

Sistema embebido de desarrollo biomédico para el procesamiento de señales de fotopletimografía basado en un sistema programable en chip (PSoC)

Embedded biomedical development system for photoplethysmography signal processing based on a Programmable System-on-Chip (PSoC)

Jesús E. **Miranda Vega**¹
Rodolfo S. **Romero Ávila**²
Rubén **Castro Contreras**³
Lydia **Toscano Palomar**⁴
Guillermo **Prieto Avalos**⁵
Rafael I. **Ayala Figueroa**⁶
Julio A. **Valdez González**⁷

Tecnológico Nacional de México,
Instituto Tecnológico de Mexicali, Mexicali, MÉXICO

¹ ORCID: 0000-0003-0618-0455/ elias.miranda@itmexicali.edu.mx

² ORCID: 0009-0002-3031-8661/ a20490441@itmexicali.edu.mx

³ ORCID: 0000-0002-0191-7764/ castro.ruben@itmexicali.edu.mx

⁴ ORCID: 0000-0002-2472-4826/ toscano.lydia@itmexicali.edu.mx

⁵ ORCID: 0000-0001-8941-5015 / guillermoprieto@itmexicali.edu.mx

⁶ ORCID: 0000-0001-9988-1626 / rafaelivan@itmexicali.edu.mx

⁷ ORCID: 0000-0002-5119-4680 / jvaldezgonzalez@itmexicali.edu.mx

<https://cientifica.site>

Recibido 03/07/2025, aceptado 10/08/2025.



Resumen

Se presenta el diseño e implementación de una plataforma embebida que adquiere y procesa señales de fotopleletismografía (PPG) aprovechando únicamente los recursos internos de un sistema programable en chip (PSoC). La unidad de adquisición incorpora emisores LED y un fotodetector para capturar variaciones de absorbancia sanguínea, seguido de una etapa de acondicionamiento analógico diseñada con amplificadores operacionales internos del PSoC y un convertidor SAR de 12 bits. El firmware implementa una máquina de estados que gestiona el muestreo a 500 Hz y una interfaz de usuario (GUI) ejecuta filtrado digital tipo IIR para mitigar artefactos de movimiento y ruido de baja frecuencia. Para validar su desempeño, el sistema embebido se comparó con un oxímetro comercial. Bajo condiciones de reposo, se registraron de forma simultánea las señales PPG y se calcularon los intervalos RR y la frecuencia cardíaca. Los resultados evidenciaron un MAE de solo 2.69 BPM por minuto frente al oxímetro de referencia. El uso de amplificadores operacionales integrados y periféricos reconfigurables permitió optimizar el consumo energético y minimizar el tamaño de la placa, sin comprometer la calidad de la señal. La flexibilidad inherente de la arquitectura PSoC permite la implementación de una amplia gama de algoritmos de filtrado y detección de picos, adaptados a los requisitos específicos del dispositivo. Esto resalta las ventajas de integrar funcionalidades analógicas y digitales en un solo chip, en contraste con las soluciones tradicionales basadas en microcontroladores que dependen de componentes discretos. En el presente estudio, se emplea el módulo OpAmp analógico de la familia PSoC 4200M (CY8C4247AZI-M485) para el preprocesamiento y acondicionamiento de la señal PPG.

En conclusión, el prototipo basado en PSoC proporcionó resultados satisfactorios en términos de precisión, eficiencia energética y miniaturización, posicionándose como una alternativa prometedora para aplicaciones de telemedicina y monitoreo continuo de la frecuencia cardíaca. Además, ofrece un camino de expansión hacia análisis avanzados de la variabilidad del ritmo cardíaco y funcionalidades adicionales de procesamiento biomédico.

Palabras clave: fotopleletismografía, sistemas embebidos, frecuencia cardíaca, variabilidad cardíaca, sistema programable en chip.

Abstract

This work presents the design and implementation of an embedded platform that acquires and processes photoplethysmography (PPG) signals using only the internal resources of a programmable system-on-chip (PSoC). The acquisition unit incorporates LED emitters and a photodetector to capture variations in blood absorbance, followed by an analog conditioning stage designed with the PSoC's internal operational amplifiers and a 12-bit SAR converter. The firmware implements a state machine that manages sampling at 500 Hz, while a graphical user interface (GUI) performs IIR digital filtering to reduce motion artifacts and low-frequency noise. To validate its performance, the embedded system was compared with a commercial oximeter. Under resting conditions, PPG signals were recorded simultaneously, and RR intervals and heart rate were calculated. The results showed a mean absolute error (MAE) of only 2.69 BPM compared to the reference oximeter. The use of integrated operational amplifiers and reconfigurable peripherals allowed for optimized power consumption and a reduced board size without compromising signal quality. The inherent flexibility of the PSoC architecture enables the implementation of a wide range of filtering and peak detection algorithms tailored to specific device requirements. This highlights the advantages of integrating analog and digital functionalities within a single chip, as opposed to conventional microcontroller-based solutions relying on discrete components. In the present study, the analog OpAmp module from the PSoC 4200M family (CY8C4247AZI-M485) is employed for preprocessing and conditioning of the PPG signal.

In conclusion, the PSoC-based prototype delivered satisfactory results in terms of accuracy, energy efficiency, and miniaturization, positioning itself as a promising alternative for telemedicine applications and continuous heart rate monitoring. Moreover, it offers a pathway for expanding toward advanced heart rate variability analysis and additional biomedical signal processing capabilities.

Index terms: photoplethysmography, embedded systems, heart rate, heart rate variability, programmable system-on-chip.

I. INTRODUCCIÓN

Durante los últimos cinco años, las enfermedades cardiovasculares se han consolidado como una de las causas principales de muerte en México. De acuerdo con el Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI), estas afecciones han contribuido entre el 20% y el 30% de las defunciones anuales, lo que destaca su impacto considerable en la salud pública del país [1]. Además, la Organización Mundial de la Salud (OMS) señala que, a nivel global, las enfermedades del corazón representan uno de los desafíos sanitarios más importantes, especialmente en regiones donde prevalecen altos índices de obesidad, hipertensión y diabetes, condiciones muy comunes en la población mexicana [2]. Ante esta realidad, la Secretaría de Salud de México ha puesto en marcha estrategias preventivas y programas para promover estilos de vida saludables, con el fin de reducir tanto la incidencia como la mortalidad asociada a estas enfermedades. De acuerdo a un comunicado de prensa de la Secretaría de Salud cada año, 220 mil personas fallecen debido a enfermedades del corazón [3].

La vigilancia constante de los signos vitales es fundamental para determinar la condición de salud de un paciente. Entre los parámetros que se deben controlar se encuentran la frecuencia cardíaca, la presión arterial, la temperatura y la saturación de oxígeno. Estos indicadores facilitan la detección temprana de cualquier cambio que pueda sugerir complicaciones o un deterioro en el estado del paciente, lo que a su vez optimiza la toma de decisiones clínicas. La monitorización continua y precisa de los signos vitales es fundamental para la detección temprana de complicaciones y la mejora de los resultados clínicos en pacientes. El siguiente sistema propuesto [4], permitirá el monitoreo remoto automático en hospitales, en el hogar y en el trabajo, en tiempo real, de personas con enfermedades crónicas, personas mayores y aquellas con alto riesgo médico.

3

Uno de los aspectos indispensables a tomar en cuenta para el monitoreo de signos vitales es que el instrumento médico sea de tipo no-invasivo. Los métodos no-invasivos evitan el malestar del paciente facilitando su aceptación por ser más cómodos a la hora del monitoreo de los signos vitales. La fotopleletismografía (PPG) es un método utilizado para el monitoreo de signos vitales que cumplen con esta condición. Además, también se pueden determinar parámetros importantes que son útiles para el diagnóstico médico de enfermedades cardiovasculares como: parámetros cardiacos como la variabilidad del ritmo cardíaco (HRV), Índice de perfusión (PI) y tiempo de tránsito del pulso (PTT). Los parámetros respiratorios que se pueden obtener con el PPG son: frecuencia respiratoria (RR) y saturación de oxígeno en sangre (SpO₂). Finalmente, los parámetros hemodinámicos como la presión arterial estimada y flujo sanguíneo pueden determinarse mediante la técnica PPG. Mediante PPG se pueden determinar y medir cambios en el volumen sanguíneo en la piel mediante la emisión y detección de luz. Siendo a su vez, segura debido al no requerir penetrar la piel ni acceder al torrente sanguíneo, se minimizan los riesgos de infecciones y otras complicaciones asociadas a procedimientos invasivos.

Uno de los principales retos para la adquisición de las señales PPG consiste en eliminar el ruido eléctrico. Por eso es importante la selección de dispositivos de instrumentación que puedan reducirlo o eliminarlo. El ruido eléctrico se puede definir como señales no deseadas que pueden interferir con señales de interés. En la literatura se han abordado diferentes tecnologías y herramientas para mejorar el proceso de adquisición de las señales PPG. De acuerdo a [5], existen diferentes elementos que pueden agregar ruido eléctrico durante la adquisición de la señal PPG. Los elementos correspondientes son: la luz, el amplificador, el acondicionamiento de la señal y el convertidor ADC. En el siguiente trabajo [6], se implementan técnicas de inteligencia artificial en conjunto con la transformada wavelet para la reducción de ruido. Sin embargo, aquí se utiliza la cámara de un celular para la adquisición de las señales PPG. En [7], se consideran que los métodos basados en wavelets o en filtros adaptativos pueden eliminar con éxito los artefactos de movimiento, pero no pueden resolver el problema de eliminación de ruido en los componentes de alta frecuencia debido a la generación de ruido esporádico. Estos autores plantearon una alternativa universal para la reducción de ruido en señales PPG para optimizar el tiempo de diseño.

En [8], se propone la integración transformada wavelet discreta DWT (discrete wavelet transform) en conjunto con el filtro digital Savitzky-Golay (SG) para eliminar ruido con de las señales PPG. El algoritmo propuesto por estos autores se conservan las propiedades y características principales de la señal reduciendo eficazmente el ruido de la señal. Una de las limitantes al utilizar filtros digitales o inteligencia artificial para suavizar o filtrar las señales PPG, es que se requieren muchos recursos computacionales para llegar a la implementación para aplicaciones de tiempo-real. En consecuencia, diseñadores optan por la implementación de filtros analógicos para la adquisición de las señales para que el dispositivo de control se enfoque en otras tareas de control.

Este trabajo está enfocado en el desarrollo de un sistema de adquisición de señales PPG basado en SoC (system on chip). Estos dispositivos cuentan con características que los hacen atractivos para la implementación de sistemas embebidos. Los SoC's integran módulos, como ADC, UART, Temporizadores, etc. Además, elementos como amplificadores operacionales y comparadores analógicos también son incluidos. Estos últimos son ampliamente utilizados para el preprocesamiento de las señales PPG. Tomando ventaja de los PSoC es posible la reducción de elementos externos y optimizar el espacio del diseño. En línea con las prioridades nacionales en temas de salud, el desarrollo de un sistema de adquisición de señales basado en PPG y tecnología SoC ofrece una alternativa innovadora y segura, al ser un método no invasivo que minimiza riesgos y mejora la comodidad del paciente durante el monitoreo de signos vitales, reforzando así las estrategias preventivas y de tratamiento frente a esta problemática. En este contexto, es pertinente y relevante desarrollar equipos biomédicos ya sea para propósitos académicos como de investigación.

El presente trabajo se divide en principalmente en 5 secciones. En la Sección 2 se revisarán los trabajos relacionados que utilizan dispositivos microcontroladores para adquisición de señales PPG. Sección 3 se describen los materiales y métodos implementados en este trabajo, describiendo la descripción del sistema biomédico propuesto basado en tecnologías reconfigurables. La Sección 4 muestra el rendimiento del sistema a través de resultados experimentales comparando con un oxímetro comercial. Finalmente, en la última sección se resumen las principales hallazgos, conclusiones y contribuciones de este trabajo.

4

II. TRABAJOS RELACIONADOS

En esta sección se describirán los trabajos relacionados con el presente estudio. Estos trabajos destacan enfoques para el desarrollo y validación de dispositivos biomédicos en aplicaciones de monitoreo (por ejemplo, medición continua de la frecuencia cardíaca) utilizando tecnología PSoC para la adquisición y procesamiento de señales PPG's. Así mismo se revisará la literatura de otros dispositivos de desarrollo como ESP32 y microcontroladores PIC's.

Como ya se había mencionado previamente PSoC es un microcontrolador de alta integración que combina elementos digitales y analógicos reconfigurables en un solo chip. Los propósitos fueron desarrollar un SoC que tuviera flexibilidad y adaptabilidad para optimizar los recursos en el diseño electrónico.

A continuación, se presenta una breve descripción de la literatura sobre la tecnología PSoC. El trabajo [9] presenta un prototipo de instrumento vestible basado en tecnologías reconfigurables utilizando PSoC 5LP. El objetivo principal de este dispositivo era el monitoreo de profesionales de alto riesgo y alta actividad, especialmente el personal militar. Cabe mencionar la familia PSoC 5LP incluye el módulo Mixer (no incluido en PSoC 4200M) para la retención de muestras y Comparador siendo estos indispensables para diseñar un detector de picos en forma analógica.

El siguiente estudio [10] se centra en el desarrollo de un sistema de monitoreo remoto basado en la salud infantil. Este sistema integra la transmisión inalámbrica de datos que permiten la supervisión en tiempo real por parte de los padres. El uso de la tecnología del microcontrolador PSoC CY8C24223 ofrece varias ventajas clave, incluyendo la flexibilidad

en el diseño, el bajo consumo de energía y la capacidad de integrar múltiples funciones en un solo chip. En el siguiente trabajo los autores [11], diseñaron un dispositivo oxímetro de pulso no invasivo implementando el principio de transmitancia. El MCU (Microcontroller Unit) utilizado fue el microcontrolador PIC18F4520. En [12], está basado en un PPG verifica si la frecuencia cardíaca es normal o no, en caso de una condición anormal, se envía un SMS al número de móvil mediante un módulo GSM. El microcontrolador PIC16F877. En [13], se propone el microcontrolador MCU STM32-F4 para la monitorización de la presión arterial mediante una técnica de PPG, el sistema adquisitivo está basado en fotomultiplicador de silicio (SiPM). Estos autores pudieron determinar la tasa de respiración y la variabilidad de la frecuencia cardíaca.

La investigación del siguiente trabajo se desarrolló bajo condiciones de laboratorio, en especial de resonancia magnética de campo débil validando el correcto funcionamiento y utilidad práctica de las señales PPG detectadas en tiempo real para su posterior procesamiento y análisis en los tres prototipos basados microcontrolador Arduino utilizando los modelos UNO, NANO y PRO MINI [14].

III. MÉTODOS Y MATERIALES

Para el desarrollo de este estudio se implementó un sistema embebido orientado a la adquisición y análisis de señales PPG, diseñado específicamente para evaluar parámetros de frecuencia cardíaca (BPM) y variabilidad de la frecuencia cardíaca (HRV). El sistema está compuesto por un microcontrolador PSoC 4200M (modelo CY8C4247AZI-M485) encargado de adquirir la señal analógica proveniente de la salida de un JFET 2N5457 en conjunto con un LED como fotosensor, para procesar localmente y transmitir los datos hacia una interfaz gráfica de usuario (GUI) desarrollada en Python mediante la biblioteca PyQt5. La GUI permite la visualización en tiempo real de la señal PPG, el cálculo de métricas cardíacas y la exportación de los datos adquiridos en formato CSV. Además, el sistema cuenta con una máquina de estados y un protocolo de comandos para iniciar y detener la adquisición de manera controlada, garantizando así una interacción estable entre el firmware y el entorno de análisis. La frecuencia de muestreo fue configurada a 500 Hz, permitiendo una resolución adecuada para el análisis detallado de la señal y sus variaciones.

En la Tabla 1 se presenta una comparación técnica entre familias PSoC 4 (4200M), PSoC 5LP y PSoC 6. Aunque el PSoC 5LP se destaca como la mejor opción para procesamiento analógico gracias a su combinación de ADCs Delta-Sigma de alta resolución, múltiples Opamps, Mixers analógicos y un módulo de filtrado digital (DFB), en este trabajo se utilizó el PSoC 4200M debido a su disponibilidad en el laboratorio. Esta familia, a pesar de sus limitaciones frente al 5LP, ofrece un núcleo Cortex-M0 y bloques analógicos suficientes para implementar de manera eficiente el filtrado analógico de señales PPG. En comparación, el PSoC 6 representa una evolución significativa con capacidades de procesamiento dual y mayor rendimiento, pero carece de algunas herramientas analógicas dedicadas que distinguen al 5LP como la mejor opción cuando se prioriza el tratamiento analógico de la señal.

En la Fig. 1, se muestra el esquema experimental utilizado en el presente trabajo. Aquí se muestran los módulos principales: Señal PPG (salida Filtro pasa altas), Temporizador (SamplingTimer), UART (Universal Asynchronous Receiver/Transmitter), Opamp y un ADC (ADC_SAR_1), los cuales son descritos a continuación.

A. Señal PPG

La señal PPG tiene que ser preprocesada analógicamente para eliminar componentes de baja frecuencia no deseadas. Por este motivo aquí se propone un filtro pasivo RC pasa altas. En la ecuación (1) se muestra el diseño del filtro utilizados para este trabajo, los valores de los componentes son: $R = 100 \text{ k}\Omega$, $C = 2.2 \text{ }\mu\text{F}$, estos dan como resultado una frecuencia de corte (-3 dB) aproximadamente 0.72 Hz .

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (1)$$

Una vez capturada la señal PPG, se realizará un análisis de variabilidad cardiaca (HRV de sus siglas en inglés) Uno de los parámetros importantes de la señal PPG corresponde a los intervalos RR. Los cuales representan la secuencia de intervalos entre latidos designación (estos provienen de los picos R en el complejo QRS de un ECG).

$$RR_i = t_{i+1} - t_i \quad (2)$$

Donde t_{i+1} y t_i corresponde al tiempo actual y anterior en donde se encuentra el máximo global, respectivamente.

El promedio de los intervalos RR se calcula con (3):

$$\overline{RR} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N RR_i \quad (3)$$

La desviación estándar y raíz cuadrada de la media de las diferencias cuadradas entre RR consecutivos puede determinarse las ecuaciones (4) y (5), respectivamente.

$$SDNN = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (RR_i - \overline{RR})^2} \quad (4)$$

$$RMSSD = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} (RR_{i+1} - RR_i)^2} \quad (5)$$

Finalmente, el porcentaje de diferencias entre RR consecutivos mayores a 50 ms (pNN50) puede ser determinado a partir de (6):

$$pNN50 = \frac{NN50}{NN - 1} \times 100 \quad (6)$$

Donde NN50 representa el número de pares consecutivos de los intervalos RR superan los 50ms , NN son todos los pares consecutivos de los intervalos RR.

B. *SamplingTimer*

El módulo *SamplingTimer* fue configurado con un reloj de 24 MHz (*Clock_1*). Este genera un pulso de interrupción periódica (para este caso es cada 2 ms para tener 500 Hz). La salida “interrupt” dispara la lectura del ADC en el ISR (*TC_Interrupt*). El temporizador periódicamente inicia la conversión ADC; al completarse, los datos crudos se envían por UART a la GUI.

C. *UART*

Para el envío y manejo de datos por comunicación serial se utilizó el módulo UART. Al terminar cada conversión SAR, el ISR recopila el valor y lo transmite por UART en forma de bloques binarios (por ejemplo, 64 muestras de 16 bits). Este mismo responde a comandos de control (*CONNECT*, *START_STREAM*, *STOP_STREAM*, etc.) y envía confirmaciones (*OK*, *STREAM_ON*, *STREAM_OFF*, *BYE*).

D. *Opamp*

El módulo *Opamp* opera en modo no inversor para amplificar la pequeña variación de luz reflejada por el tejido a partir del fototransistor. La salida de este dispositivo provee la señal condicionada para el conversor ADC. Este módulo es configurado en modo no inversor con una red de retroalimentación que implementa una función de filtrado pasa bajas tipo shelving. Este tipo de configuración no solo atenúa las frecuencias altas por encima del punto de corte, sino que también permite mantener o amplificar las componentes de baja frecuencia, mejorando así la relación señal/ruido de la señal PPG. La ganancia se define principalmente por la relación entre las resistencias en la red de realimentación, mientras que el comportamiento de filtrado se ajusta mediante capacitores estratégicamente ubicados para definir la frecuencia de transición del filtro.

E. *ADC_SAR_1*

El bloque “*ADC_SAR_1*” corresponde a un Convertidor SAR de 12 bits (de sus siglas en inglés *Successive Approximation Register*). El ADC es configurado para adquirir muestras de una señal analógica a partir de la salida del *Opamp*. La conversión es iniciada de forma periódica por una interrupción de temporizador, que activa el ADC, espera a que la conversión finalice y almacena el resultado digital (12 bits) en un búfer. Una vez se acumulan 64 muestras, estas son enviadas en bloques a través de UART para su posterior visualización y análisis en la interfaz gráfica. Este esquema permite una adquisición sincronizada y eficiente, adecuada para el procesamiento de señales biomédicas en tiempo real.

F. *LED*

El LED es utilizado para indicar el estado de muestreo o de conexión (en este caso es para indicar que no hay transmisión hacia la PC) esté conectado a un pin de propósito general (GPIO). El LED actúa como indicador de estado según los comandos UART recibidos: al iniciar el programa (y tras *CONNECT*) permanece apagado, señalando que está en modo espera; al ejecutar *START_STREAM* se garantiza que esté apagado (*LED_Write(0)*), indicando que el streaming de datos está activo; con *STOP_STREAM* se enciende (*LED_Write(1)*), señalando que la adquisición ha sido detenida; y al recibir *DISCONNECT* no se cambia su estado, de modo que el LED queda en la última condición establecida hasta un reinicio.

G. Filtro IIR Butterworth en GUI

El filtro digital utilizado en este trabajo se llevó a cabo del lado de la GUI, y corresponde a un filtro IIR Butterworth pasa bajas de orden $N = 2$, con frecuencia de corte f_c de 5 Hz con frecuencia de muestreo f_s de 500 Hz, debido a que este tiene una respuesta suave, es decir, que no presenta ondulaciones en la banda pasante, manteniendo la morfología de los PPG's. Los parámetros utilizados aquí permiten un balance adecuado entre rendimiento y costo computacional en comparación con un filtro FIR.

Para obtener los coeficientes del filtro se utiliza la función *butter* en Python:

$$b, a = \text{butter}(N, W_n, \text{btype}='low')$$

La frecuencia normalizada puede ser determinada mediante (7)

$$W_n = \frac{f_c}{f_s/2} \quad (7)$$

Los coeficientes del filtro Butterworth pasa bajas de segundo orden, con una frecuencia de corte de 5 Hz y muestreo a 500 Hz, son:

$$b = [0.00094469, 0.00188938, 0.00094469]$$

$$a = [1.0, -1.91119707, 0.91497583]$$

Estos coeficientes b y a corresponden al numerador y denominador, respectivamente.

En la ecuación (8), se presenta la forma en diferencias resultante del filtro IIR utilizado.

$$y[n] = 0.00094469 \cdot x[n] + 0.00188938 \cdot x[n-1] + 0.00094469 \cdot x[n-2] - 1.91119707 \cdot y[n-1] - 0.91497583 \cdot y[n-2] \quad (8)$$

IV. RESULTADOS Y DISCUSIONES

La Fig. 2 GUI en funcionamiento, utilizada para visualizar en tiempo real la señal PPG adquirida mediante el microcontrolador PSOC. En la pestaña “**Real-Time PPG Viewer**”, se observa una traza continua de la señal analógica convertida a valores digitales y el eje ‘x’ expresa la escala de tiempo. El estado "Streaming ON" indica que la adquisición está activa, mientras que el botón “Stop” permite detener la captura. Esta interfaz permite un monitoreo eficaz del pulso en tiempo real, con una visualización clara y precisa de los ciclos cardíacos.

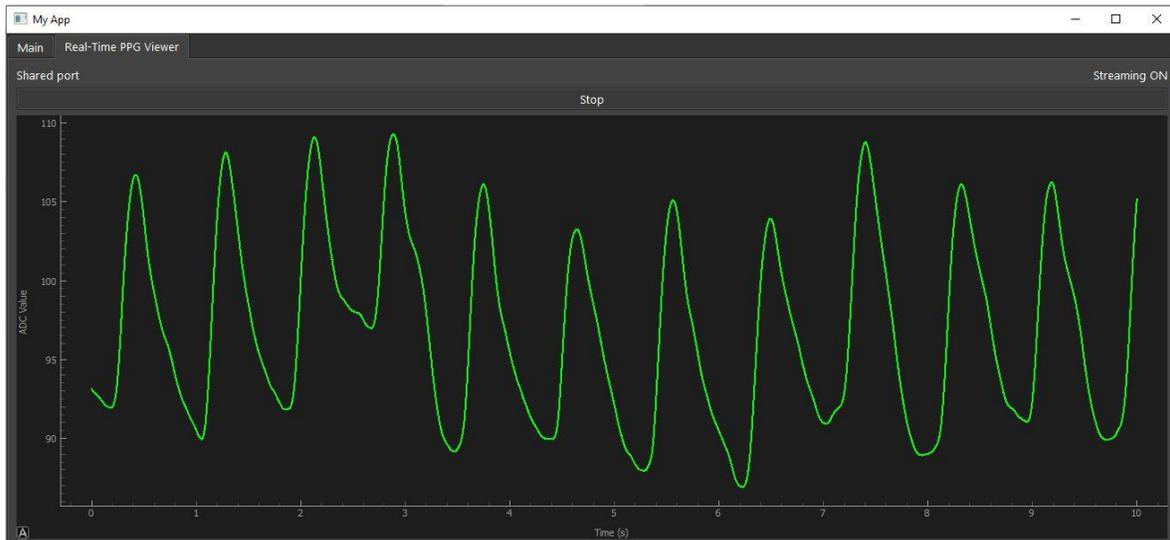
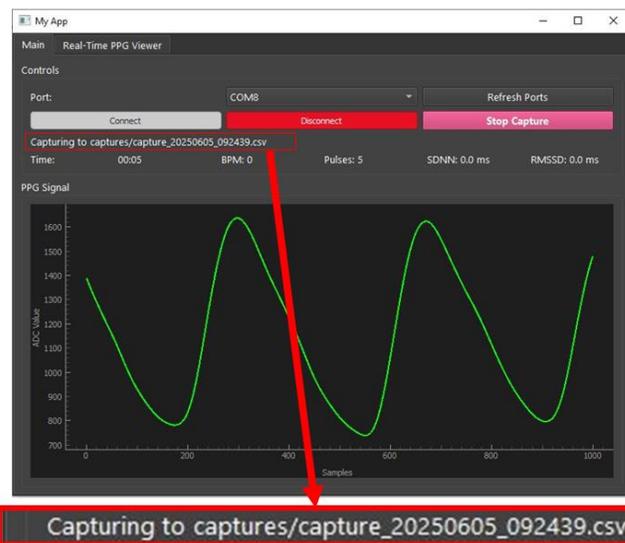


Fig. 2. Visualización en tiempo real de señal PPG adquirida por el sistema embebido.

10



Capturing to captures/capture_20250605_092439.csv
Nombre asignado de la captura en tiempo real.

“Stop Capture” permite detener la captura de la señal PPG.

“Disconnect” termina la conexión entre el PSoC y la GUI.

Durante la captura la señal PPG es guardada como un documento CSV

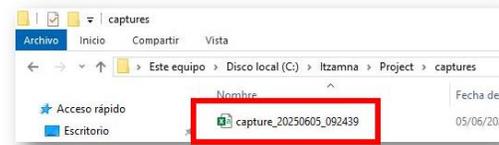


Fig. 3. Captura y almacenamiento de señal PPG en tiempo real mediante GUI conectada a PSoC. La señal se muestra en pantalla junto con parámetros fisiológicos como BPM, pulsos y métricas de HRV. La captura puede detenerse con el botón "Stop Capture", y la conexión finalizar con "Disconnect".

Durante la adquisición de la señal PPG, la GUI se conecta al PSoC a través de un puerto serial (por ejemplo, COM8) como se muestra en la Fig. 3. Una vez establecida la conexión, el usuario puede iniciar la captura de datos presionando el botón “Start Capture”. En ese momento, se empieza a registrar la señal en un archivo CSV, cuyo nombre se genera automáticamente con la fecha y hora actuales (por ejemplo, capture_20250605_092439.csv). Este archivo se guarda en una carpeta específica (como captures/), lo que permite un registro organizado y ordenado cronológicamente.

La interfaz también permite detener la captura con el botón “Stop Capture”, lo cual finaliza el guardado de datos. Por otro lado, el botón “Disconnect” se encarga de terminar la comunicación entre el PSoC y la GUI, liberando el puerto serial. En la parte inferior de la ventana, la GUI muestra en tiempo real el nombre del archivo CSV que está siendo generado, indicando así que la captura está en curso. La señal PPG se visualiza gráficamente conforme se adquieren los datos, y también se presentan parámetros fisiológicos como BPM, número de pulsos, y métricas de variabilidad de la frecuencia cardiaca (HRV), tales como SDNN y RMSSD. La finalidad de este proceso consiste en asegurar que cada sesión de captura PPG quede documentada y guardada para su posterior análisis, con un nombre de archivo único basado en la hora de inicio.

En la Tabla 2 se registraron los estadísticos de 7 señales PPG capturadas de un sujeto en condiciones de reposo en diferentes sesiones. La duración de cada experimento fue de 60 segundos. En la Fig. 5 se aprecia un oxímetro utilizado como referencia para validar que el valor de los BPM's calculados en este trabajo estuviera dentro de los valores esperados. La diferencia de las lecturas en la desviación estándar puede atribuirse a la falta de la pinza para controlar la fuerza y el movimiento durante los experimentos.

TABLA 2. ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE LAS SEÑALES PPG DE 7 EXPERIMENTOS.

| Núm. | BPM (Prom) | BPM (Std) | BPM (Min) | BPM (Max) | BPM (Mediana) | Latidos |
|------|------------|-----------|-----------|-----------|---------------|---------|
| 1 | 77.08 | 3.33 | 71.26 | 84.03 | 76.92 | 60 |
| 2 | 81.38 | 5.31 | 73.89 | 98.68 | 80.52 | 68 |
| 3 | 87.10 | 4.39 | 74.35 | 96.31 | 87.85 | 83 |
| 4 | 70.17 | 5.12 | 59.41 | 80.65 | 70.22 | 64 |
| 5 | 82.91 | 2.58 | 77.52 | 91.05 | 82.64 | 70 |
| 6 | 79.51 | 7.22 | 48.70 | 90.91 | 80.43 | 71 |
| 7 | 77.6 | 10.2 | 20.3 | 86.2 | 77.9 | 66 |

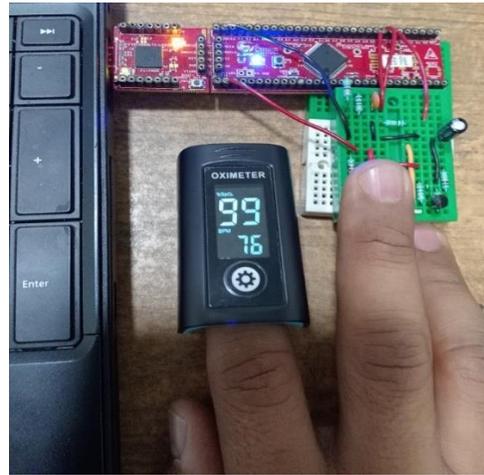


Fig. 4. Monitoreo de la frecuencia cardíaca mediante un oxímetro y PSoC 4200M.

La Fig. 5. muestra la señal PPG en el dominio del tiempo y esta corresponde al experimento 7 mostrado en la Tabla 2. Los picos en color rojo que se muestran en este grafico son tomados como referencia para determinar los BPM's. Asimismo, fueron calculados los BPM's promedio, desviación estándar, mínimo y máximo, mediana y el número total de latidos. Se identificaron 66 latidos en total, con un promedio de 76.7 latidos por minuto, indicando un ritmo cardíaco normal según la literatura. La variabilidad entre los latidos fue de 10.2 BPM y una frecuencia mínima y máxima de 20.3 y 86.2 BPM, respectivamente. La segunda gráfica muestra la serie de intervalos RR, donde se observa una distribución bastante uniforme con pequeñas variaciones. Finalmente, la tercera grafica corresponde a un histograma el cual indica que la mayoría de los intervalos RR están concentrados entre 700 y 800 milisegundos. Este comportamiento sugiere una actividad cardíaca estable y saludable, con variaciones normales. Este tipo de análisis es útil para evaluar no solo el ritmo cardíaco, sino también la variabilidad de la frecuencia cardíaca HRV, un indicador importante del estado fisiológico del cuerpo. Es importante mencionar que los datos de esta figura son crudos y no tienen post-procesamiento.

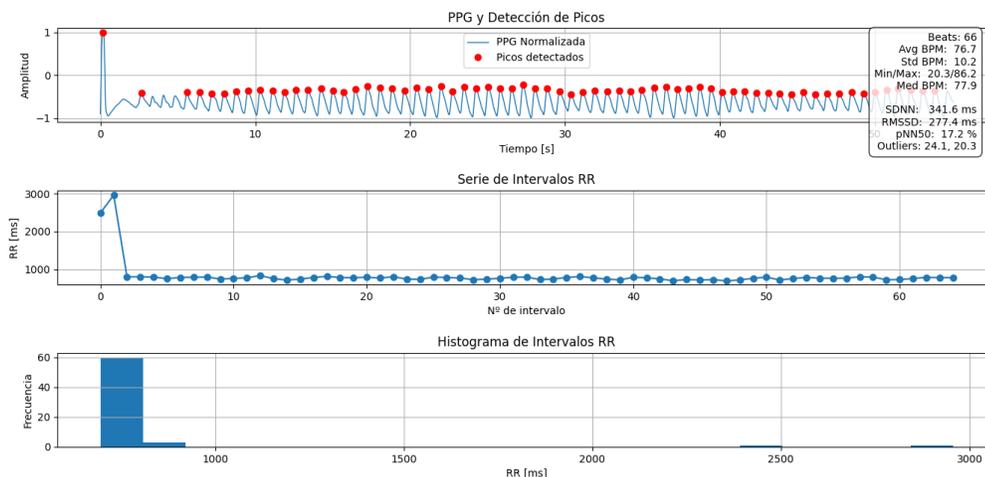


Fig. 5. Análisis estadístico de una señal PPG correspondiente al experimento 7, la primera gráfica corresponde a la señal en el dominio del tiempo y sus respectivos picos, la segunda representa los intervalos RR y la tercera muestra un histograma que muestra donde se concentran la mayoría de los intervalos.

Para validar la precisión de la señal adquirida en comparación con el oxímetro de referencia se realiza un análisis entre el Oxímetro Creative Medical PC-60A y el PSoC, sin embargo, es importante mencionar que para llevar a cabo dicho análisis fue necesario grabar un video de 60 segundos de duración al mismo tiempo que se capturaba la señal a través de la GUI. En el caso del oxímetro solo se tomaron los cambios efectivos entre lecturas, dado que este presenta un factor de corrección entre pulsos quedando en total 32 pulsos. Para alinear los BPMs del PSoC se determinaron los pulsos cada 1.5 segundos reduciendo desde 66 a 37 pulsos en total. Los datos tanto del oxímetro como del PSoC pueden ser apreciados en Fig. 6.

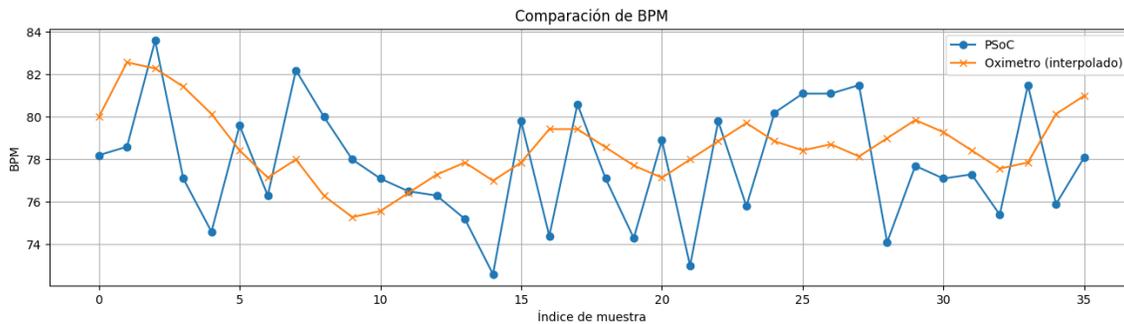


Fig. 6. Comparación directa entre las lecturas de frecuencia cardíaca (BPM) obtenidas mediante dos métodos. Aquí la señal PPG del experimento 7 si incluye post-procesamiento para eliminar los outliers.

13

La Tabla 3 muestra un análisis de confiabilidad que contempla las métricas: media del error absoluto (MAE), raíz del error cuadrático medio (RMSE), prueba t para muestras pareadas e intervalo de confianza al 95% (IC 95%).

TABLA 3. TABLA COMPARATIVA DE BPMs OXÍMETRO VS PSoC.

| Métrica | Valor |
|---------------|------------------|
| MAE | 2.69 BPM |
| RMSE | 3.05 BPM |
| Correlacion r | 0.149 (p=0.386) |
| T-Test | 0.1124 |
| IC 95% | (-0.20,1.82) BPM |

Con un MAE de solo 2.69 BPM, el sistema basado en PSoC ofrece una precisión razonable frente al oxímetro, es decir, la diferencia entre ambos dispositivos es baja [15]. El p-valor del t-test pareado (0.1124) indica que no hay evidencia de una diferencia significativa entre ambos dispositivos, lo que sugiere buena precisión en condiciones prácticas. Finalmente, el intervalo de confianza del 95 % para la diferencia promedio real está entre -0.20 BPM y $+1.82$ BPM, lo que incluye el cero y refuerza que no existe una discrepancia estadísticamente significativa. Es importante mencionar que la baja correlación se debe principalmente a las diferencias en la frecuencia de actualización de los BPM's de ambos dispositivos y otros factores como la sincronización entre mediciones. Es evidente que el oxímetro no determina el BPM cada segundo a diferencia del PSoC – GUI que es una plataforma diseñada para la captura de la señal PPG para análisis más robusto como HRV.

V. CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

Uno de los principales objetivos de este trabajo fue el desarrollo de un sistema de adquisición de señales PPG basado en plataformas SoC. La ventaja fundamental de estos sistemas radica en la integración de módulos analógicos, como amplificadores operacionales, lo que contribuye significativamente a la miniaturización y eficiencia de los diseños electrónicos. El prototipo desarrollado demostró la capacidad de transmitir la señal PPG digitalizada a 12 bits y con una frecuencia de muestreo de 500 muestras por segundo hacia una interfaz de usuario, lo cual resultó suficiente para capturar con fidelidad la forma de onda característica del PPG. Esto permitió un análisis detallado de parámetros como la frecuencia cardíaca, la variabilidad de la frecuencia cardíaca y la perfusión sanguínea, cuyos resultados se ilustran claramente en la Tabla 2 y 3 así como en la Figura 5 y 6. Los datos obtenidos evidencian un desempeño satisfactorio, con valores compatibles con los presentados por oxímetros comerciales de referencia. Con un MAE de solo 2.69 BPM muy por debajo según la literatura, el sistema basado en PSoC ofrece una precisión razonable frente al oxímetro.

Uno de los principales desafíos fue que no se contaba con una pinza para manejar una presión uniforme en las lecturas de los experimentos realizados. Así mismo, lograr una mejor sincronización entre el oxímetro comercial y el PSoC.

Como trabajo futuro, se propone incrementar la frecuencia de muestreo más allá de los 500 SPS actuales para optimizar la resolución temporal y la calidad del análisis de la señal PPG. Según las especificaciones técnicas, el ADC del PSoC tiene la capacidad teórica de alcanzar entre 50 kbps y 100 kbps de manera estable, sin embargo, la transmisión de datos a través de la UART se presentó como un cuello de botella que limitó la tasa de muestreo efectiva a 500 SPS. Para superar esta limitación, se sugiere implementar un esquema utilizando el PSoC 5LP que incluye módulos DAC's y Mixer analógico para la detección de picos en forma analógica realice el procesamiento inicial de la señal PPG y, posteriormente, transmita los datos procesados a un microcontrolador ESP32 mediante un protocolo de alta velocidad como SPI.

CRedit (Contributor Roles Taxonomy)

Contribuciones de los autores: Conceptualización, Metodología, Software, Investigación, Redacción y preparación del borrador original, Redacción, revisión y edición, Supervisión, Análisis formal, Administración del proyecto: **JEMV, RSRA, RCC, LTP, GPA, RIAF, JAVG.**

Financiamiento: Los autores declaran no haber recibido financiación externa.

Declaración de disponibilidad de datos: Los datos se encuentran en el artículo.

Conflicto de interés: Los autores declaran que no existe conflicto de interés.

REFERENCIAS

- [1] Instituto Nacional de Estadística y Geografía, *Estadísticas de mortalidad en México 2018–2022*, 2023. <https://www.inegi.org.mx> (accesed Mar. 3, 2025).
- [2] Organización Mundial de la Salud, *Cardiovascular diseases (CVDs)*, 2022. [https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-\(cvds\)](https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-(cvds)) (accesed Mar. 3, 2025).
- [3] Secretaría de Salud, *Cada año, 220 mil personas fallecen debido a enfermedades del corazón*, 2022. <https://www.gob.mx/salud/prensa/490-cada-ano-220-mil-personas-fallecen-debido-a-enfermedades-del-corazon> (accesed Mar. 3, 2025).
- [4] C. Rotariu, V. Manta, “Wireless system for remote monitoring of oxygen saturation and heart rate,” in *Proceedings of the Federated Conference on Computer Science and Information Systems*. (FedCSIS), Wroclaw, Poland, 9-12 Sept. 2012, pp. 193-196. Available: <https://www.academia.edu/download/107699335/343.pdf>
- [5] A. Caizzone, *An ultra low-noise micropower PPG sensor (No. 7946)*, EPFL, 2020. Available: https://infoscience.epfl.ch/record/277680/files/EPFL_TH7946.pdf
- [6] R. Ahmed, A. Mehmood, M. Rahman, O. Dobre, “A deep learning and fast wavelet transform-based hybrid approach for denoising of PPG signals,” *IEEE sensors letters*, vol 7, no. 7, pp. 1-4, Jun. 2023, available: <https://arxiv.org/pdf/2301.06549>
- [7] J. H. Kwon, S. E. Kim, N. H. Kim, E. C. Lee, J. H. Lee, “Preeminently robust neural ppg denoiser,” *Sensors*, vol. 22, no. 6, pp. 2082, Mar. 2022, available: <https://www.mdpi.com/1424-8220/22/6/2082>
- [8] Q. Wang, H. Yang, K. Fan, “Joint discrete wavelet transform and improved Savitzky-Golay filtering for noise reduction of PPG signals,” in *Fourth International Conference on Sensors and Information Technology (ICSI 2024)*, Xiamen, China, May., 2024, pp. 447-454.
- [9] V. Toral, A. García, F. J. Romero, D. P. Morales, et al., “Wearable system for biosignal acquisition and monitoring based on reconfigurable technologies,” *Sensors*, vol. 19, no. 7, pp. 1590, Mar. 2019. Available: <https://www.mdpi.com/1424-8220/19/7/1590>
- [10] A. Lukianchuk, H. Klym, T. Tkachuk, I. Rudavskiy, “Remote health monitoring system for infants based on PSoC,” *Electronics and information technologies/Електроніка та інформаційні технології*, no. 28, pp. 95-108, 2024.
- [11] A. Y. Elagha, A. A. EL-Farra, M. H. K. Shehada, “Design a non-invasive pulse oximeter device based on PIC microcontroller,” in *2019 International Conference on Promising Electronic Technologies (ICPET)*, Oct. 2019, pp. 107-112.
- [12] A. Saha, S. Saha, P. Mandal, P. Bawaly, M. Roy, “Microcontroller-Based Heart Rate Monitor,” In *Computational Advancement in Communication, Circuits and Systems. Lecture Notes in Electrical Engineering*, Singapore: Springer, 2022, pp.1169-1172, doi: https://doi.org/10.1007/978-981-16-4035-3_24
- [13] D. Agrò, R. Canicatti, A. Tomasino, A. Giordano, G. Adamo, A. Parisi, et al., “PPG embedded system for blood pressure monitoring,” in *2014 AEIT Annual Conference-From Research to Industry: The Need for a More Effective Technology Transfer (AEIT)*, Trieste, Italy, Sep. 2014, pp. 1-6.
- [14] J. Přibíl, A. Přibílová, I. Frollo, “Comparison of three prototypes of PPG sensors for continual real-time measurement in weak magnetic field,” *Sensors*, vol. 22, no. 10, pp. 3769, May. 2022. Available: <https://www.mdpi.com/1424-8220/22/10/3769/pdf?version=1652687358>
- [15] J. Gerald Dcruz, P. Yeh, “The Accuracy of Pulse Oxygen Saturation, Heart Rate, Blood Pressure, and Respiratory Rate Raised by a Contactless Telehealth Portal: Validation Study”, *JMIR Formative Research*, 8, 2024, e55361. Available: <https://doi.org/10.2196/55361>