por la auscultación cardíaca y palpación del pulso, y se confirma mediante el electrocardiograma (ECG) [5].

2.2 TÉCNICAS RELACIONADAS

2.2.1 MÉTODO PALPATORIO

Según lo expuesto en el apartado “Pulso arterial”, este puede ser percibido sobre cualquier arteria que se encuentre cercana a la superficie de la piel. Los lugares donde puede sentirse usando las técnicas correctas son: la parte posterior de las rodillas, la ingle, el cuello, la sien, parte alta o la cara interna del pie y la muñeca [6].

Este método consiste en buscar algunas de las zonas mencionadas en las que el pulso es perceptible y localizar de la forma que se muestra en la figura 1, la yema de los dedos índice y medio, aplicando solo la presión suficiente como para sentir el latido y evitar obstruir el flujo sanguíneo. La medición consiste en contar cuántos palpitos se sienten durante un minuto, lo que corresponde a la frecuencia cardíaca [7].



Figura 1. Demostración del método palpatorio [7]

2.2.2 MÉTODO AUSCULTATORIO

La auscultación es una técnica que consiste en escuchar entre otras cosas, los latidos cardíacos. Para ello se hace uso de un estetoscopio que amplifica los sonidos, de modo que se hagan más evidentes. Para medir la frecuencia cardíaca a través de este método se puede recurrir a los mismos sitios indicados en el punto anterior [8], o bien, localizar el instrumento de medición sobre el pecho, justo por encima del corazón [9] (figura 2).

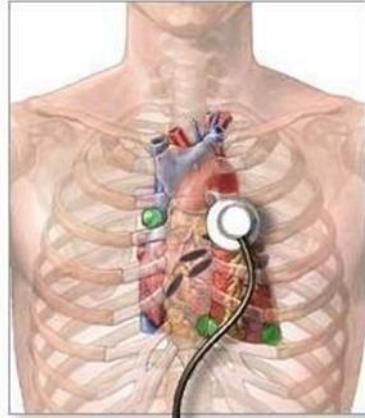


Figura 2. Demostración del método auscultatorio [10]

2.2.3 ELECTROCARDIOGRAFÍA, ELECTROCARDIÓGRAFO (ECG O EKG)

Técnica que registra una señal que refleja la actividad eléctrica del corazón, la cual presenta un comportamiento repetitivo en concordancia con los sucesivos ciclos cardíacos.

La figura 3 muestra la secuencia de ondas e intervalos de mayor interés de la señal electrocardiográfica (ECG) asociadas a las etapas del ciclo cardíaco, junto con su duración temporal y amplitud [11].

Un electrocardiógrafo es el aparato que registra y representa la actividad eléctrica del corazón. Consiste principalmente en: un amplificador, que magnifica los potenciales eléctricos generados por el paciente, y un dispositivo que grafica sobre un papel la variación de éstos en función del tiempo (figura 4). Como los potenciales tienen características vectoriales, la representación de una deflexión positiva o negativa se efectúa cuando la cabeza del vector impulso está enfrentada con el electrodo explorador, independientemente de que la fuerza eléctrica se acerque o se aleje del polo positivo de dicha derivación [11].

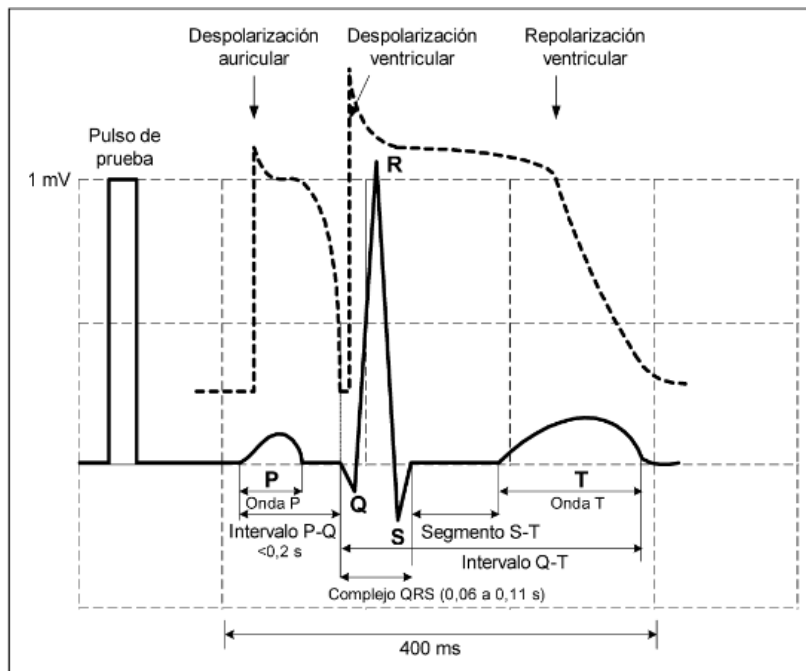


Figura 3. Secuencia de ondas e intervalos de un ECG [11]

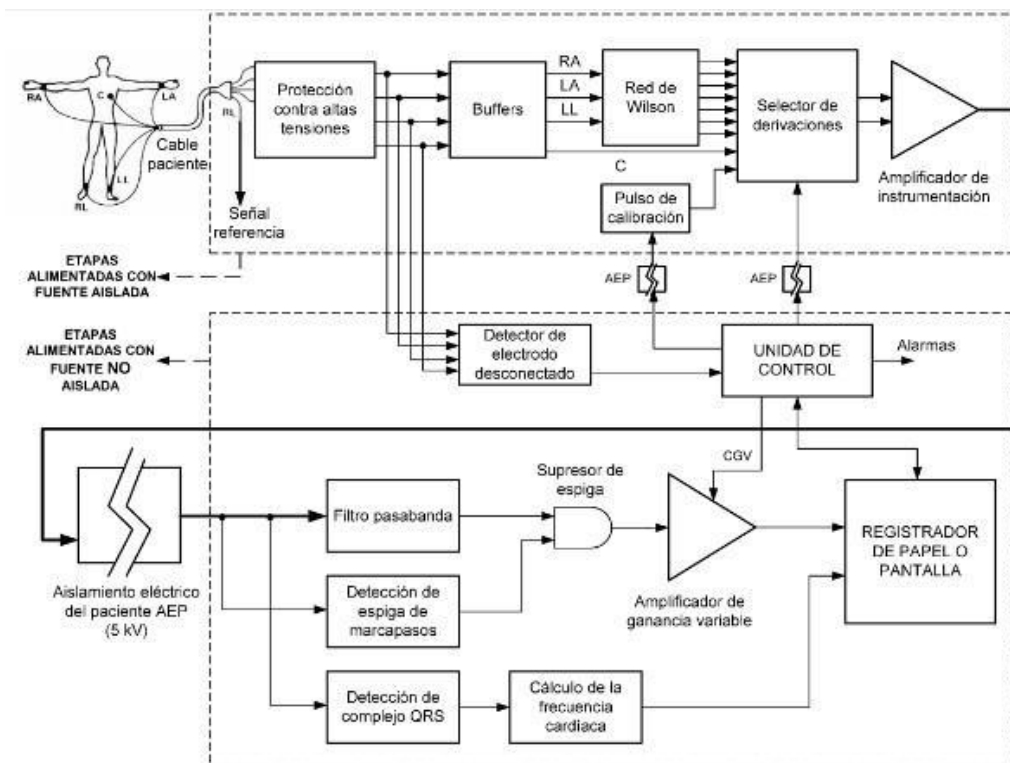


Figura 4. Diagrama funcional de bloques de un electrocardiógrafo [11]

2.2.4 OXÍMETRO DE PULSO (FOTOPLETISMÓGRAFO O PPG)

La oximetría de pulso es un método simple no invasivo para monitorear el porcentaje de hemoglobina (Hb) saturada con oxígeno. Consiste en una sonda adherida al dedo del sujeto. El dispositivo muestra el porcentaje de Hb con oxígeno junto con una señal audible para cada latido del pulso y la frecuencia cardíaca calculada (figura 5) [12].



Figura 5. Oxímetro de pulso [12]

Es una técnica óptica simple y de bajo costo que se puede utilizar para detectar cambios en el volumen de sangre en el lecho microvascular del tejido [13]. El oxímetro de pulso se basa en el principio de que el componente pulsátil en la intensidad de la luz transmitida es causado por los cambios en la absorción de la sangre arterial en el camino de la luz, mientras que la absorción de la sangre y el tejido venoso permanecen sin cambios. El espectro de absorción de la sangre cambia con la saturación de oxígeno, por lo que la saturación de oxígeno de la sangre arterial se puede determinar a partir de los componentes espectrales que varían en el tiempo en la luz transmitida. El oxímetro contiene dos diodos emisores de luz

(LED), que emiten luz en dos longitudes de onda diferentes, y un fotodiodo para detectar cambios de absorción en las dos longitudes de onda diferentes [12].

El PPG tiene un potencial considerable para la telemedicina, incluido el monitoreo de la salud del paciente en el hogar/ remoto. La miniaturización, la facilidad de uso y la robustez son requisitos de diseño clave para tales sistemas. Las aplicaciones clínicas de la PPG incluyen la monitorización de la frecuencia cardíaca y respiratoria, la saturación de oxígeno en sangre, la presión y la detección de enfermedades vasculares periféricas. La forma de onda PPG consiste en una forma de onda fisiológica pulsátil ("AC") atribuida a cambios cardíacos sincrónicos en el volumen sanguíneo y una línea de base que varía lentamente ("DC"). El componente "AC" tiene su frecuencia fundamental típicamente alrededor de 1 [Hz], dependiendo de la frecuencia cardíaca. El componente "DC" está influenciado por la respiración, la actividad del sistema nervioso simpático y la termorregulación [13].

Como se mencionó, el componente "AC" corresponde a los latidos del corazón y puede usarse para monitorear la actividad cardíaca. La sonda de PPG debe mantenerse firmemente en su lugar para minimizar los artefactos de movimiento de la sonda y el tejido. Hay dos modos operativos posibles de PPG: (1) **transmisión**, cuando la muestra de tejido (por ejemplo, la yema del dedo) se coloca entre la fuente y el detector, y (2) **reflexión** cuando el LED se coloca al lado del detector. El modo de transmisión impone más restricciones que el modo de reflexión sobre las ubicaciones corporales disponibles para el estudio. Este pletismograma de base fotométrica se obtiene normalmente utilizando un oxímetro de pulso. El dispositivo se coloca en una parte delgada del cuerpo del sujeto, generalmente en la punta de un dedo o en el lóbulo de la oreja. La luz con longitudes de onda roja e infrarroja pasa secuencialmente a través del sujeto hasta un fotodetector que mide los cambios en la absorción de luz [13].

Fotopletismografía por imágenes

Reemplazar el fotodetector utilizado en los oxímetros de pulso, por una cámara de video permite obtener imágenes de fotopletismografía. En un área emergente para la investigación, que ofrece ventajas en términos de sensibilidad mejorada y medición de grandes superficies en tiempo real. La monitorización por video óptico de la piel mediante una cámara digital proporciona información relacionada con los sutiles cambios de color provocados por la señal cardiaca y la señal pulsátil [13].

Las cámaras digitales rápidas permiten el desarrollo de imágenes PPG, una técnica totalmente sin contacto para monitorear un campo de visión más grande y diferentes profundidades de tejido mediante la aplicación de LED de longitud de onda múltiple. El sistema de imágenes PPG puede funcionar tanto en modo de transmisión como en modo de reflexión, como se muestra en la figura 6. La intensidad de la luz que atraviesa el dedo varía con el pulso de la sangre y su gráfico contra el tiempo se denomina señal PPG [13].

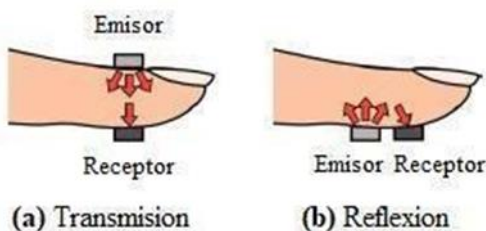


Figura 6. Principio de adquisición de señales de un sistema de imágenes PPG [14]

Comparación entre las ondas ECG y PPG

La señal muestra claramente la forma de onda pulsátil causada por la onda de presión del ciclo cardíaco y la arritmia sinusal respiratoria inducida por la respiración. La figura 7 muestra el componente pulsátil de una forma de onda PPG adquirida y el electrocardiograma correspondiente [13].

La muesca dicrótica, una pequeña oscilación en la fase descendente de la onda del pulso causada por vibraciones generadas cuando la válvula aórtica se cierra, es visible si se registra la onda de presión, pero no es palpable en la muñeca [4].

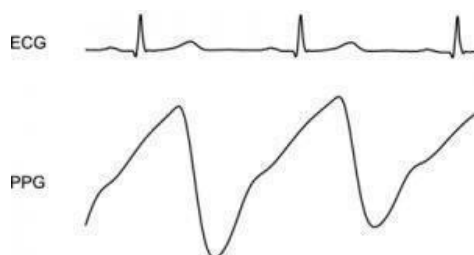


Figura 7. Comparación entre la onda pulsátil PPG y la onda ECG [13]

2.2.5 HOLTER ECG

El holter electrocardiográfico (ECG) es un dispositivo que permite registrar gráficamente y de manera continua la actividad eléctrica del corazón durante largos períodos de tiempo, mientras el paciente realiza las actividades habituales de su vida diaria. Existe una variedad de tipos usados en función de la indicación: 24/48h, 7 días, de eventos, implantables [15].

En sus inicios, sólo se utilizaba para el diagnóstico de las arritmias cardíacas y ahora también se utiliza en el estudio de la isquemia miocárdica durante las actividades diarias del paciente, para la evaluación del funcionamiento de dispositivos de estimulación cardíaca [15].

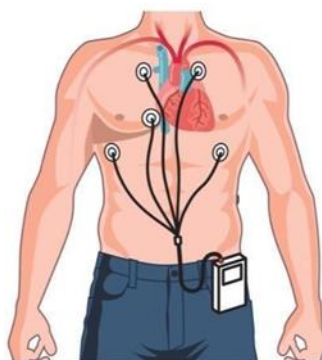


Figura 8. Uso de un Holter ECG [16]

2.2.6 MONITOR MULTIPARÁMETROS

Un monitor multiparamétrico es un dispositivo médico que monitorea los signos vitales de un paciente. Se utiliza principalmente en cuidados intensivos, hospitalización o urgencias. En general, los modelos básicos se utilizan para controlar la actividad cardíaca (ECG), la presión arterial (NIBP), la respiración (RESP), la saturación de oxígeno (SpO2) y la temperatura (TEMP) [17].

Muestran el valor de cada parámetro al tiempo que presentan las curvas de evolución en el tiempo. Para algunos modelos, se pueden agregar módulos para medir otros parámetros. Tienen alarmas sonoras y visuales para alertar al personal médico sobre cualquier riesgo relacionado con la condición del paciente [17].

En la figura 9 se expone un diagrama de bloques de un monitor multiparámetros, muestra la adquisición y procesamiento de las señales, aunque no contempla la etapa de despliegue ni la fuente de alimentación. La figura 10 muestra el uso de un monitor multiparámetros, en el módulo de SpO₂.

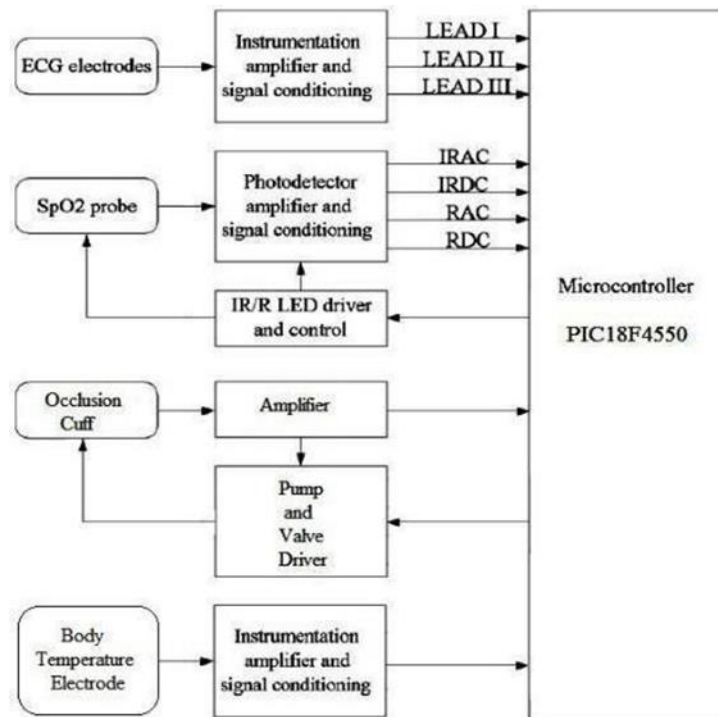


Figura 9. Diagrama en bloques monitor multiparámetros [18]

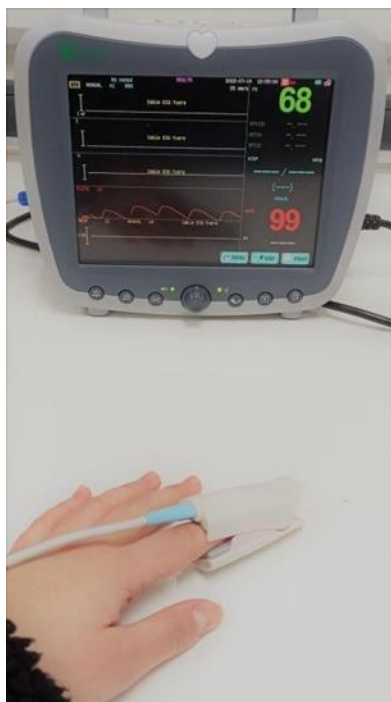


Figura 10. Uso del módulo de SpO₂ de un monitor multiparámetros

Por último, para comparar los antecedentes expuestos, la tabla 1 contrasta todas las técnicas mencionadas, en base a algunas características escogidas de acuerdo con el funcionamiento, portabilidad y la necesidad de que el personal clínico corrobore sus resultados.

	Variables fisiológicas		Características	
	Medición de Frecuencia	Detección de arritmias	Portabilidad	Requiere profesional clínico
Palpación	X		X	
Auscultación	X		X	
Oxímetro de Pulso (Fotopleletismógrafo)	X		X	X
EKG	X	X		X
Holter	X	X	X	X
Monitor MP	X	X		X
Uso de SmartPhone para PPG (basado en cámara)	X	X	X	

Tabla 1. Comparación de las diferentes técnicas revisadas en la sección

2.3 VALIDACIÓN TÉCNICA

Validar es la acción de probar y documentar que cualquier proceso, procedimiento o método, conduce efectiva y consistentemente a los resultados esperados [19].

Según los distintos tipos de validaciones, la realizada en este trabajo se ajusta a lo que se conoce como validación prospectiva: la que se lleva a cabo durante la etapa de desarrollo en que se realiza un análisis de riesgo de cada etapa del proceso, el cual se divide en pasos individuales, que son luego evaluados basándose en la experiencia pasada a fin de determinar qué pasos pueden llevar a situaciones críticas [19].

2.4 TÉRMINOS ESTADÍSTICOS

2.4.1 CONFIABILIDAD DE LOS DATOS

Existen dos términos que se utilizan ampliamente en las discusiones sobre la confiabilidad de los datos, precisión y exactitud.

2.4.2 PRECISIÓN Y DESVIACIÓN ESTÁNDAR

La precisión describe la reproducibilidad de los resultados; es decir, la concordancia entre los valores numéricos de dos o más mediciones repetidas o que se han efectuado exactamente de la misma forma. En general, la precisión de un método analítico se obtiene con facilidad mediante la simple repetición de la medida [20].

Se utilizan tres términos para describir la precisión de un conjunto de datos repetidos: desviación estándar, varianza y coeficiente de variación. Los científicos prefieren describir la precisión de las medidas en términos de la desviación estándar y no de la varianza. Es más fácil relacionar una medición y su precisión si ambas tienen las mismas unidades [20].

La desviación estándar de una muestra de datos de tamaño limitado se expresa con la ecuación (1). Donde $\{x_i, x_N\}$ son los valores medidos de la muestra, \bar{x} es el valor medio de estas mediciones, y N es el número de mediciones de la muestra [20].

$$S = \frac{\sqrt{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2}}{N - 1} \quad (1)$$

2.4.3 EXACTITUD Y ERROR NUMÉRICO

La exactitud describe si un resultado experimental es correcto expresado como la cercanía de la medición a un valor verdadero o aceptado. Se expresa en función del error absoluto o del error relativo [21]. El error numérico (ϵ_T) se define como la diferencia entre el valor verdadero y el valor aproximado, es decir:

$$\epsilon_T = \text{valor verdadero} - \text{valor aproximado} \quad (2)$$

2.4.4 ERROR RELATIVO Y ERROR PORCENTUAL

$$\epsilon_T = \frac{\text{error verdadero}}{\text{valor verdadero}} \quad (3)$$

El error relativo también se puede multiplicar por 100% para expresarlo como error verdadero:

$$\varepsilon_t = \frac{\text{error verdadero}}{\text{valor verdadero}} * 100 \quad (4)$$

3. ESTADO DEL ARTE

En esta sección se presenta una recopilación de información relacionada con todas las tecnologías existentes que desempeñan funciones similares usando fotopletimografía, mediante aplicaciones (apps) para el procesamiento de los datos obtenidos. Primero se exponen distintos ejemplos de desarrollos de algunas marcas conocidas y de investigaciones llevadas a efecto. En segundo término, se aborda el uso de dispositivos móviles para monitoreo de datos en salud y se ejemplifica con algunas de las apps de uso comercial disponibles en la actualidad en el mercado. Tercero, se presentan antecedentes en relación con la calidad de las mediciones de los dispositivos médicos considerados como referencia. A fin de establecer una comparación entre estos y las apps, conforme a esta información de precisión y exactitud. Para finalizar, se investigó brevemente en torno a los desarrollos y las autorías de estos.

En la última década han aparecido cada vez más dispositivos que registran, miden y catalogan casi todos los signos vitales ofreciendo además un monitoreo continuo, con el fin de controlar la salud de quienes los usan. Tal es el caso de la empresa Apple que mediante su aplicación llamada app ECG, da la posibilidad a los usuarios de registrar los latidos y el ritmo cardíaco a través del sensor eléctrico de frecuencia cardíaca del Apple Watch Series 4, Series 5, Series 6 o Series 7. Pudiendo revisar el registro en busca de indicios de fibrilación auricular (FA), un tipo de ritmo irregular. La app ECG registra un electrocardiograma, que representa los pulsos eléctricos que hacen latir el corazón. La app ECG revisa esos pulsos para obtener la frecuencia cardíaca y verificar si las cavidades superiores e inferiores del corazón están sincronizadas. Si presentan un ritmo irregular, podría tratarse de fibrilación auricular. En los estudios que comparaban la app ECG del Apple Watch con un electrocardiograma estándar de 12 derivaciones al mismo tiempo, se observó una coincidencia entre la clasificación de la app ECG de ritmo sinusal o fibrilación auricular y los resultados del electrocardiograma estándar de 12 derivaciones. La capacidad de la app ECG de clasificar con precisión el registro de un electrocardiograma como fibrilación auricular o ritmo sinusal se probó en un estudio clínico del que participaron aproximadamente 600 personas. En el estudio, se demostró un 99,6% de especificidad respecto de la clasificación de ritmo sinusal y un 98,3% de sensibilidad en la clasificación de fibrilación auricular para los resultados clasificables [22].



Figura 11. Sistema de medición Apple [2]

También, Pelegris y col. propusieron un método novedoso para detectar la frecuencia cardíaca mediante un teléfono móvil. En particular, el análisis de la información de brillo de la parte de la escala de grises de cada fotograma capturado, mientras el usuario mantiene su dedo en la lente. Para garantizar la fiabilidad de la adquisición, la señal de entrada se adapta a un patrón de latidos cardíacos rudimentarios de picos y valles alternos. Los resultados se basaron en el teléfono inteligente Nokia N95 y los autores informaron sobre un problema de rendimiento del teléfono inteligente basado en Android [13].

Jonathan y Leahy utilizaron un teléfono inteligente Nokia E63 para medir la frecuencia del pulso y evaluaron que el canal verde proporciona una señal PPG más fuerte que el rojo. Seleccionaron una región central de interés que mide 10×10 píxeles para calcular el valor medio de intensidad y se aplicó un análisis espectral de transformada de Fourier para evaluar la frecuencia cardíaca. Los autores informaron sobre la posibilidad de detectar cambios en ese parámetro desde el reposo hasta después del ejercicio utilizando su enfoque [13].

Posteriormente, se desarrolló una aplicación para Android y las pruebas experimentales se realizaron en un teléfono inteligente Motorola Droid con una comparación con instrumentos médicos (BioZ ECG y Oxímetro de pulso de dedo ambulatorio Nonin Onyx II modelo 9560BT). Como resultado, se confirmó la validez de las mediciones de FC en teléfonos inteligentes [13].

Scully y col. desarrollaron un sistema para la monitorización de parámetros fisiológicos a partir de grabaciones ópticas con un teléfono móvil. Los videos se obtuvieron con un teléfono inteligente Motorola Droid, y el valor de PPG se calculó en cada cuadro como el promedio de 50×50 píxeles de la región del canal verde. Los resultados de la frecuencia cardíaca se compararon con el sistema de adquisición HP 78354A utilizando una configuración estándar de electrodo de 5 derivaciones, y la frecuencia respiratoria se comparó con el metrónomo. Además, los canales azul y rojo se utilizaron para detectar la saturación de oxígeno y se compararon con el Masimo Radical SETTM. También se informó la alta correlación de los resultados [13].

Tabei y col. trabajaron en un sistema de control de presión arterial sin manguito mediante teléfonos inteligentes (iPhone x). Utilizando el tiempo de tránsito de pulso (PTT) entre dos señales PPG separadas para estimar la presión arterial sistólica (PAS) y diastólica (PAD) de los sujetos. El método consiste en medir las señales PPG del dedo índice utilizando la cámara del celular. Luego, los algoritmos de filtrado y detección de picos del método propuesto reducen los artefactos de movimiento y ruido en las señales PPG. Finalmente, el método propuesto estima ambas presiones basándose en un modelo de regresión lineal que fue entrenado y probado en 30 ensayos con seis sujetos sanos. Los resultados experimentales muestran que el método propuesto estima el promedio del error medio absoluto \pm desviación estándar es 2.07 ± 2.06 [mmHg] para la estimación de PAS y 2.12 ± 1.85 [mmHg] para la estimación de la PAD. Estas estimaciones son más bajas que el estándar de estimación de PA precisa (5 ± 8 [mmHg]) [13].

Nemcova y colaboradores, propusieron métodos para la estimación de la frecuencia cardíaca (FC), la saturación de oxígeno en sangre (SpO2), y presión arterial (PA). Se utilizaron dos sensores de teléfonos inteligentes para la grabación de datos: la cámara trasera y el micrófono. Los modelos empleados fueron el Honor 7 Lite, el Apple iPhone SE, Lenovo Vibe S1. El enfoque para la estimación de la FC y SpO2 se basó en la creación de un PPG con los datos de la cámara. En el caso de la SpO2 se mejoró la estimación y no fue necesario conocer la eficiencia cuántica de los teléfonos inteligentes. La PA se estimó utilizando el valor del tiempo de tránsito del pulso calculado a partir de la PPG y fonocardiograma (PCG) grabado con el micrófono. Fueron registrados y utilizados cincuenta registros (para FC y SpO2) y 15 registros (para BP) con fines de capacitación y pruebas. El error medio absoluto (MAE) fue 1,1% para SpO2 y 1,4 latidos por minuto (lpm) para la estimación de la frecuencia cardíaca utilizando el conjunto de datos de prueba. Los MAE de la PA sistólica y diastólica fueron de 5,1 [mmHg] y 7,5 [mmHg], respectivamente. La

posibilidad de usar el teléfono inteligente como una alternativa rápida a los dispositivos convencionales y especializados para la SpO₂, HR y BP la estimación fue estadísticamente probada [13].

Turchioe y col. llevaron a cabo una revisión y evaluación sistemática de la calidad, funcionalidad y adherencia a los comportamientos de autogestión de las aplicaciones móviles existentes para la fibrilación auricular (FA). Se realizaron búsquedas sistemáticas en 3 tiendas en busca de aplicaciones gratuitas, disponibles en inglés y destinadas a los pacientes para detectar y controlar la FA. Un mínimo de 2 revisores evaluó (1) calidad de la aplicación, utilizando la Escala de calificación de aplicaciones móviles (MARS); (2) funcionalidad utilizando criterios publicados; y (3) características que admiten 4 comportamientos de autogestión (incluido el monitoreo de forma de onda PPG) identificado utilizando pautas basadas en evidencia. Se calculó la confiabilidad entre evaluadores y entre los revisores. De las 12 aplicaciones incluidas, 5 (42%) obtuvieron una puntuación superior al promedio en calidad (puntuación MARS 3.0). La calidad de la aplicación fue la más alta por su facilidad de uso, navegación, diseño y atractivo visual (por ejemplo, funcionalidad y estética) y la más baja por su apoyo al cambio de comportamiento e impresiones subjetivas de calidad. Las funcionalidades más comunes de la aplicación fueron capturar y mostrar gráficamente los datos ingresados por el usuario (n5 9 [75%]). Casi todas las aplicaciones (n5 11 [92%]) admitieron el monitoreo de la forma de onda PPG, pero solo 2 (17%) admitieron los 4 comportamientos de autogestión. La confiabilidad entre evaluadores fue alta (0,75-0,83). Dada la accesibilidad de estas aplicaciones para las poblaciones desatendidas y el enorme potencial que tienen para mejorar la detección y la gestión de la FA, se debe dar una alta prioridad a mejorar la calidad y funcionalidad de las aplicaciones [13].

Las principales limitaciones encontradas en estas investigaciones están relacionadas con la tecnología con la que se capturó los datos. Aunque es difícil decir con exactitud el problema asociado, debido a que este puede ser provocado por variaciones en la cámara del teléfono, como también a características intrínsecas de los sujetos, que repercuten en la claridad con que se visualizan los datos.

Sistemas de monitoreo de la salud basados en teléfonos inteligentes

Hoy en día, los teléfonos inteligentes se han convertido en uno de los dispositivos más amplios y de uso frecuente que la gente lleva a casi todas partes. Además, su potencia computacional, posibilidad de comunicación inalámbrica, así como su interfaz de usuario multifuncional permite su uso en esferas muy amplias. Los teléfonos inteligentes se utilizan a menudo en la telemonitorización para recibir información de dispositivos médicos portátiles (p. Ej., Monitores de presión arterial, glucosa y oxímetro de pulso) y sensores móviles (p. Ej., Actividad física, recuentos de acelerómetros, frecuencia cardíaca, frecuencia respiratoria, presión de pulso y electrodos inalámbricos) [13].

La mayoría de los teléfonos móviles de la generación actual están equipados con cámaras de alta resolución, procesadores y destellos de diodos emisores de luz (LED). Esto es muy similar a la tecnología de imágenes de PPG y, en lugar de usar un teléfono inteligente solo como un dispositivo para almacenar y visualizar datos medidos, se puede medir directamente algunas características vitales. Los teléfonos inteligentes pueden utilizarse para la medición rápida de características vitales como la frecuencia del pulso, la frecuencia respiratoria, así como para proporcionar un análisis más profundo de la forma de onda PPG para extraer datos adicionales [13].

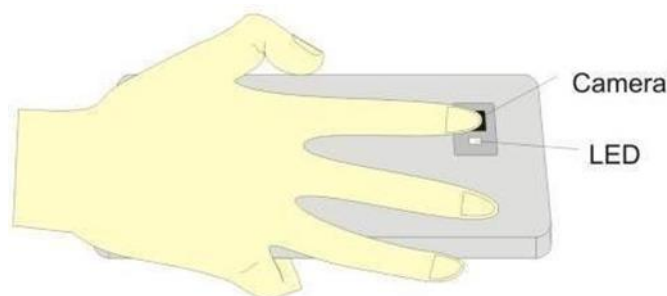


Figura 12. Captura de datos PPG por imágenes [13]

Aplicaciones de monitoreo mediante PPG basados en teléfonos inteligentes

Como ya se revisó en el transcurso de esta sección, en la actualidad las aplicaciones de monitoreo de salud para teléfonos móviles son un tema en constante estudio y más aún, existe un sinnúmero de aplicaciones destinadas a estimar diversos parámetros. Muchas de ellas ofrecen libre acceso solo con ingresar a las plataformas que las contienen. En lo que concierne a la medición o estimación de frecuencia cardíaca se mencionan algunos ejemplos disponibles en el sitio de *Google, Play Store*.

❖ Heart Rate Monitor

La compañía *Droid Infinity*, creadores de app y sitios *web* desarrolló un monitor de frecuencia cardíaca que de acuerdo con su descripción, entrega una medición precisa para una estimación de pulso instantánea. Sustentándose en que usa la misma técnica de los oxímetros de pulso médicos. No necesita ningún *hardware* externo. La aplicación permite controlar la frecuencia cardíaca e incluso ser usada para optimizar el ejercicio y hacer un seguimiento del progreso [23].

❖ Instant Heart Rate

Aplicación desarrollada por el equipo *Azumio*, una empresa de salud móvil que se especializa en tecnología móvil biométrica. Desarrolla aplicaciones y servicios de salud para *iOS* y *Android de Apple*. *Instant Heart Rate* detecta un cambio de color en la punta del dedo cada vez que el corazón late y usa un algoritmo avanzado para mostrar el ritmo cardíaco. Un gráfico en tiempo real muestra cada latido del corazón, similar a los oxímetros de pulso que se usan en los hospitales. El usuario debe colocar la punta de su dedo índice en la cámara del dispositivo móvil, y en un par de segundos, se mostrará su pulso. No se encuentra diseñado para uso médico, sino que para uso *fitness* [24].

❖ Pulsómetro plus

Mide la frecuencia cardíaca usando solo la cámara del teléfono. Entrega registros en PDF y CSV, de uso compartido rápido y un gráfico de pulso en tiempo real (PPG - fotopleletismograma). Posibilita controlar frecuencia cardíaca en cualquier momento y en cualquier lugar, antes y después del ejercicio. Por medio de la cámara del teléfono inteligente procesando las imágenes de pulso en el dedo. La aplicación detecta cambios de color en la punta del dedo cuando el corazón late y utiliza un algoritmo avanzado para contar la frecuencia cardíaca, similar a la forma en que funciona un oxímetro de pulso. Entregando la promesa de un funcionamiento instantáneo, preciso y excelente para monitorear su estado físico y bienestar. Fue creada por *Ngo Na*, desarrollador de *software* de salud y forma física [25].

El usuario debe mantener el dedo quieto durante cinco segundos para calcular su frecuencia cardíaca y actualizar el número. Aconsejan mantener el dedo quieto durante 10 segundos para obtener una frecuencia

cardíaca estable y precisa. Después de uno o dos segundos, debe desplegarse el gráfico de pulso cardíaco [25].

La figura 13 muestra el despliegue de la interfaz de las tres aplicaciones (apps). En general no se encontró suficiente información disponible tanto de las apps como de los desarrolladores o compañías desarrolladoras. Todo lo hallado en esa búsqueda fue plasmado en los párrafos anteriores. A pesar de que dentro de la descripción entregada por las mismas aplicaciones aclaran tener buena precisión y/o exactitud, no especifican valores. Tampoco se mencionan estudios efectuados para probar su funcionamiento. Aunque si bien ninguna de las apps está pensada para sustituir un dispositivo médico ni generar una medición validada como un diagnóstico, por denominarse aplicaciones de salud se espera que sus resultados aseguren un mínimo de confiabilidad, si de la aplicación misma se trata. Esto apartando el hecho de que poseer buena información del creador aporta credibilidad a lo que se entrega.



Figura 13. Despliegue de las 3 aplicaciones: Heart Rate Monitor (a) [23], Instant Heart Rate (b) [24] y Pulsómetro Plus (c) [25]

No se encontró normativas o estándares que establecieran valores o rangos de parámetros de confiabilidad de los resultados referentes a pulsioxímetros y monitores multiparámetros, aludiendo a la medición de frecuencia cardíaca. Se hizo una búsqueda de manuales técnicos de equipos de diferente marca y modelo, de los que se seleccionaron 4. Además de uno proveniente de la organización panamericana de la salud. Los resultados están en términos de precisión y exactitud en la tabla 2 [26]–[30]. Se menciona el hecho de que algunos de ellos se encontraron en inglés y están expuestos de la misma manera para evitar modificaciones a causa de la traducción idiomática, dado que en ciertas ocasiones se hace referencia a precisión y exactitud como sinónimos.

Autor	Título	Modelo equipo	Información encontrada
Shenzhen Comen Medical Instrument Limited Company	Instruction Manual for C30 Multiparameter Monitor [27]	C30	Exactitud: ± 1 bpm

Shenzhen Comen Medical Instrument Limited Company	Monitor multiparámetros modelo H5 [28]	H5	Resolución: 1 bpm Exactitud: ± 1 bpm o 1%, lo que sea mayor.
ZOLL Medical Corporation	Manual del usuario de Propaq® M [29]	Propaq® M	Precisión: $\pm 3\%$ o ± 3 LPM, lo que sea mayor. Ritmo cardíaco visualizado: promedio de los últimos 5 intervalos de latido a latido. En situaciones de ausencia de movimiento ± 3 bpm. En situaciones de movimiento ± 5 bpm. Resolución: 1 lpm.
General Meditech, Inc.	Monitor G3 Servicio manual V0.1 [26]	G3	Measurement precision 1 bpm or $\pm 1\%$, whichever is greater.
OPS	Aspectos técnicos y regulatorios sobre el uso de oxímetros de pulso en el monitoreo de pacientes con COVID-19 [30]	N/A	Resolución de la frecuencia del pulso: 1 lpm o menos. Precisión de frecuencia de pulso dentro de ± 3 lpm.

Tabla 2. Parámetros de confiabilidad utilizados en pulsioxímetros y monitores mp

Según lo formulado en la tabla 2, la exactitud tiene un margen de error de 1% o ± 1 latido por minuto (lpm o bpm en inglés), utilizándose el mayor valor entre ambos. En cambio, la precisión en los resultados oscila entre un ± 1 lpm o $\pm 1\%$ y $\pm 3\%$ o ± 3 lpm. Es decir, siguiendo los márgenes de error comentados, si se considera como referencia una frecuencia cardíaca promedio de 70 lpm, la máxima variación que puede presentar el instrumento que mide este parámetro es de 2.1 lpm. Por tanto, un resultado exacto no debe ser menor que 68 lpm ni mayor que 72 lpm.

En lo que a derechos de autor confiere, en el buscador de patentes de Google se realizó una breve búsqueda con las expresiones clave: “PPG *smartphone*” y “app PPG para *smartphone*”. Entre los hallazgos se encontró un “Sistema y método para obtener mediciones de la función corporal mediante dispositivo móvil”, que data de 2013. Este desarrollo detecta cambios de volumen sanguíneo y actividad eléctrica del corazón con lo que estima otros parámetros.

Se presentan métodos, sistemas, medios legibles por computadora y aparatos para obtener al menos una medición de función corporal. Un dispositivo móvil incluye un cuerpo exterior dimensionado para ser portátil para el usuario, un procesador contenido dentro del cuerpo exterior y una pluralidad de sensores acoplados físicamente al cuerpo exterior. Los sensores están configurados para obtener una primera medida indicativa del volumen sanguíneo y una segunda medida indicativa de la actividad eléctrica del corazón en respuesta a la acción de un usuario. Se determina una medición de la presión sanguínea en base a la primera medición y la segunda medición. Los sensores también incluyen electrodos en los que una parte del cuerpo de un usuario colocada entre los electrodos completa un circuito y una medición para proporcionar al menos una medida de impedancia asociada con el cuerpo del usuario [31].

También se registró un trabajo titulado “Análisis de ondas de pulso basado en fotopletoisografía utilizando un dispositivo portátil”, del año 2016. El parámetro determinado fue la rigidez arterial. Se describen dispositivos y métodos para medir de forma no invasiva la rigidez arterial usando análisis de onda de pulso de datos de fotopletoisograma. En algunas implementaciones, los dispositivos de monitoreo biométrico portátiles proporcionados en ese documento para medir la rigidez arterial tienen la capacidad de obtener de forma automática e inteligente datos PPG en condiciones adecuadas mientras el usuario realiza actividades o ejercicios. En algunas implementaciones, los dispositivos de monitoreo biométrico portátiles se proporcionan aquí con la capacidad de eliminar variación de datos PPG causada por factores no relacionados con la rigidez arterial. En algunas implementaciones, los dispositivos de monitoreo biométrico portátiles tienen la capacidad de realizar PWA (análisis de onda de pulso) mientras contabilizan las actividades, las condiciones o el estado del usuario [32].

Por último, del año 2018 se encontró un sistema capaz de detectar y monitorizar arritmias mediante fotopletoisografía. El que lleva por nombre “Monitorización de arritmias mediante fotopletoisografía”. Se describen dispositivos portátiles y métodos para usar con ellos, para monitorear uno o más tipos de arritmias basados en una fotopletoisografía (PPG), señal obtenida utilizando un sensor óptico de un dispositivo portátil de usuario. La PPG utiliza un modelo estadístico y/o de aprendizaje automático para analizar una señal PPG, obtenida mediante el sensor óptico, para controlar uno o más tipos de arritmias, incluida la fibrilación auricular (FA). En respuesta a la detección de arritmias basado en señal PPG, se obtiene una señal de electrocardiograma (ECG) utilizando un sensor de ECG del dispositivo portátil del usuario. Se utiliza un modelo estadístico y/o de aprendizaje automático basado en ECG para analizar la señal de ECG obtenida utilizando el sensor de ECG del dispositivo portátil del usuario para confirmar o rechazar la arritmia detectada en base a la señal PPG y/o realizar discriminación de arritmia. Los segmentos de señal PPG y/o ECG obtenidos se pueden proporcionar a los modelos para actualizarlo [33].

4. METODOLOGÍA E IMPLEMENTACIÓN

4.1 ESTUDIO PRELIMINAR DE CONFIABILIDAD DE APLICACIONES

Se desarrolló un estudio preliminar de apps con el fin de conocer, valorar y comparar su desempeño en términos de precisión y exactitud. Además de validar la tecnología de adquisición de los datos de video. Este estudio se basó en las tres aplicaciones disponibles para sistema operativo Android definidas en la sección 3, que estiman frecuencia cardíaca mediante PPG por imágenes. La tabla 3 contiene las denominaciones dadas para cada app dentro del estudio.

Heart Rate Monitor	App1
Instant Heart Rate	App2
Pulsómetro plus	App3

Tabla 3. Denominación de cada app dentro del estudio

Materiales:

- ❖ Aplicaciones para medir frecuencia cardíaca (3)
- ❖ Equipo de referencia: monitor multiparámetros (mp)
- ❖ Celular smartphone

El experimento consistió en medir la frecuencia cardíaca en un único sujeto de pruebas estando monitorizado simultáneamente por alguna aplicación y un monitor multiparámetros (mp). Para facilitar su observación, la captura de datos fue efectuada bajo 2 criterios de análisis de variabilidad, intra-apps e inter-apps. En cada uno de estos se determinó 2 estados de actividad en los que fue registrado el parámetro de interés. Por un lado, en reposo, el que se entiende como la condición de quietud luego de transcurrir 10 minutos de permanecer en una misma posición, en este caso es sentada. Por otro lado, lo que se llamó post-actividad, entendida como el registro inmediato luego de realizar entre 40 [sg] y 50 [sg] de actividad física moderada. Con esto se buscó provocar un ritmo cardíaco elevado e irregular.



Figura 14. Desarrollo del experimento

De esta manera se realizó 3 pruebas por cada estado; llamadas 1, 2 y 3 y dentro de cada una de ellas se registró 3 mediciones efectuadas consecutivamente. Adicionalmente se contabilizó el tiempo de duración de cada medición en las pruebas post-actividad, como una forma de detectar problemas de ajuste de las apps ante variaciones de frecuencia cardíaca producto del ejercicio y su posterior retorno a valores normales de reposo. Por lo tanto, dentro de los dos estados de actividad propuestos, se efectuaron 3 pruebas, cada una con 3 mediciones. La información capturada fue registrada en formato de tablas.

4.1.1 CRITERIOS DE ANÁLISIS DE VARIABILIDAD

Análisis de variabilidad “Intra-apps”

Esta modalidad fue pensada con la idea de verificar si los datos obtenidos desde una misma aplicación bajo mismas condiciones, pero en períodos de tiempo distintos concordaban entre sí. Es decir, para verificar el grado de concordancia mutua entre resultados de una misma fuente de datos. En otras palabras, dentro de una misma prueba se comparó los 3 resultados obtenidos en las mediciones efectuadas dentro de esa prueba. Así sucesivamente, la prueba 1 de reposo contiene datos de la app1 con el sujeto en estado de reposo.

Análisis de variabilidad “Inter-apps”

En este caso, el fin fue de conocer el grado de concordancia mutua entre la información extraída desde distintas fuentes de datos. La diferencia con respecto a la anterior modalidad fue que en una misma prueba las 3 mediciones estaban asociadas a un registro por cada app. En vez de estarlo exclusivamente a una aplicación. En esta modalidad se alteró el orden de las apps con el fin de minimizar sesgos debido a la fluctuación de la frecuencia cardíaca principalmente. Así, cada una de ellas alternó entre primer, segundo y tercer lugar entre las distintas pruebas.

Utilizando las fórmulas referenciadas en la sección marco teórico, para dar respuesta al objetivo de conocer la confiabilidad de las aplicaciones se calculó un error puntual, error promedio y error absoluto. Este último, para verificar la exactitud de cada app. Para determinar la precisión se recurrió a la desviación estándar. Los datos resultantes fueron llevados a formato de tablas y gráficos por medio del programa *Tableau* y fueron finalmente comparados.

Para determinar la condición de error máximo aceptable se realizó una búsqueda de información técnica en la web, la que fue expuesta en la sección estado del arte. Dentro de los archivos encontrados se revisó buscando alguno de estos términos clave: “error”, “precisión”, “*accuracy*”, “*precision*”, “*correctness*”, “exactitud” y “*heart rate*”. Como resultado se decidió fijar una condición de error aceptable de 3%.

4.2 IMPLEMENTACIÓN Y VALIDACIÓN DEL ALGORITMO DE PROCESAMIENTO

En respuesta a la problemática, considerando el desarrollo de las tecnologías contemporáneas se propuso la construcción y posterior validación técnica de un sistema que permitiera estimar la frecuencia cardíaca utilizando la cámara y linterna de un celular por medio del lenguaje de programación *Python*. La metodología considera 3 etapas; diseño del experimento en base a la información técnica, implementación de algoritmo y un estudio de validación con la aprobación del comité de ética.

4.2.1 DISEÑO DEL EXPERIMENTO

La estimación del pulso cardíaco ocurre gracias al escaneo de la yema de un dedo de la mano posicionado sobre la cámara y linterna de un celular. La aplicación para teléfonos inteligentes procesa los cambios de intensidad en la coloración producidos por el flujo sanguíneo, los que a su vez son contabilizados hasta obtener un resultado numérico de frecuencia cardíaca. Por ello se aclara que el sistema no mide este parámetro, sino que lo estima a través de su procesamiento.

Por otro lado, sustentado en la información recopilada en la fase de investigación, se decidió que el experimento fuera realizado bajo condiciones de captura controladas; ambientes con poca luz, en estado de reposo, sentado, y evitando moverse más de lo necesario. Puesto que se pretendía obtener conclusiones a partir de la captura de datos en sujetos de prueba humanos, se envió al comité de ética científico de la institución una solicitud de autorización para realizar los experimentos.

En definitiva, el diseño propuesto para el experimento consistió en realizar una captura de datos a partir de 10 sujetos de prueba voluntarios. Las pruebas fueron llevadas a cabo en la universidad, en un ambiente privado de luz natural y en general baja luz ambiental. Los sujetos estuvieron en reposo y sentados mientras se registraba su frecuencia cardíaca. Dicho registro consistió en la anotación de los valores de frecuencia cardíaca cada 5[sg] hasta completar la duración del video. En la mano izquierda se encontraban conectados al monitor multiparámetros, en el módulo de SpO2 (fotopletismografía), mientras que en la derecha se posicionó el teléfono celular. Desde este último se grabó un video de la imagen resultante luego de que el sujeto posara su dedo en la cámara mientras estaba siendo irradiado por el flash. El formato fue .mp4 y contempló alrededor de 1 minuto. Por cada persona se grabaron 3 videos y se apuntó un total de 12 valores de FC por cada video.

En las etapas iniciales se contempló la idea de capturar el video en modo cámara lenta para hacer más evidente los cambios de intensidad detectados y así captarlos mejor para su procesamiento. Sin embargo, esto se desechó por la pérdida de calidad de las imágenes al ser procesadas y porque no todos los teléfonos celulares cuentan con esa característica.

4.2.2 IMPLEMENTACIÓN DEL ALGORITMO

El *software* fue construido utilizando el lenguaje de programación interpretado, *Python*. Este combina una potencia notable con una sintaxis muy clara. Tiene interfaces para muchas llamadas del sistema y bibliotecas [34]. Entre las librerías se importó, *OpenCV*, la cual es una biblioteca de enlaces de *Python* diseñada para resolver problemas de visión por computadora, incluyendo procesamiento de imágenes y análisis de video [35]. *Numpy*, es una biblioteca altamente optimizada para operaciones numéricas, todas las estructuras de matrices de *OpenCV* se convierten desde y hacia matrices *Numpy*. Esto también facilita la integración con otras bibliotecas que usan *Numpy*, como *Scipy* y *Matplotlib*. Además, proporciona una variedad de rutinas para operaciones rápidas en matrices, que incluyen manipulación matemática [36]. En tercer lugar, *Matplotlib*, una biblioteca para hacer gráficos 2D de matrices en *Python*. Hace un uso intensivo de *NumPy* y otros códigos de extensión para proporcionar un buen rendimiento incluso para matrices grandes [37]. Por último, *Scipy* es una biblioteca de código abierto de herramientas y algoritmos matemáticos. Contiene módulos para optimización, álgebra lineal, procesamiento de señales e imagen, entre otros [38].

En específico los datos recopilados fueron trabajados a través de la herramienta *IDLE* de *Python*, que permite trabajar como una consola. Debe descargarse del sitio web oficial [39], ejecutarse e instalarse, y repetir el proceso con las librerías requeridas. Para concluir la instalación de ellas se ejecuta el comando *pipInstall*, con el nombre de la librería que se desea instalar.

Para la implementación del sistema propuesto se emplearon los siguientes materiales:

- ❖ Smartphone: *Xiaomi*, modelo *Redmi Note 8*
- ❖ Computador
- ❖ Equipo de referencia: Monitor Multiparámetros, *G3H Meditech* [26]
- ❖ Herramienta *Python*
- ❖ Librerías *OpenCv*, *Numpy*, *Matplotlib* y *Scipy*

Explicación del algoritmo

El programa se denomina P006 y se encuentra dividido en 4 partes. Dichas partes siguen una continuidad, de modo que el resultado del código anterior es también la entrada del siguiente. A modo general se utilizó procesamiento digital de Imágenes, se obtuvo una curva de variación de intensidad de color y con ello una estimación de PPG. Aplicando métodos numéricos y procesamiento de señales, se realizó un cálculo de la frecuencia cardíaca a partir de los resultados [Pulsos/Minuto]. La figura 15, muestra un esquema de lo explicado a continuación. Se demarcó el inicio y el final de cada parte, conectándolo a la entrada del código siguiente.

P006-parte 1: Procesamiento de imágenes y aplicación de métodos numéricos

La variable de entrada, objeto de análisis es el video capturado. Un video es una sucesión de fotos en un período de tiempo, en este caso se trata de 30 FPS. Importando las librerías *open CV*, *numpy* y *matplotlib* se leyó la secuencia de fotogramas que lo componen. En base al tamaño de las imágenes se definió una región de interés (ROI) cuyo punto central coincide con el punto central de la imagen total. Posterior a esta definición se convirtió las imágenes a intensidades de escala de grises y sobre los resultantes, se aplicó la ROI con una ventana de 240 x 240 píxeles. A partir de ahí se trabajó únicamente sobre la ROI y se calculó un promedio de las intensidades percibidas dentro de ella. Finalmente se creó un archivo Excel con todos los datos, cuyo formato de denominación fue el nombre de video con una extensión .csv.

P006-parte2: Procesamiento de señales

Sobre el archivo generado se aplicó un filtro promedio móvil, el que actúa como pasa bajos, cuya ventana de píxeles fue de 16. Una vez adaptado el filtro se realiza un mejoramiento de la señal original. La resultante equivale a la resta de la original menos la señal filtrada con promedio móvil. El fin de esto fue centrarla en 0. Se creó un nuevo archivo Excel con estos datos. Ambas señales resultantes fueron desplegadas como gráficos, para establecer una comparación. El formato del registro Excel al igual que el anterior fue el nombre del video- P2.csv.

P006-parte3: Análisis de pulsos

Dado que en la visualización de la parte 2 del código, las señales resultantes se notaban con bastante ruido a pesar de los filtros anteriormente implementados, se decidió generar otro filtro pasa bajos. El cual tiene la característica de atenuar más suavemente por lo que minimiza la pérdida de datos. Para ello fue necesario importar la librería *Scipy*.

Se realizó un análisis de cruces por 0; un conteo de ciclos, cálculo del período por ciclo utilizando los fotogramas por segundo (FPS) y la eliminación de los períodos menores a 0,4 [sg] para evitar conteo de pulsos falsos causados por ruido. Lo obtenido se guardó en listas y fue graficado. El producto final de este programa es un archivo por cada video, de 1 fila y 6 columnas con el nombre del archivo, pulsos totales contabilizados en el video, período promedio, mediana del período, PPM promedio y la mediana de las PPM. Los archivos fueron guardados bajo el nombre *Result_video.csv*.

P006-parte4: Visualización de resultados finales

El único propósito del código final fue condensar los 30 registros generados en la etapa anterior. Por lo cual se creó un archivo que guardó todos los resultados: "RESULTADOS_GENERALES.csv".

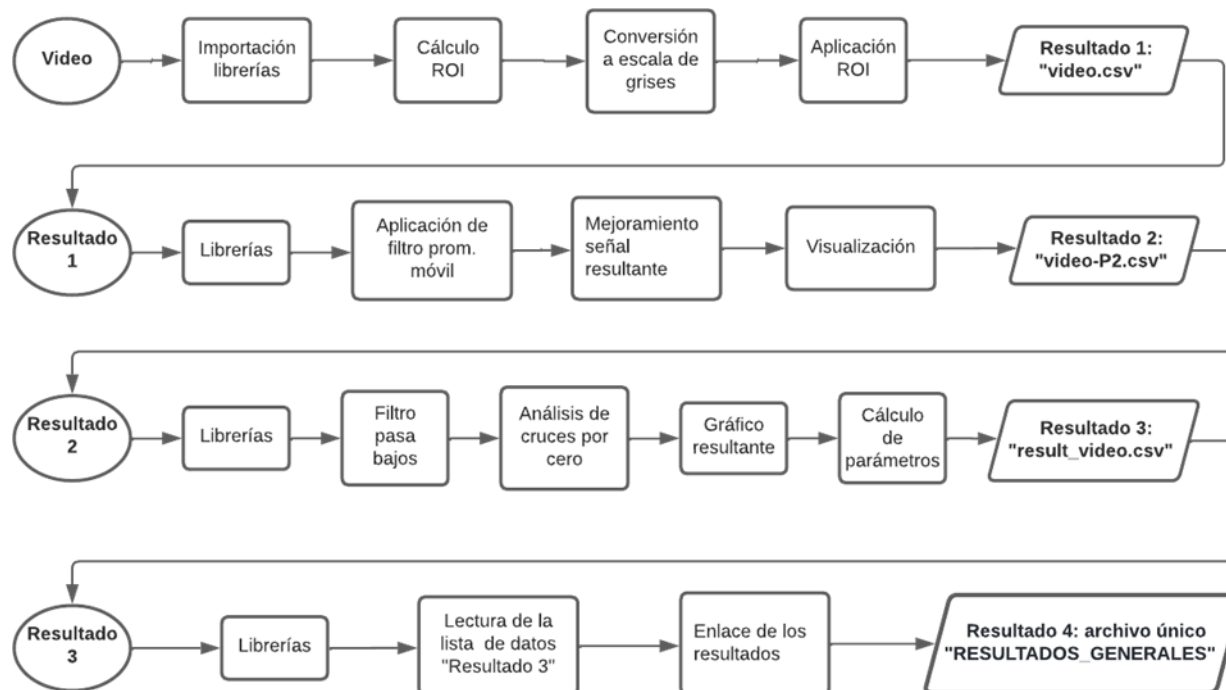


Figura 15. Programa "P006" dividido en sus 4 etapas

Con la implementación de la rutina básica de análisis de imágenes, se efectuó una prueba de concepto para verificar la factibilidad del proyecto. Véase la figura 16. Se procesó algunos videos de prueba. El programa fue implementado con éxito.



Figura 16. Modo de captura de los datos

4.2.3 ESTUDIO DE VALIDACIÓN

Con el diseño del experimento listo y la aprobación del comité de ética se efectuó una búsqueda de voluntarios. Se iniciaron las pruebas, las que tomaron alrededor de 15 minutos por persona. El modo de captura de las pruebas y la disposición general de los materiales y sistemas se resumen en el esquema de la figura 17.



Figura 17. Modo de captura de los datos, estudio de validación

Los videos fueron exportados desde el dispositivo móvil a un computador por vía USB para evitar su compresión y pérdida de datos. Una vez procesados se aplicó un análisis cuantitativo a los datos, calculando el promedio y la mediana de lo arrojado por el monitor y por el programa. El propósito era buscar la medida de tendencia central más demostrativa. También se planteó el uso de la moda pero fue

descartado a raíz de que la cantidad de muestras extraídas era insuficiente y podía darse el caso de que en algún conjunto de datos esta no existiera. Se determinó trabajar sobre la mediana de los datos. Se calculó la mediana de las pulsaciones resultantes del monitor mp y la mediana de lo desplegado por el algoritmo.

Luego, ambas magnitudes fueron comparadas en cada video determinando un error absoluto promedio. Así, se calculó la exactitud de las mediciones, mientras que con la desviación estándar de los errores absolutos se obtuvo la precisión. Estos resultados fueron evaluados en base a las referencias web bibliográficas expuestas en la sección estado del arte. Por último, la data fue trabajada en formato de tablas y gráficos en el programa *Tableau*.

5. RESULTADOS

5.1 ESTUDIO PRELIMINAR DE CONFIABILIDAD DE APLICACIONES

Para cada modalidad de análisis se creó una base de datos en la que se guardaron los resultados. Las tablas 4 y 5 contienen todos los resultados obtenidos luego del estudio. La columna ubicada a la derecha de cada medición representa el error puntual porcentual. Donde se consideró como valor referencial el resultado mostrado por el monitor mp. Las casillas marcadas en rojo corresponden a todos los valores que superan la condición de error, establecida en la sección anterior. Adicionalmente en la última columna de la derecha, señalada en azul, por cada prueba se muestra un error promedio, que corresponde a la media aritmética de los errores puntuales porcentuales. El desglose de la información está contenido en las demás tablas. Se advierte que en las pruebas post-actividad se contabilizó el tiempo que demoró la aplicación en desplegar un resultado.

Variabilidad INTRA-aplicaciones											
	App1	MP	Error	App1	MP	Error	App1	MP	Error	Error Prom.	
	Reposo	Prueba 1	97	98	1,02%	96	85	12,94%	79	84	5,95%
		App2	MP	Error	App2	MP	Error	App2	MP	Error	Error
Prueba 2		85	87	2,30%	86	86	0,00%	82	84	2,38%	1,56%
		App3	MP	Error	App3	MP	Error	App3	MP	Error	Error
Prueba 3		89	93	4,30%	92	90	2,22%	90	92	2,17%	2,90%
		App1	MP	Error	App1	MP	Error	App1	MP	Error	Error
Post-actividad	Prueba 1	141	141		126	133		101	117		
	Tiempo 1	11 seg.		0,00%	8 seg.		5,26%	9 seg.		13,68%	6,31%
		App2	MP	Error	App2	MP	Error	App2	MP	Error	Error
	Prueba 2	133	138		89	93		82	77		
	Tiempo 2	31 seg.		3,62%	19 seg.		4,30%	17 seg.		6,49%	4,81%
		App3	MP	Error	App3	MP	Error	App3	MP	Error	Error
	Prueba 3	144	154		122	124		120	121		
	Tiempo 3	10 seg.		6,49%	14 seg.		1,61%	15 seg.		0,83%	2,98%
		App1	MP	Error	App1	MP	Error	App1	MP	Error	Error

Tabla 4. Resultados preliminares estudio Intra-apps

A continuación, también para cada modalidad de análisis se tabuló y graficó los resultados de la columna “error promedio” relacionado con el número de prueba y categoría de esta (reposo o post-actividad). Esto se evidencia en la figura 18 para intra-apps y figura 20 para inter-apps. Así también la figura 19 da a conocer el error promedio total por cada estado, sin hacer distinción entre las distintas pruebas (intra-

apps), mientras que lo propio sucede con la figura 21 en modalidad inter-apps. Este valor se obtuvo a partir del cálculo de la media aritmética de los errores promedio.

Todos los gráficos se presentan con su respectiva tabla ubicada en la esquina superior derecha. Señalando con una “A” al estado de post-actividad y con una “R” al reposo. En los casos en que aparece al lado un número, este corresponde a la prueba a la que se asocia. Por el contrario, si no figura solo se refiere de forma general al estado de actividad.

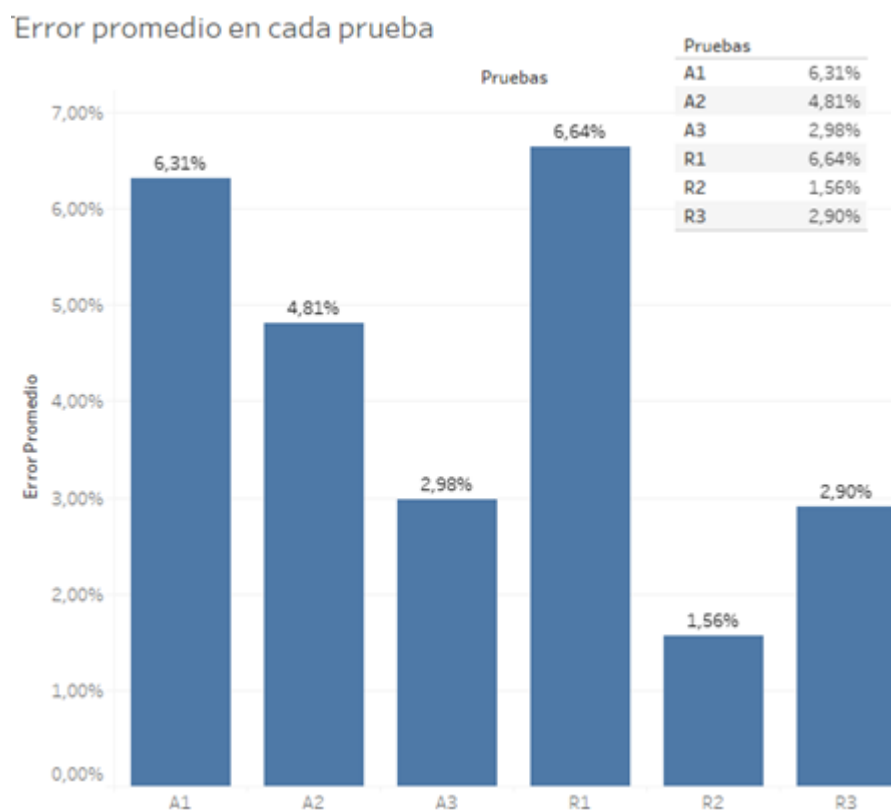


Figura 18. Error promedio en cada prueba, estudio Intra-apps

Error promedio de cada estado de actividad

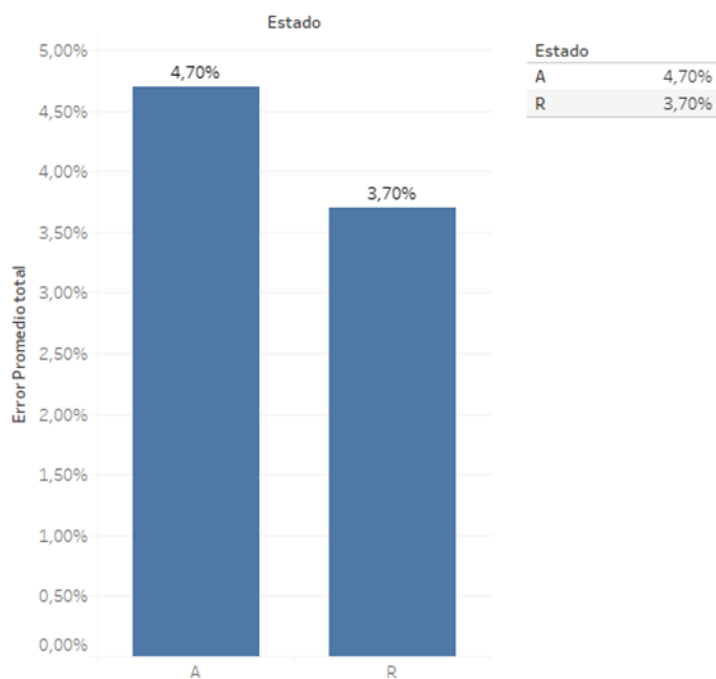


Figura 19. Error promedio en cada estado de actividad, estudio Intra-apps

Variabilidad INTER-aplicaciones											
		App1	MP	Error	App2	MP	Error	App3	MP	Error	Error Prom.
		Reposo	Prueba 1	88	91	3,30%	85	83	2,41%	90	90
	App2		MP	Error	App3	MP	Error	App1	MP	Error	Error
Prueba 2	80		83	3,61%	86	86	0,00%	88	91	3,30%	2,30%
	App3		MP	Error	App1	MP	Error	App2	MP	Error	Error
Prueba 3	79		77	2,60%	77	95	18,95%	80	82	2,44%	7,99%
	App1		MP	Error	App2	MP	Error	App3	MP	Error	Error
Post-actividad	Prueba 1	147	155	5,16%	124	127	2,36%	118	118	0,00%	2,51%
		Tiempo1 [10 seg.		23 seg.		10 seg.					
		App2	MP	Error	App3	MP	Error	App1	MP	Error	Error
	Prueba 2	161	169	4,73%	122	141	13,48%	125	121	3,31%	7,17%
		Tiempo2 [33 seg.		13 seg.		1 min 26 seg.					
		App3	MP	Error	App1	MP	Error	App2	MP	Error	Error
	Prueba 3	160	162	1,23%	145	144	0,69%	130	131	0,76%	0,90%
	Tiempo3 [13 seg.		8 seg.		19 seg.						

Tabla 5. Resultados preliminares estudio Intra-apps

Error promedio en cada prueba

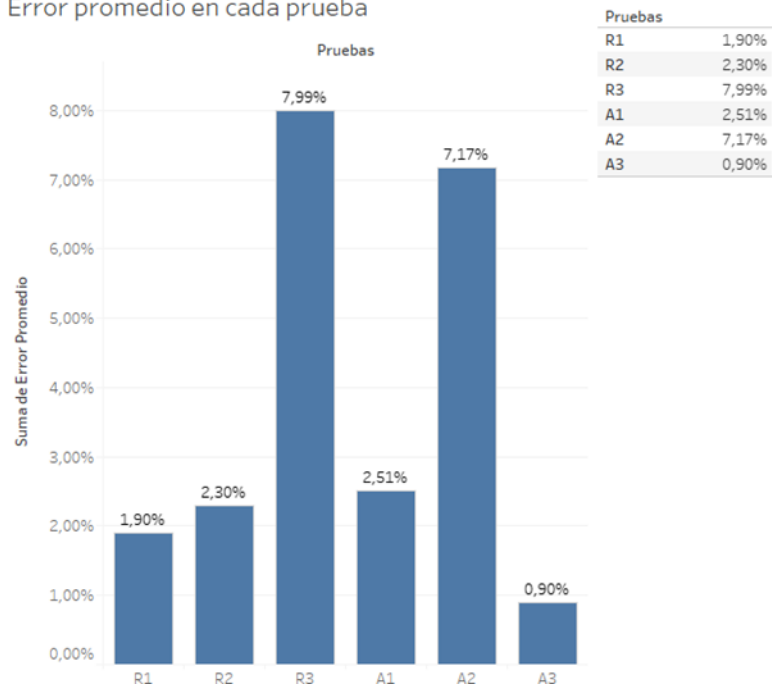


Figura 20. Error promedio en cada prueba, estudio Inter-apps

Error promedio de cada estado de actividad

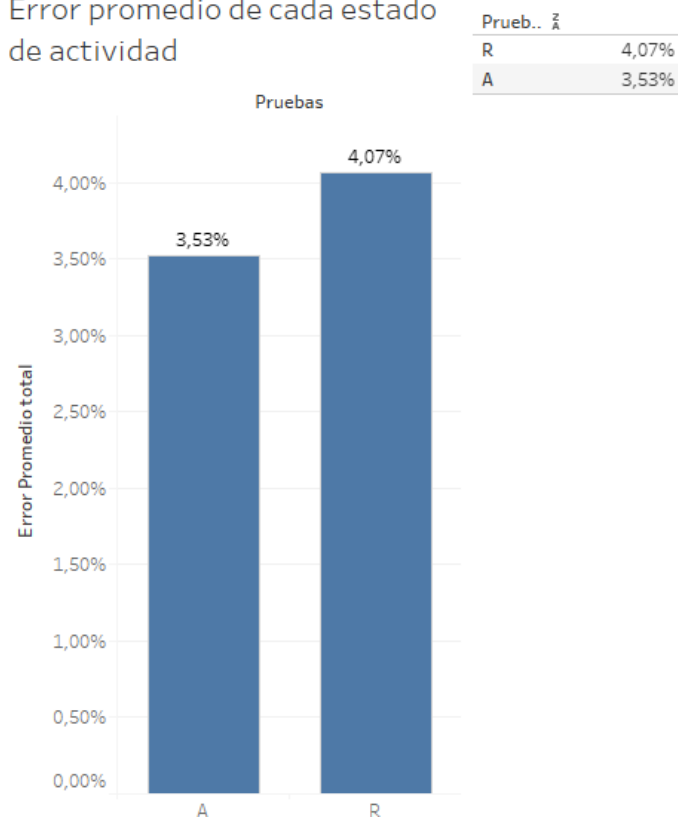


Figura 21. Error promedio en cada estado de actividad, estudio Inter-apps

Finalmente, para la modalidad de análisis inter-app se calculó adicionalmente el porcentaje promedio de error del desempeño de cada aplicación en ambos estados de actividad. Este consistió en la media aritmética de sus errores puntuales (figura 22 para reposo y figura 23 post-actividad).

Error promedio por app en reposo

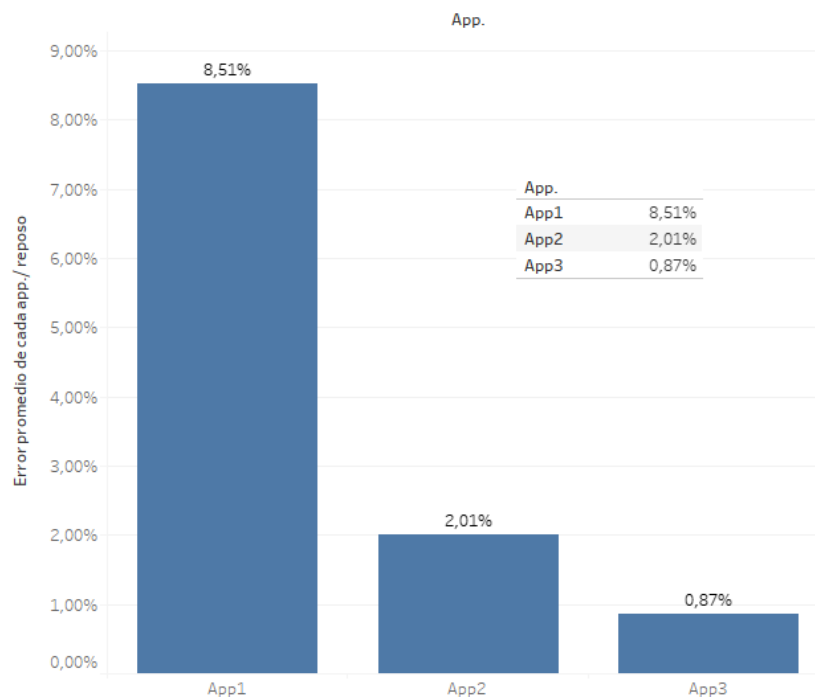


Figura 22. Errores promedio de cada app en reposo, Inter-apps

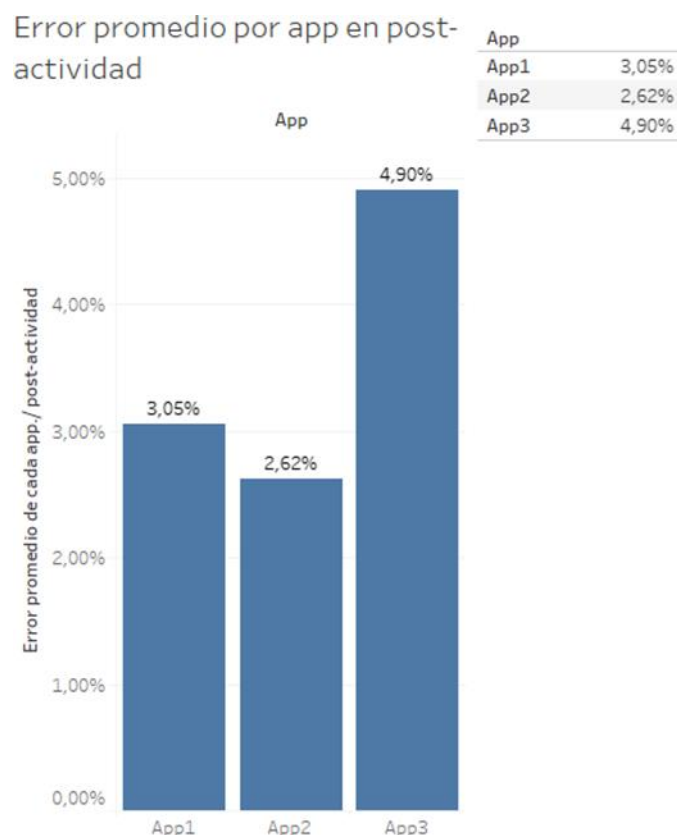


Figura 23. Error promedio de cada app post-actividad, Inter-apps

La tabla 6 reúne los datos estadísticos a través de los que se concluyó sobre la confiabilidad de las tecnologías en cuestión. En ella se observa la aplicación asociada a un estado de actividad y los datos numéricos necesarios para el cálculo de la precisión y exactitud. Para esta última se calculó el promedio de los errores absolutos o relativos (sección marco teórico). Mientras que la desviación estándar se determinó con los 3 datos de error absoluto por medio de la función de la herramienta Excel.

Medida estadística					Exactitud	Precisión
Estado de actividad	App	Error absoluto	Error absoluto	Error absoluto	Error absoluto promedio	Desviación estándar
Reposo	App1	1	11	5	5,6667	5,033222957
Reposo	App2	2	0	2	1,3333	1,154700538
Reposo	App3	4	2	2	2,6667	1,154700538
Post-Actividad	App1	0	7	16	7,6667	8,020806277
Post-Actividad	App2	5	4	5	4,6667	0,5773502692
post-Actividad	App3	10	2	1	4,3333	4,932882862

Tabla 6. Registro de datos estadísticos

Los datos estadísticos de la tabla 6 se ilustran en la figura 24, donde el eje de las ordenadas contiene la exactitud y el de las abscisas la precisión. En el gráfico se observan 6 puntos que representan una aplicación asociada a un estado de actividad. Su interpretación se basa en el hecho que para una buena precisión y exactitud el valor de ambas variables debe ser muy cercano a 0. De lo contrario al incrementar su magnitud implica que se aleja cada vez más de la medida real. Por lo tanto, los puntos que se acercan más a las coordenadas cartesianas del origen son más exactos y precisos.

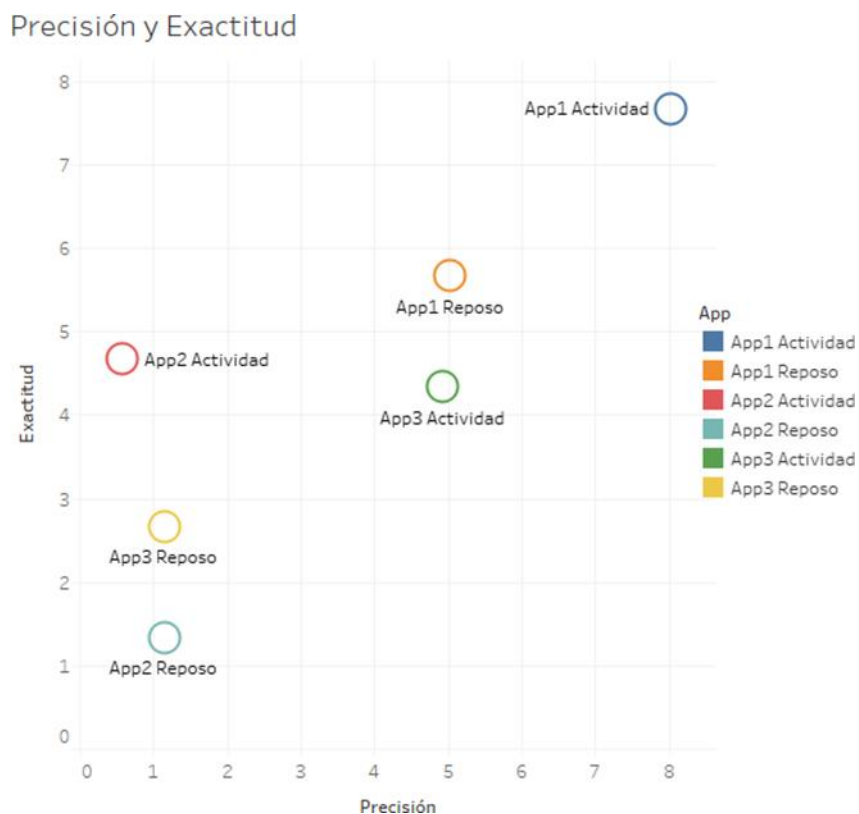


Figura 24. Precisión y exactitud de las apps

5.2 IMPLEMENTACIÓN Y VALIDACIÓN DEL ALGORITMO DE PROCESAMIENTO

En esta subsección se presentan los resultados obtenidos a partir de la ejecución del código P006. Cabe mencionar que algunos de ellos están en formato Excel, por lo cual se exponen con una foto. El detalle de estos se encuentra en anexos.

Por otra parte, se muestran resultados de solo 2 videos de los 30 procesados. Para efectos de síntesis de información. Estos dos videos corresponden a uno de los peores ejemplares: llamado s9v2, y a uno de los mejores resultados: denominado s1v1. El detalle también está disponible en la sección anexos.

Resultados P006: parte 1

Después de compilar el primer código, se reproduce el video sin sonido y con la ROI dibujada en un recuadro. Esta ventana se cierra una vez que deja de reproducirse el video. La señal visualizada corresponde a la original, equivalente al promedio de las intensidades de gris dentro de la ROI. El eje horizontal señala la duración del video en cantidad de fotogramas. Si se multiplica por la cantidad de fotos por segundo (30), equivale a la duración del video en unidades de segundos. En el eje vertical se

encuentran las intensidades. La figura 25 da a conocer lo obtenido al final de la ejecución en el video s1v1. El apartado (a) muestra la señal original y en (b) se ejemplifica con un extracto del archivo Excel generado. En la figura 26 se exhibe el resultado gráfico del video s9v2.

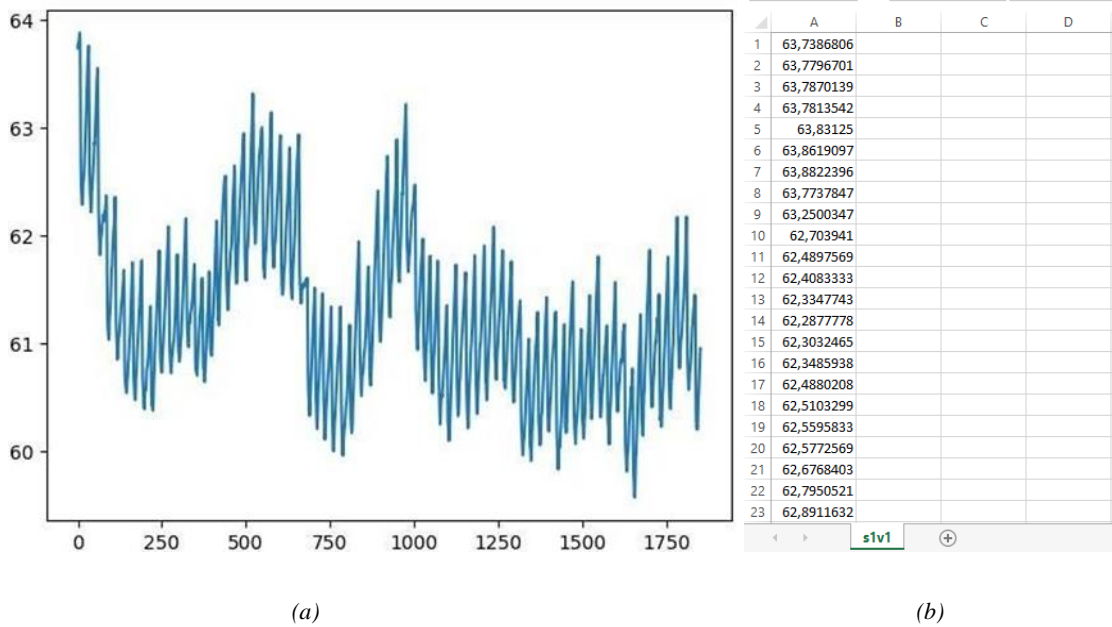


Figura 25. En (a), resultado gráfico P006-parte 1, video s1v1. En (b), foto archivo Excel video.csv

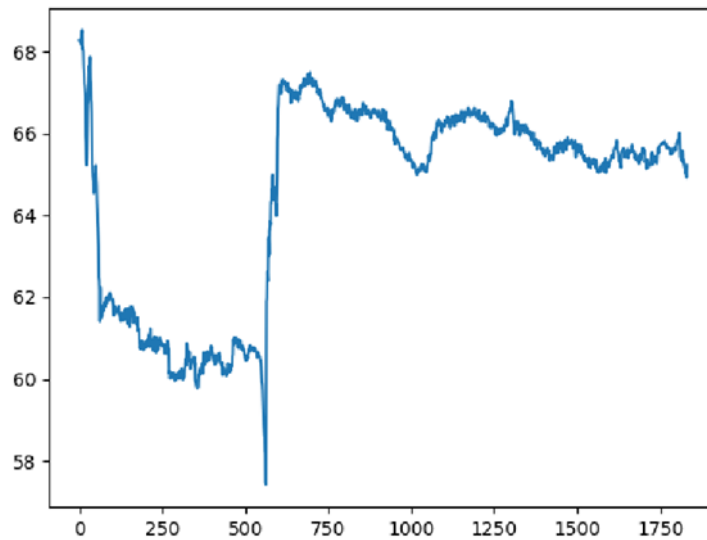


Figura 26. Resultado gráfico P006 parte 1, video s9v2

Resultados P006: parte 2

En este caso, la ejecución del código 2 resulta en lo que aparece en el apartado (a) de la figura 27 para el video s1v1. La figura 28 representa lo mismo que la 27(a), pero del video s9v2. La señal en azul corresponde a L1, que es la onda original. La curva del recuadro de al medio se denomina L2 y es la

resultante luego de haber aplicado el filtro promedio móvil. La última señal en rojo, es L3, la diferencia entre L1 y L2 (figura (a)). En la imagen 27(b) se observa el archivo .csv generado con los valores de la resultante L3.

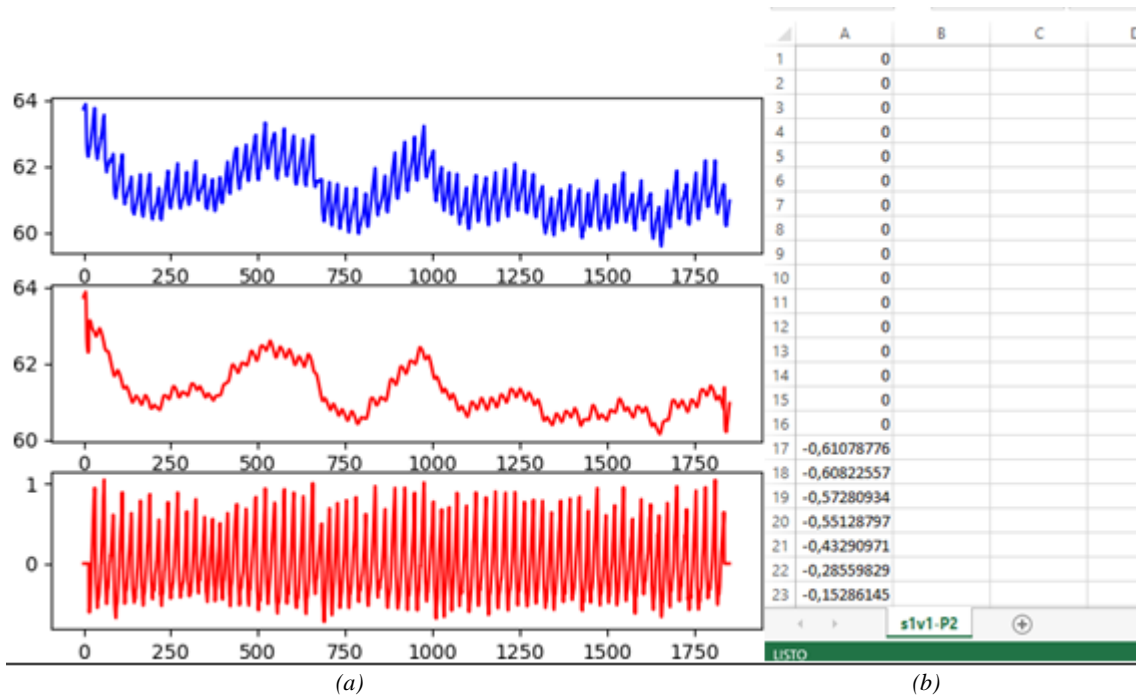


Figura 27. En (a), resultado gráfico P006-parte 2, video s1v1. En (b), foto archivo Excel video-P2.csv

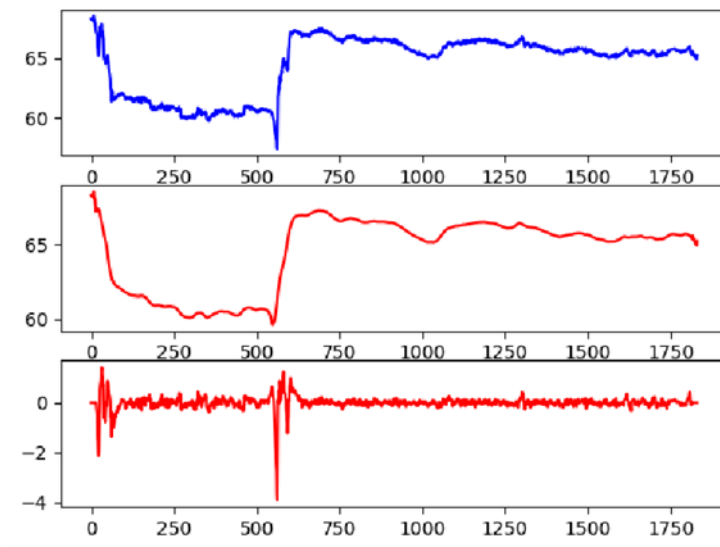


Figura 28. Resultado gráfico P006-parte 2, video s9v2

Resultados P006: parte 3

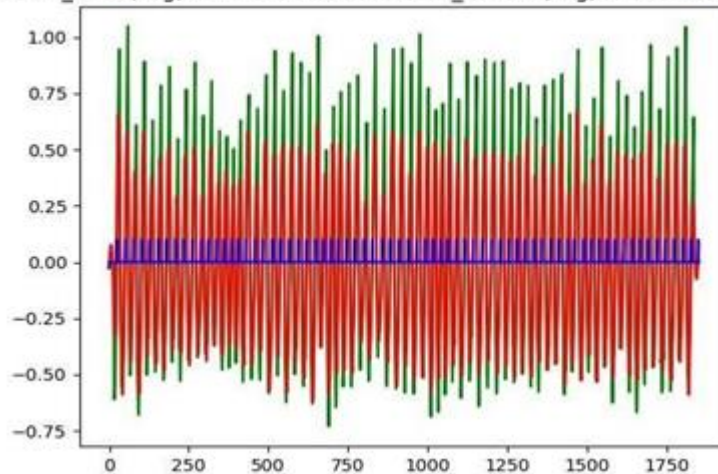
En la figura 29, L0 es la señal resultante del código anterior, señalada en verde. L1 (en color rojo), es lo obtenido luego del filtro de atenuación y L2 es el contador de pulsos (señal azul). Además, despliega en el

borde superior los resultados del análisis de pulsos realizado. En (a) se expone el documento generado con esta última información, (b) es el resultado gráfico del video s1v1 y (c) el resultado gráfico del video s9v2.

	A	B	C	D	E	F	G
1	s1v1	71	0,87	0,867	69	69,23	
2							

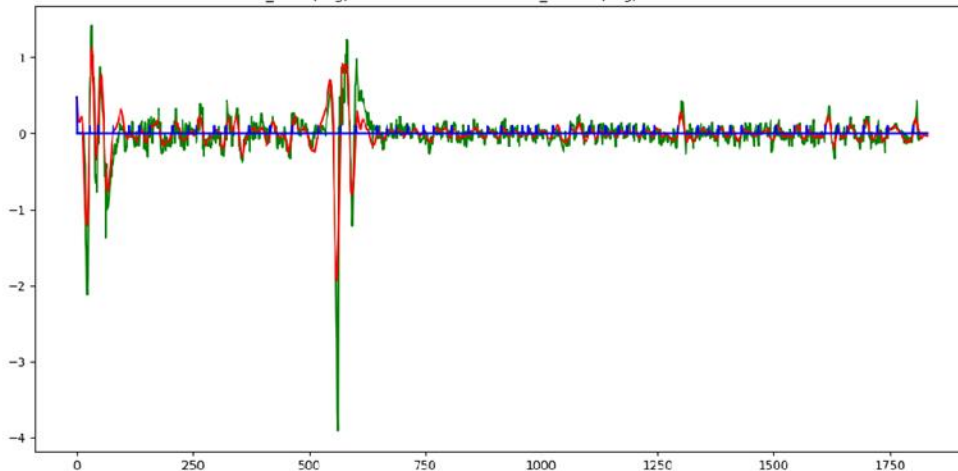
(a)

Total:71 Per_Prom(seg):0.87 PPM Prom:69.0 Per_Median(seg):0.867 PPM Median:



(b)

Total:58 Per_Prom(seg):1.036 PPM Prom:57.9 Per_Median(seg):0.967 PPM Median:62.07



(c)

Figura 29. En (a), foto archivo Excel Results_video.csv. En (b), resultado gráfico P006-parte3, video s1v1. (c) Resultado gráfico P00-parte3, video s9v2

Resultados P006: parte 4

En la figura 30 se presenta el archivo final, que concentra los 30 datos generados a partir del código anterior. En él se aparecen las 6 variables consideradas: el nombre del archivo, total de pulsos, período promedio, mediana del período, PPM promedio y mediana de PPMs.

	A	B	C	D	E	F
1	Archivo	Total	Periodo pror	Periodo mec	PPM prom	PPM median
2	s1v1	70	0,872	0,867	68,77	69,23
3	s1v2	69	0,893	0,9	67,18	66,67
4	s1v3	70	0,859	0,867	69,85	69,23
5	s2v1	91	0,675	0,667	88,86	90
6	s2v2	100	0,611	0,6	98,18	100
7	s2v3	89	0,688	0,633	87,27	94,74
8	s3v1	66	0,928	0,9	64,68	66,67
9	s3v2	54	1,139	1,033	52,68	58,06
10	s3v3	61	1,012	0,967	59,31	62,07
11	s4v1	87	0,703	0,7	85,38	85,71
12	s4v2	82	0,733	0,733	81,91	81,82
13	s4v3	86	0,709	0,7	84,58	85,71
14	s5v1	59	1,033	1,033	58,1	58,06
15	s5v2	56	1,112	1,067	53,98	56,25
16	s5v3	61	1,006	1,067	59,67	56,25
17	s6v1	102	0,606	0,6	99,02	100
18	s6v2	94	0,643	0,633	93,26	94,74
19	s6v3	67	0,917	0,767	65,42	78,26
20	s7v1	57	1,079	1	55,6	60
21	s7v2	64	0,926	0,933	64,76	64,29
22	s7v3	65	0,924	0,9	64,94	66,67
23	s8v1	62	0,978	0,9	61,38	66,67

Figura 30. Foto archivo Excel "RESULTADOS_GENERALES.csv"

Una vez obtenidos todos los datos, fueron llevados a una tabla junto con los valores de frecuencia cardíaca desplegados por el monitor durante las pruebas. De ellos se calculó el promedio y la mediana con el fin de revisar qué medida de tendencia central resultaba más fiel a lo observado. También se consideró el uso de la moda.

En seguida, se determinó el error absoluto a través de la resta entre la mediana de las PPM del monitor y del algoritmo, en valor absoluto. Lo mismo ocurrió con los promedios de ambas variables. Con estos resultados se decidió utilizar la mediana, dado que el porcentaje de error observado fue menor. En la tabla 7 se incluyen los 30 resultados en términos de la mediana. Entre ellos resaltan el video s9v2, con un error aproximado de 25 pulsaciones, y el s1v1, con un error cercano a 0. Se observan 2 mediciones con un error de 0 pulsaciones. Se registró 6 mediciones con un error superior al 3% establecido como condición inicial, lo que constituye el 20% de los datos.

Sujeto/Video	Mediana PPM monitor	Mediana PPM algoritmo	Error absoluto	Error PPM mediana
S1V1	69	69,23	0,23	0,33%
S1V2	67	66,67	0,33	0,49%
S1V3	70	69,23	0,77	1,10%
S2V1	93,5	90	3,5	3,74%
S2V2	100	100	0	0,00%
S2V3	96	94,74	1,26	1,31%
S3V1	63	66,67	3,67	5,83%
S3V2	62,5	58,06	4,44	7,10%
S3V3	63	62,07	0,93	1,48%
S4V1	86,5	85,71	0,79	0,91%
S4V2	82	81,82	0,18	0,22%
S4V3	84,5	85,71	1,21	1,43%
S5V1	58	58,06	0,06	0,10%
S5V2	55	56,25	1,25	2,27%
S5V3	55	56,25	1,25	2,27%

S6V1	100	100	0	0,00%
S6V2	96	94,74	1,26	1,31%
S6V3	95,5	78,26	17,24	18,05%
S7V1	63	60	3	4,76%
S7V2	63	64,29	1,29	2,05%
S7V3	64,5	66,67	2,17	3,36%
S8V1	67	66,67	0,33	0,49%
S8V2	71	72	1	1,41%
S8V3	69	69,23	0,23	0,33%
S9V1	83	81,82	1,18	1,42%
S9V2	87,5	62,07	25,43	29,06%
S9V3	90,5	75	15,5	17,13%
S10V1	81	81,82	0,82	1,01%
S10V2	83	81,82	1,18	1,42%
S10V3	81	78,26	2,74	3,38%

Tabla 7. Errores absolutos del total de datos resultantes

De los 30 datos se validó 27 en razón de la alta presencia de ruido observada en el análisis de las señales resultantes. Dichos videos son s6v3, s9v2 y s9v3. Se calculó un error absoluto promedio con el que se cuantificó el valor de la exactitud tanto para el total de los datos como para aquellos que fueron considerados válidos, a través de la resta de cada uno de esos resultados con lo expuesto por el monitor. La precisión fue determinada por la función desviación estándar, utilizando en primer lugar todos los datos y luego solo los válidos, como se expresa en la tabla 8.

Mediana	Precisión	Exactitud
Total datos	5,81	3,11
Datos válidos	1,20	1,30

Tabla 8. Precisión y exactitud de los grupos de datos del algoritmo

Para terminar, los resultados de precisión y exactitud de la tabla 8 fueron comparados con los obtenidos previamente del estudio de apps. Estos se presentan en la tabla 9 y se grafican en la figura 31.

Aplicación	Precisión	Exactitud
App1 Reposo	5,03	5,67
App1 Actividad	8,02	7,67
App2 Reposo	1,15	1,33
App2 Actividad	0,58	4,67
App3 Reposo	1,15	2,67
App3 Actividad	4,93	4,33
Total datos alg.	5,81	3,11
Datos válidos alg.	1,20	1,30

Tabla 9. Resumen de los resultados de precisión y exactitud del algoritmo implementado y las apps estudiadas

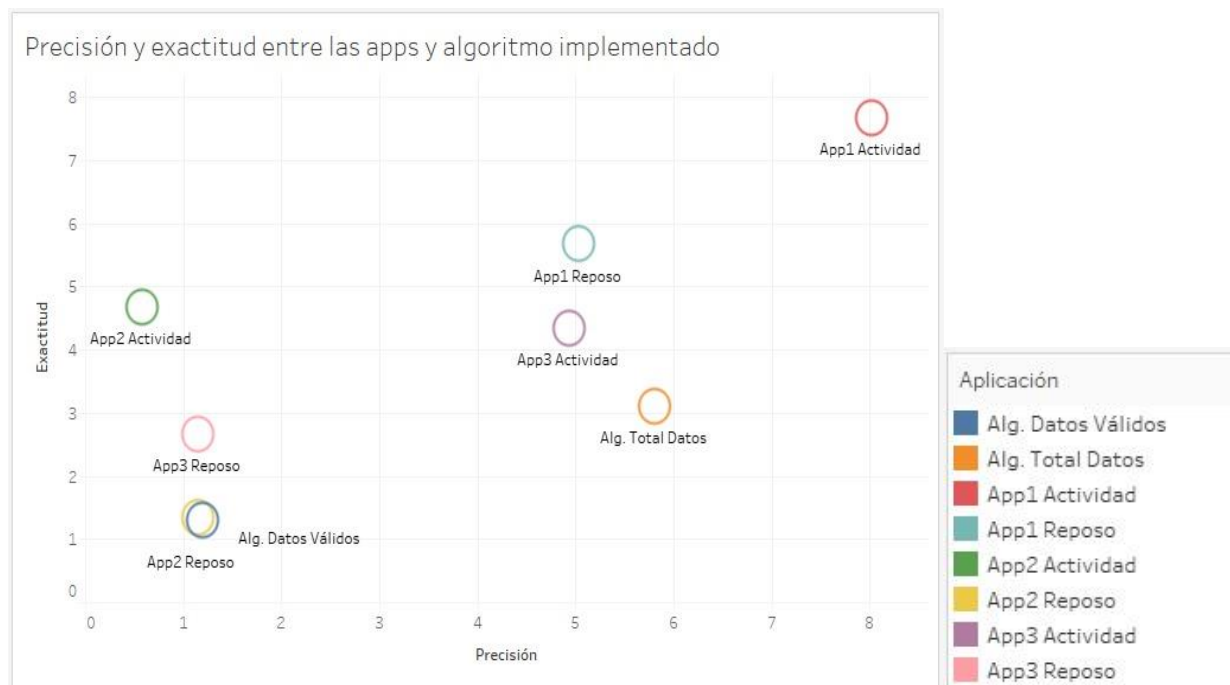


Figura 31. Precisión y exactitud de las apps y el algoritmo implementado

6. DISCUSIÓN

6.1 ESTUDIO PRELIMINAR DE CONFIABILIDAD DE APLICACIONES

Análisis de variabilidad “Intra- apps”

A partir de la lectura de la tabla 4 se observa que, de un total de 18 mediciones, 9 sobrepasan el límite de error propuesto (3%), es decir la mitad. Estos valores se señalan en rojo. En desglose, 4 pertenecen a la app1; 2 en estado de reposo y 2 en estado de actividad. Tres son de la app2, los que se presentaron únicamente en actividad. Mientras que la app3 obtuvo 2 errores; uno en estado de reposo y otro en post-actividad.

En general 2 de estos errores son los que más resaltan por la magnitud de sus resultados, ambos atribuidos a la app1. El primero de 12.94%, con una diferencia de 11 latidos por encima de lo que indicó el monitor, en estado de reposo. El segundo, de 13.68% a raíz de una diferencia de 16 latidos por debajo de lo entregado por el monitor en una medición realizada en estado de post-actividad.

Por otra parte, la app2 fue la única que pudo concretar una prueba sin presentar errores mayores al 3%. En específico, la prueba 2 en reposo. Aunque cuando los tuvo no presentó mucha dispersión en sus datos. Se registraron 2 mediciones con 0% de error. En cuanto al error promedio, 3 de las 6 estimaciones superan el 3%. El valor más bajo pertenece a la app2 con 1.56%, en reposo. Lo que significa que en general esta aplicación fue la que más se acercó a los valores reales. La app1 presentó dos de los errores promedio más altos y en ambos estados de actividad; 6.64% en reposo y 6.31% en post-actividad. Por último, la app2 obtuvo un valor de 4.81% en estado de post- actividad. Véase la figura 18.

Según lo visto en la figura 19, el estado de actividad que alcanzó mayor porcentaje de error fue post-actividad con un 4.71%. Se presume que este resultado tiene que ver con el hecho de que en este instante la frecuencia cardíaca está retornando a sus valores normales y con que este ajuste ocurre muy rápido.

Esto se condice con que de los 9 errores que superan el máximo, solo 3 pertenecen al estado de reposo y 6 a post- actividad.

En lo que respecta al tiempo de duración de las mediciones (entendido como el tiempo que tardó el despliegue de un resultado), es esperable que al haber más pulsaciones por minuto la aplicación demore más en ajustar sus parámetros de entrada, producto de la gran variación. El mayor tiempo de ajuste es de 31 seg. y coincide con la medición que da inicio a la prueba 2, siendo el mayor valor registrado en toda la modalidad. Dado lo anterior es razonable pensar que, para una prueba de 3 mediciones con la misma aplicación, el tiempo de ajuste disminuya conforme este transcurre. No obstante, en la prueba 3 ocurrió lo contrario. Tabla 4.

Análisis de variabilidad “Inter- apps”

En función del análisis de la tabla 5, de las 18 mediciones efectuadas, 8 de ellas presentan errores puntuales mayores al 3%. Cuatro ocurrieron en estado de reposo y los 4 restantes durante post-actividad.

La app1 superó la condición mencionada en todas sus mediciones en estado de reposo. El más llamativo de 18.95% a causa de una diferencia de 18 latidos bajo el valor real. Otro resultado que destacó por su gran magnitud fue de la app3 en post-actividad, debido a una diferencia de 19 latidos por debajo del valor del monitor mp, lo que significó un 13.48%. En el otro extremo se registró 2 mediciones con un error del 0% y ambas pertenecen a la app3, en estado de reposo.

Acorde a la figura 20, solo 2 de valores superan la condición impuesta inicialmente, estos son 7.99% procedente de la prueba 3 en estado de reposo, y 7.17% de la prueba 2 en post-actividad. Ahora bien, estos resultados de error promedio no son indicativos del desempeño de una aplicación en particular dado que son el promedio de los valores de las 3 aplicaciones en una misma prueba. Sin embargo, se pueden utilizar para valorar el comportamiento de ellas en forma general o también para discutir sobre la variación del estímulo que se está midiendo, tomando en cuenta que al ser producido por una persona de manera natural está afecto al entorno, lo que eventualmente impacta sobre la medición.

El gráfico de la figura 21 demuestra que el error más alto se observó en reposo con un 4.07%. De los 8 errores registrados por sobre el 3% aceptable, 4 son de reposo y 4 en post-actividad. Si se los compara con los resultados expuestos para la modalidad de análisis Intra-apps, estos distan completamente de la lógica utilizada en su observación. Debido a que se espera que la calma del reposo proporcione estabilidad para la captura de esos datos. A pesar de ello se recalca que la finalidad de la modalidad Inter-apps es contrastar el funcionamiento consecutivo de las aplicaciones dentro de un período de tiempo corto. Además, se debe considerar que para evitar influir en los registros, cada aplicación tomó los distintos lugares a lo largo del avance de las pruebas, de esa forma todas tuvieron el mismo nivel de exigencia.

En cuanto a los tiempos de ajuste de la tabla 5, en general son bastante cortos, lo que indica una rápida adaptación frente a las variaciones de frecuencia cardíaca considerando que corresponden al estado de post- actividad. La única aplicación que presentó un tiempo excesivo de ajuste de 1 min y 26 sg. fue la app1.

LA APP MÁS CONFIABLE

La modalidad de análisis de variabilidad Intra-apps, puso a prueba de forma consecutiva a la misma aplicación dentro de alrededor de 1 minuto. Por lo tanto, para este estudio se considera que estos resultados son más demostrativos respecto de la valoración del ejercicio de las aplicaciones, en comparación con la otra modalidad.

Debido a que las magnitudes de la precisión y exactitud se miden en latidos, la expectativa es que se acerquen a 0 tanto como sea posible. Según lo revisado en la literatura (tabla 2), una de las condiciones para que la precisión y exactitud sean valorizadas como aceptables no debe haber una dispersión de más allá de 3 latidos. Por lo cual se aplicó la misma determinación para los resultados de la tabla 6.

Aplicaciones con mejor precisión

La app2 en estado de reposo obtuvo alrededor de 1 latido de dispersión entre sus datos al igual que la app3 en estado de reposo. La app2 en post-actividad, resultó con un valor positivamente bajo aproximado a la unidad, de 1 latido de dispersión entre sus mediciones.

Aplicaciones con mejor exactitud

La app2 en estado de reposo alcanzó aproximadamente 1 latido de error respecto al valor real. Mientras que la app3 en estado de reposo obtuvo en torno a 3 latidos de desviación del resultado (aproximación por redondeo). Lo que se encuentra dentro de los márgenes fijados. En total, las aplicaciones que registraron una buena precisión y exactitud fueron la app2 y app3, ambas en reposo. En el caso de la app2 en post-actividad, obtuvo la mejor desviación estándar registrada, sin embargo, su exactitud se alejó completamente de los parámetros. En otras palabras, sus resultados presentan una alta cercanía entre ellos, pero no se acercan al valor de referencia. En general se aprecia que los resultados con alta precisión pueden no tener buena exactitud, en cambio, a la inversa esto no ocurre. Así como también se da el caso de aquellas que reflejaron ser exactas y precisas.

La app1 parece ser la que más se aleja del ideal, a causa de que no presentó una exactitud ni precisión aceptable en ningún caso de prueba. Un ejemplo es que, con una frecuencia cardíaca en estado de reposo, despliega alrededor de 6 latidos de distancia con el valor referencial.

En la figura 24 se puede visualizar lo comentado, que la app2 entrega más precisión, pero no siempre buena exactitud. En base a los métodos de captura, es posible que esto último se vea influenciado por la variabilidad de la frecuencia cardíaca, lo que apunta a su buen desempeño solo cuando las condiciones de adquisición son ideales. La app3, por ejemplo, solo demostró ser confiable en esa situación. Como caso contrario la app1 en ambos estados de actividad evidenció ser inexacta e imprecisa.

Finalmente, con los antecedentes analizados se puede concluir que la aplicación más confiable a partir de las pruebas efectuadas es la app2: **Instant Heart Rate**. En base a la información levantada se afirma que no existe evidencia suficiente en cuanto a este tipo de aplicaciones que se ofrecen en el mercado. Tampoco se da a conocer bien la trayectoria o experiencia de las compañías y personas que las desarrollan. Por tratarse de una app móvil que ofrece mediciones confiables, exactas y/o precisas en salud, no es un hecho menor, y da paso a la duda, la poca disponibilidad de datos y estudios que avalen lo que las empresas ofrecen. Más aún si se toma en cuenta que algunas de ellas son vendidas para efectuar monitoreos durante el ejercicio físico y que el común de los usuarios confía en su funcionamiento. Por lo tanto, pensando en las discusiones actuales en relación con la telemedicina, estas herramientas tienen el potencial de monitorizar y detectar algunas patologías, aunque se da por entendido que existe una variable tecnológica (como en el caso de los celulares), que puede ocasionar algunas variaciones a tener en cuenta en el diseño de la aplicación.

Por último, se validó la tecnología de captura de datos previo a la implementación y validación del algoritmo P006. Este fue un hecho importante puesto que las cámaras digitales de los *smartphones*, al volverse cada vez más actualizadas, cuentan con características de ajuste automático de luz. Por ello las intensidades de color captadas por el lente se vuelven más uniforme, por lo que se perciben menos variaciones, hecho que de alguna manera perjudica el procesamiento de los resultados.

6.2 IMPLEMENTACIÓN Y VALIDACIÓN DEL ALGORITMO DE PROCESAMIENTO

Luego de validar la tecnología de captura de datos y de implementar el algoritmo desarrollado, se dio paso a su posterior validación:

En primer lugar, se consideró determinar las PPM promedio de los valores referenciales y PPM promedio de lo arrojado por el programa. No obstante, esto fue descartado dado que la media aritmética se ve muy alterada por datos extremos, por lo que se vuelve menos representativa. Así es que se utilizó el cálculo de la mediana para efectuar los análisis posteriores.

En general los resultados observados son positivos. De las 30 mediciones captadas, 6 de ellas superan una diferencia de 3 latidos respecto al valor referencial. En particular de estas últimas, 3 exceden una distancia de 15 latidos con lo desplegado por el monitor. En relación con esto se estudió los gráficos desplegados y se evidenció una alta presencia de ruido en las señales. Considerando la tendencia de la mayoría de los resultados, es posible suponer que este ruido pudo ser influenciado por variables ajenas al código. Entre las que cuentan; movimientos involuntarios de los sujetos, autoajustes hechos por la cámara o por aplicar más presión de la necesaria sobre el dispositivo, originando fluctuaciones. Por esa razón es que esos videos fueron descartados para el cálculo de precisión y exactitud. Aunque de igual manera se expuso en la sección 5 los gráficos y datos numéricos resultantes a partir del análisis del video con error más alto (con alrededor de 25 pulsaciones de diferencia entre el valor medido y el obtenido).

En general los valores resultantes sobre la confiabilidad del algoritmo fueron más cercanos a la precisión y exactitud que a la imprecisión e inexactitud. Como se expuso en la sección 5, se calculó ambos conceptos tanto para los datos considerados válidos como para los que no. Estos últimos contenían los resultados con errores muy altos y aun así se obtuvo valores que, aunque se alejaron del ideal, fueron aceptados (3 latidos para exactitud y 6 para precisión). Mientras que de los válidos se obtuvo una precisión y exactitud de alrededor de 1 latido, lo cual es muy bueno.

Si se comparan con el mismo análisis obtenido del estudio de apps (tabla 8), estos datos son incluso mejores que el resultado de la peor de las apps. En resumen, la precisión y exactitud alcanzada por los datos válidos del programa son muy parecidos al desempeño de la app2 en reposo. La que tiene cerca de 1 latido de diferencia con el valor real y entre las mediciones, lo cual es un buen punto de comparación. Sin embargo, para validar el algoritmo no se registró pruebas en estado de post-actividad.

Una limitación es la dificultad para extraer información sobre la confiabilidad de las mediciones. Dado que algunas veces producto de la traducción idiomática, son tratados como sinónimos precisión, exactitud y otros términos, cuando en sentido estricto no lo son.

Considerando los buenos resultados obtenidos para detección de frecuencia cardíaca, el algoritmo tiene potencial para detectar arritmias. Al haber una variación en el período de los ciclos cardíacos puede concluirse sobre cambios de frecuencia como consecuencia de ese análisis. Aunque en este sentido debe tenerse especial cuidado con pulsos falsos generados por interferencias impropias del algoritmo. Una limitación en ese aspecto fue que no se dispuso de un simulador de frecuencia cardíaca y arritmias basado en PPG para obtener conclusiones en ese ámbito.

7. CONCLUSIÓN

La implementación del algoritmo en conjunto con el diseño del experimento dio como resultado la validación del funcionamiento del sistema de detección de frecuencia cardíaca basado en PPG por imágenes, dando por cumplidos tres de los cuatro objetivos específicos planteados.

Los datos de dicha validación fueron contrastados con lo obtenido en el estudio preliminar de apps alcanzando resultados positivos dado que se encontró valores con poca dispersión (precisos) y cercanos al valor de referencia (exactos), entregado por el monitor multiparámetros. Por lo mismo, este desarrollo tiene la potencialidad de implementarse para el estudio y detección de arritmias para el monitoreo ambulatorio.

En relación con el estudio de confiabilidad aplicado a un caso de uso de apps móviles, los resultados fueron sorprendentes. Tal como hubo algunos muy buenos, también los hubo malos; inexactos e imprecisos. **Instant Heart Rate** (App2) demostró responder con buena precisión en reposo y post-actividad, y con buena exactitud con valores de frecuencia cardíaca correspondientes a un estado de reposo. Parecido a lo anterior, la app3: **Pulsómetro plus**, demostró tener buena precisión y exactitud solo en casos de frecuencia cardíaca estable.

La expectativa era alta frente a la evaluación de herramientas aplicadas en salud existentes en el mercado, sin embargo, se descubrió que algunas apps aseguran resultados que no siempre se cumplen, como se vio en este estudio, así como tampoco entregan al usuario información que respalde lo que ofrecen. Con esto se cumplió el tercer objetivo específico y se validó la tecnología de captura de datos (cámara del teléfono).

El campo de la fotoplethismografía por imágenes es una herramienta cuyo uso actualmente es muy masivo, pero no se puede asegurar a ciencia cierta, cuáles de todos los avances existentes entregan resultados certeros y son más confiables, dejando aparte el marketing que hay detrás de su masificación.

Se espera que el desarrollo confiable de este tipo de tecnologías avance y que su uso se propague a la población en miras de detectar tempranamente sintomatologías y enfermedades que muchas veces son silenciosas, hasta el momento en que desatan daños severos y muchas veces irreparables en la salud.

8. ANEXOS

Código: P006-partel

```
import cv2
import numpy as np
import matplotlib.pyplot as plt

print("presione una tecla para terminar.")
NOMBRE="s1v1"
video = cv2.VideoCapture(NOMBRE+".mp4")
retval, img = video.read() #leemos la primera imagen del video
nc0,nf0,c=img.shape #tamaño
print("Tamaño original:",nf0,nc0,c)

L=[]
while cv2.waitKey(1)==-1:
    retval, img = video.read()
    if retval==False:
```

```

        break
    img=cv2.resize(img, (int(nc0/2),int(nf0/2)),cv2.INTER_NEAREST)
    nc,nf,c=img.shape #tamaño
    img=cv2.rotate(img, cv2.ROTATE_90_CLOCKWISE)

    nf2=int(nf/2)
    nc2=int(nc/2) # se calcula el ROI en la imagen

    img2 = cv2.cvtColor(img,cv2.COLOR_BGR2GRAY) #convierte a gris
    A = 120
    img3 = img2[nf2-A:nf2+A,nc2-A:nc2+A] #obtiene el ROI
    L.append(np.average(img3)) #guarda en lista el promedio de img3
    img = cv2.rectangle(img, (nc2-A,nf2-A), (nc2+A,nf2+A), (255,255,255))#dibuja
ROI
    cv2.imshow('Ventana1',img)
#CIERRA LOOP
cv2.destroyAllWindows() #cierra las ventanas
video.release() #cierra el video

plt.plot(L)
plt.show()

#ARCHIVO DATOS PUROS
F=open(NOMBRE+".csv","w") #Crea archivo con DATOS puros
for i in range(len(L)):
    s1=str(L[i])
    s1=s1.replace('.',',') #para excel que están en español
    F.write(s1+"\n")
F.close() #fin archivo

```

Código: P006-parte2

```

import numpy as np
import matplotlib.pyplot as plt

NOMBRE="s1v1"
#F=open("./archivos excel/"+NOMBRE+".csv","r") #Crea archivo con resultados
F=open(NOMBRE+".csv","r") #Crea archivo con resultados
L0=F.readlines()
F.close() #fin archivo
n=len(L0)
L1=[]
for i in range(n):
    s=L0[i].replace(",",".")
    L1.append(float(s))

#Procesamiento de Señal
L2=L1.copy()
r=16;#<----- ajusta filtro pasa bajos
for i in range(r,n-r): #Promedio móvil
    L2[i]=np.mean(L2[i-r:i+r])

#Eliminar la baja frecuencia o señal continua o media
L3=L1.copy()
for i in range(n): #Promedio móvil

```

```

    L3[i]=L1[i]-L2[i]

FIG, SUB=plt.subplots(3,1)
SUB[0].plot(L1, "b")
SUB[1].plot(L2, "r")
SUB[2].plot(L3, "r")
FIG.show()

F=open(NOMBRE+"-P2.csv", "w") #Crea archivo con resultados
for i in range(n):
    F.write(str(L3[i]).replace(".", ",")+"\n")
F.close() #fin archivo

```

Código: P006-parte3

```

import numpy as np
import matplotlib.pyplot as plt
from scipy.signal import savgol_filter

#PARTE 3: ANALISIS DE PULSOS
NOMBRE="slv1"
#F=open("./archivos excel/"+NOMBRE+"-P2.csv", "r") #Crea archivo con
resultados
F=open(NOMBRE+"-P2.csv", "r") #Crea archivo con resultados
L=F.readlines()
F.close() #fin archivo
n=len(L)
L0=[]
for i in range(n):
    s=L[i].replace(", ", ".")
    L0.append(float(s))

Lbase = savgol_filter(L0, 101, 3)
L0b = savgol_filter(L0, 21, 3)
L1=list(np.array(L0b) - np.array(Lbase))

#*****
#análisis de cruces por cero
L2=L1.copy()
m1=0
im1=0
imlanterior=0
P=[]
fps=30 #frame per second

for i in range(1,n):
    periodo=(i-imlanterior)/fps
    if L1[i]>=0 and L1[i-1]<0 and (periodo>0.4):

```

```

        m1=m1+1#contar
        im1=i #guardar i actual
        L2[i]=0.1
        if m1>1:
            periodo=im1-imlanterior
            P.append(periodo)
            imlanterior=im1
    else:
        L2[i]=0

#cálculos final
s_Pulsos=str(m1)
periodo_prom=np.mean(P)
periodo_prom_seg=periodo_prom/fps
s_periodo_prom=str(round(periodo_prom_seg*1000)/1000)
ppm1 = 60/periodo_prom_seg #pulsos por minutos
s_ppm1 = str(round(ppm1*100)/100)
periodo_median=np.median(P)
periodo_median_seg=periodo_median/fps
s_periodo_median=str(round(periodo_median_seg*1000)/1000)
ppm2 = 60/periodo_median_seg #pulsos por minutos
s_ppm2 = str(round(ppm2*100)/100)

plt.plot(L0,"g")
plt.plot(L1,"r")
plt.plot(L2,"b")
plt.title("Total:"+s_Pulsos+"          Per_Prom(seg):"+s_periodo_prom+"          PPM
Prom:"+s_ppm1+" Per_Median(seg):"+s_periodo_median+" PPM Median:"+s_ppm2)
plt.show()

#ARCHIVO RESULTADOS ANALISIS
F=open("Result_"+NOMBRE+".csv","w") #Crea archivo con resultados
#"Archivo" "Total:" "Periodo prom:" "Periodo median:" "PPM prom:" "PPM
median:"
F.write(NOMBRE+";")
F.write(s_Pulsos.replace('.',',')+";")
F.write(s_periodo_prom.replace('.',',')+";")
F.write(s_periodo_median.replace('.',',')+";")
F.write(s_ppm1.replace('.',',')+";")
F.write(s_ppm2.replace('.',',')+";")
F.close() #fin archivo

```

Código: P006-parte4

```

import numpy as np
import matplotlib.pyplot as plt

L=[]
L.append("Archivo;Total;Periodo prom;Periodo median;PPM prom;PPM median")

```

```

for s in range(1,11):
    for v in range(1,4):
        NOMBRE="s"+str(s)+"v"+str(v)
        print(NOMBRE)
        F=open("Result_"+ NOMBRE+".csv","r")
        L.append(F.readline())
        F.close() #fin archivo
F=open("RESULTADOS_GENERALES.csv","w") #Crea archivo con resultados
for i in range(len(L)):
    F.write(L[i)+"\n")
F.close() #fin archivo

```

9. REFERENCIAS

- [1] Santander, "Wearables: ¿qué son y para qué se utilizan?," 25 julio 2022. [Online]. Available: <https://www.santander.com/es/stories/wearables-que-son-y-para-que-se-utilizan>.
- [2] Apple, "Realizar un electrocardiograma con la app ECG en el Apple Watch - Soporte técnico de Apple (CL)," [Online]. Available: <https://support.apple.com/es-cl/HT208955>. [Accessed 25 Julio 2022].
- [3] R. E. Klabunde, "Fisiología cardiovascular," in *Fisiología cardiovascular*, pp. 2013-2015.
- [4] H. a. C. H. Nissel, "Seltene Ursache Einer Akuten Inneren Blutung," in *Seltene Ursache Einer Akuten Inneren Blutung*, vol. 4, 1977, pp. 44-47.
- [5] U. d. Chile, "Biblioteca Síntesis: Arritmias supraventriculares," [Online]. Available: <https://sintesis.med.uchile.cl/index.php/component/content/article/101-revision/r-de-urgencias/1916-arritmias-supraventriculares?Itemid=101>. [Accessed 15 Diciembre 2021].
- [6] M. e. médica, "Pulso : MedlinePlus enciclopedia médica," [Online]. Available: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/003399.htm>. [Accessed 15 Diciembre 2021].
- [7] C. Mayo, "Cómo tomarte el pulso - Mayo Clinic," [Online]. Available: <https://www.mayoclinic.org/es-es/how-to-take-pulse/art-20482581>. [Accessed 15 Diciembre 2021].
- [8] "Publicaciones medicina UC: Pulso arterial," [Online]. Available: <http://publicacionesmedicina.uc.cl/ManualSemiologia/180PulsoArterial.htm>. [Accessed 13 Abril 2022].
- [9] "El corazón y sus ruidos cardíacos normales y agregados. Una somera revisión del tema," [Online]. Available: http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0026-17422016000200049. [Accessed 15 Diciembre 2021].
- [10] MedlinePlus, "Auscultación: MedlinePlus enciclopedia médica," [Online]. Available: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/002226.htm>. [Accessed 15 Diciembre 2021].
- [11] P. A. Danieri, in *Electromedicina: Equipos de diagnóstico y cuidados intensivos*, 2007.
- [12] A. a. B. P. Massella, in *Endoscopes*, vol. 3, 2020, pp. 27-35.
- [13] Y. a. L. F. a. G. D. Kurylyak, "Smartphone-Based Photoplethysmogram Measurement," *ResearchGate*, 2012.
- [14] D. Player, "DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES -

-] PDF Free Download," [Online]. Available: <https://docplayer.es/154057800-Departamento-de-electrica-electronica-y-telecomunicaciones.html> . [Accessed 14 Diciembre 2021].
- [15 L. Higuera Ortega, "Manual de enfermería, arritmias y electrofisiología," [Online]. Available: <http://www.fundaciondelcorazon.com/informacion-para-pacientes/metodos-diagnosticos/holter.html>. [Accessed 14 Abril 2022].
- [16 D. Y. B. Millán, "Monitoreo ECG tipo Holter," [Online]. Available: <https://cardiologialosmochis.com/portfolio/holter/>. [Accessed 15 Diciembre 2021].
- [17 M. expo, "Choosing the right multi-parameter monitor - Buying Guides MedicalExpo," [Online]. Available: <https://guide.medicalexpo.com/choosing-the-right-multi-parameter-monitor/>. [Accessed 14 Diciembre 2021].
- [18 A. a. C. U. Ekhare, "Design and development of multi-parameter patient monitoring system with wireless," *2014 International Conference on Control, Instrumentation, Communication and Computational Technologies, ICCICT 2014*, 2021.
- [19 a. S. R. a. T. Q. F. C. a. B. M. Q. F. María, "Validación de procesos- ISP".
-]
- [20 D. A. a. H. F. a. C. S. R. Skoog, in *Principios de análisis instrumental*, 2008.
-]
- [21 S. C. C. a. R. P. Canale, *Métodos numéricos para ingenieros*, 2015.
-]
- [22 Apple, "Soporte técnico de Apple (CL)," [Online]. Available: <https://support.apple.com/es-cl/HT208955>. [Accessed 14 Noviembre 2021].
- [23 D. Infinity. [Online]. Available: <https://droidinfinity.com/>. [Accessed Junio 2022].
-]
- [24 "Ritmo Cardíaco Instantaneo en App Store," [Online]. Available: <https://apps.apple.com/es/app/ritmo-%20card%C3%ADaco-instantaneo/id409625068>. [Accessed Junio 2022].
- [25 "Pulsómetro Plus en App Store," [Online]. Available: <https://apps.apple.com/ar/app/puls%C3%B3metro-plus/id1061544495>. [Accessed Junio 2022].
- [26 I. GENERAL MEDITECH, "Monitor G3 Servicio manual V0.1," [Online]. [Accessed Junio 2022].
-]
- [27 S. C. M. I. L. Company, "Instruction Manual for C30 Multiparameter Monitor," [Online]. [Accessed Junio 2022].
-]
- [28 M.-. D. médica, "Monitor Multiparámetros modelo H5," [Online]. [Accessed Junio 2022].
-]
- [29 Z. Medical, "Incluye See-Thru CPR ® Manual del usuario de Propaq ® M," 2019. [Online]. [Accessed Junio 2022].
-]
- [30 OPS, "Aspectos técnicos y regulatorios sobre el uso de oxímetros de pulso en el monitoreo de pacientes con COVID-19," 7 Agosto 2020. [Online]. [Accessed Junio 2022].
- [31 U. -. S. a. m. f. o. b. f. m. u. a. m. d. -. G. Patents. [Online]. Available: <https://patents.google.com/patent/US10478075B2/en?q=PPG+smartphone&oq=PPG+smartphone>. [Accessed Julio 2022].
- [32 "US10973422B2 - Photoplethysmography-based pulse wave analysis using a wearable device - Google Patents," 2016. [Online]. Available: <https://patents.google.com/patent/US10973422B2/en?q=app+PPG+para+smartphone&oq=app+PPG+pa+ra+smartphone>. [Accessed Julio 2022].
- [33 L. Velo, "Arrhythmia monitoring using photoplethysmography," 2018. [Online]. [Accessed Julio 2022].

-
- [34 "General Python FAQ — Python 3.10.1 documentation," [Online]. Available:
] <https://docs.python.org/3/faq/general.html#what-is-python>. [Accessed Noviembre 2021].
- [35 "OpenCV: Introduction to OpenCV-Python Tutorials," [Online]. Available:
] https://docs.opencv.org/4.x/d0/de3/tutorial_py_intro.html. [Accessed Noviembre 2021].
- [36 "What is NumPy? — NumPy v1.23.dev0 Manual," [Online]. Available:
] <https://numpy.org/devdocs/user/whatisnumpy.html>. [Accessed Noviembre 2021].
- [37 "History — Matplotlib 3.5.1 documentation," [Online]. Available:
] <https://matplotlib.org/stable/users/project/history.html>. [Accessed Noviembre 2021].
- [38 "SCIPY: FUNCIONES PRINCIPALES," [Online]. Available: <https://unipython.com/scipy-funciones-principales/>. [Accessed Julio 2022].
- [39 "Welcome to Python.org," [Online]. Available: <https://www.python.org/>. [Accessed Julio 2022].
]