

# nano Físio: Adquisidor de Parámetros Fisiológicos

Martín Alejandro De Luca  
e-mail: martindeluca@frba.utn.edu.ar

## ÍNDICE

RESUMEN	Pág.1
1. ALCANCES	Pág.1
2. INTRODUCCION	Pág.1
3. MATERIALES Y MÉTODOS	Pág.1
3.1 SEÑAL ELECTROCARDIOGRÁFICA	Pág.1
3.2 FILTROS ANALÓGICOS	Pág.2
3.3 SEÑAL DE FOTOPLETISMOGRAFIA	Pág.2
3.4 MÓDULO DE COMUNICACIÓN	Pág.2
3.5 MÓDULO DE CONTROL BATERIA	Pág.2
3.6 LEDS DE ESTADO	Pág.2
3.7 MICROCONTROLADOR	Pág.2
4. IMPLEMENTACIÓN	Pág.3
5. HARDWARE	Pág.3
5.1. PLANO DE MASA SECCIÓN ANALÓGICA	Pág.3
5.2. TEST-POINTS	Pág.3
5.3. ERRORES DE DISEÑO	Pág.4
6. GABINETE 3D	Pág.4
7. IMPLEMENTACIÓN DE FIRMWARE	Pág.4
7.1. CONTROL DE LEDS	Pág.4
7.2. SENSOR DE FOTOPLETISMOGRAFIA	Pág.4
7.3. SENSOR DE ELECTROCARDIOGRAMA	Pág.5
8. SOFTWARE DE PC	Pág.5
9. CONCLUSIONES	Pág.5
10. REFERENCIAS	Pág.6

**RESUMEN:** Se desarrolló una plataforma para la medición de bio señales como el electrocardiograma (ECG) y la fotopletismografía (PPG) arterial. Dichas señales pueden ayudar a determinar características del sistema cardíaco. Se deberán adquirir las señales para enviarlas mediante protocolo bluetooth. Se utilizó como entorno de desarrollo el IDE STM32CubeIDE (Ver: 1.6.1, Build: 9958\_20210326\_1446, OS: Windows 10, v.10.0, x86\_64 / win32, Java version: 11.0.9.1)

**PALABRAS CLAVE:** bio-señales, electrocardiograma, ECG, fotopletismógrafo, PPG, bluetooth, STM32F103, FreeRTOS.

## 1. ALCANCES

Se pretende implementar un sistema integral capaz de adquirir señales de ECG y PPG con las siguientes especificaciones:

- Adquirir dos canales diferenciales de ECG con una resolución de 24 bits y una tasa de muestreo de 1 kHz.
- Adquirir dos señales de PPG (una infrarroja y otra roja) con una resolución de 16 bits.
- En cuanto a la calidad de ambas señales, se busca obtener una señal con puntos característicos fácilmente reconocibles. Para validar esto, se utilizará la literatura disponible como referencia, y se contrastará con un instrumento clínico

comercial: BioRadio de Great Lakes NeuroTechnologies.

- Transmitir ambas señales por Bluetooth hacia una terminal (PC) para su representación gráfica.
- Configurar y obtener estados del dispositivo, incluido el estado de la batería.

## 2. INTRODUCCIÓN

Las enfermedades cardiovasculares (ECVs) constituyen la mayor causa de mortalidad y morbilidad en los países desarrollados, por encima de patologías como el cáncer y las enfermedades infecciosas. Como consecuencia de ello, es necesario hacer hincapié en su prevención y control, a partir de la detección temprana y disminución mayoritaria de los factores influyentes que predisponen su desarrollo [1] [2].

En ese marco en el Grupo de Investigación en Bioingeniería de UTN utiliza equipamiento para investigar patologías y posibilitar detecciones tempranas. Por lo que tener señales de relativamente buena resolución permite tener datos y correlacionar más de un valor y comportamiento. Más aún si se dispone de un equipo inalámbrico, con el fin que sea amigable con el usuario y evite cables que resulten molestos, posibilitando realización de diferentes protocolos de medición, y que el mismo tiene la capacidad de adquirir más de un tipo de señal biológica.

Para dicho objetivo se desea desarrollar una plataforma para obtener parámetros como el electrocardiograma (ECG) y la fotopletismografía (PPG).

El sistema permite la elección de mediciones a realizar, ECG, o PPG. En este último caso deberán ser obtenidas simultáneamente, por lo que se deberá asegurar sincronizar las muestras por unidad de tiempo de cada módulo de adquisición.

Puede ser alimentado por batería ION-LITIO, posibilitando su carga y monitoreo del estado de la misma.

El mismo tiene un sistema de configuración del módulo Bluetooth, ya que en oportunidades anteriores se ha visto que el módulo puede sufrir fallas de configuración y al estar integrado en una placa impresa es engorroso el proceso de reconfiguración. El mismo se configura el cambio de parámetros como la contraseña o el nombre del dispositivo, en modo administrador. El equipo guardará estos valores en una porción de flash, junto con la versión de firmware, el número identificador del dispositivo para control posterior.

## 3. MATERIALES Y MÉTODOS

### 3.1 SEÑAL ELECTROCARDIOGRÁFICA

Para adquirir la señal de electrocardiografía se utilizó un front-end analógico digital ADS1292 (Texas Instruments, Texas, USA) [3].

Los ADS1292 son conversores analógico-digitales (ADC) multicanal, de muestreo simultáneo, de 24 bits, del tipo delta sigma ( $\Delta\Sigma$ ) con un amplificador de ganancia

programable (PGA), referencia interna y un oscilador integrado. Incorporan todas las funciones necesarias para Electrocardiogramas (ECG) médicos portátiles, deportivas y de fitness. Disponen de un multiplexor de entrada programable, que permite seleccionar entre los diferentes canales o conectar independientemente a las señales generadas internamente para pruebas, temperatura y detección de salida (lead-off).

La temperatura de funcionamiento está especificada entre -40°C y +85°C.

### 3.2 FILTROS ANALÓGICOS

El filtro RC en cada una de las entradas del adquisidor ECG es usado principalmente como filtro anti-alias. El objetivo es atenuar las señales en las cercanías de la frecuencia de muestreo para el ADC delta-sigma. Para los valores de los componentes se consideraron las sugerencias hechas por parte del fabricante [4].

Se disponen de dos arreglos diferentes para cada juego de entradas del ECG. En el primer caso, para las entradas diferenciales IN1N y IN1P disponemos de un filtro RC diferencial que colabora para mantener un buen rechazo de modo común, lo que es clave para aplicaciones de ECG. La frecuencia de corte aproximada para este filtro diferencial es de 170 kHz. Para el segundo par de entradas diferenciales, IN2N y IN2P, disponemos de un simple arreglo de filtros common-mode con una frecuencia de corte aproximada de 330 kHz [5][6].

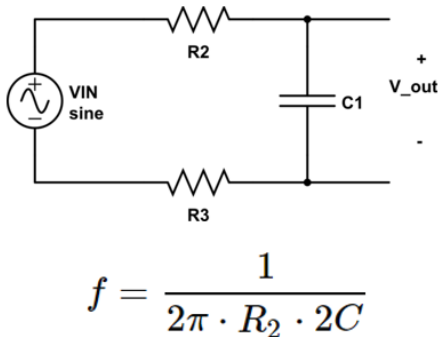


Figura 1.- Esquema y ecuación de diseño del filtro necesario.

### 3.3 SEÑAL DE FOTOPLETISMOGRAFIA

Para adquirir la señal de fotoplestismografía se eligió el MAX30102 (Analog Devices, Massachusetts USA), que es un módulo integrado para monitorizar la oximetría de pulso y la onda de presión cardíaca [7].

El módulo utiliza un método no invasivo para estimar el nivel de saturación de oxígeno en la sangre arterial de un paciente midiendo la cantidad de luz absorbida por la sangre. Está equipado con diodos emisores de luz, fotodetectores integrados en el chip y electrónica de bajo ruido. Gracias al rechazo de la luz ambiental, ofrece una solución de sistema completa para simplificar el proceso de diseño de dispositivos móviles y portátiles.

Se utilizó un módulo que integra el chip sensor y toda la lógica de alimentación correspondiente, como se ve en la siguiente figura:

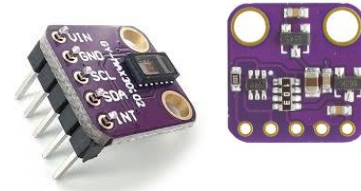


Figura 2.- Sensor de señal PPG, MAX30102

Por hoja de datos existe una relación entre la tasa de muestreo máxima y la resolución a la que el MAX30102 puede funcionar:

SAMPLES PER SECOND	PULSE WIDTH (µs)			
	69	118	215	411
50	O	O	O	O
100	O	O	O	O
200	O	O	O	O
400	O	O	O	O
800	O	O	O	
1000	O	O		
1600	O			
3200				
Resolution (bits)	15	16	17	18

Tabla 1.- Resolución permitida en relación a tasa de muestreo configurada para un MAX30102 [7].

### 3.4 MÓDULO DE COMUNICACIÓN

Se utilizó un módulo tipo dongle de comunicación HC-05, con capacidad de configurarlo con comandos “AT” para poder cambiar sus seteos desde el equipo.



Figura 3.- Dongle Bluetooth, HC05

### 3.5 MÓDULO DE CONTROL BATERIA

Implementación de etapa de adaptación para medir 7,4 V máximos de tensión de carga de batería, siendo adquiridos con el ADC del microcontrolador. Se implementó un divisor resistivo y un transistor para realizar el sensado del estado de batería, y no hacerlo en todo momento y lograr de esta forma hacer eficiente esta medición. La electrónica a cargo de la carga de la batería esta fuera del alcance del proyecto.

### 3.6 LEDS DE ESTADO

Se optó por tener dos leds RGB de soldado superficial (de marca Kingbright, modelo AAA3528LSEKJ3ZGKQBKS).

Se eligió estos puntualmente por su bajo consumo y rendimiento [8]. Uno se utiliza para el estado del equipo en general (batería y encendido) y el otro para estado de mediciones y configuración.

### 3.7 MICROCONTROLADOR

Se utilizó un microcontrolador (uC) de la marca ST (STMicroelectronics, Amsterdam, Holanda) el modelo STM32F103 [9], con la capacidad de conectarse con los módulos propuestos.

Habiendo evaluado puertos de bus SPI, I2C como también entradas analógicas y salidas digitales a puertos, tanto para consultar variables como la tensión de batería, y estado de un pulsador para la interacción con el usuario, como para configurar dispositivos. Usaremos una de las UART disponibles para enviar datos por Bluetooth.

Se utilizará la memoria flash interna del microcontrolador [10] para guardar información de interés, como el número de serie del equipo, versión de firmware y datos de configuración de bluetooth. Esto se logra con funciones específicas que emulan el comportamiento de una EEPROM.

En esta etapa, no se procesa ningún dato en el microcontrolador por lo que hasta el momento no se ve necesidad de un dispositivo con mayor capacidad. En el Anexo #1 se puede ver la configuración de puertos y pines del uC STM32F103, con los nombres de las etiquetas.

### 4. IMPLEMENTACIÓN

Se logró implementar un equipo integral con la capacidad de adquirir señales de ECG y PPG, en una placa de circuito impreso de reducidas dimensiones, interconectando los módulos necesarios, como se muestran en las imágenes incluidas en el Anexo #2.

Se implementó utilizando un sistema operativo en tiempo real (FreeRTOS V10.5.1) [11] para gestionar, una vez iniciado el programa de adquisición, las señales a adquirir. El sistema enviará las señales (Figura 4 y 5) adquiridas al programa de adquisición en PC.



Figura 4.- Se muestra la señal ECG de ejemplo



Figura 5.- Se muestra la señal PPG de ejemplo.

Se dispone de un pulsador para la interacción con el usuario, por ejemplo, para cambiar de señales a visualizar y testear el dispositivo.

### 5. HARDWARE

La confección del diseño del PCB se llevó a cabo por completo utilizando Altium Designer (ver 17.0.10). Se implementaron circuitos en ambas caras del mismo sustrato, utilizando un sustrato del tipo FR-4: TG150 cuyas dimensiones resultaron de 65\*29\*1.6 [mm] (largo x ancho x espesor). El diseño final fue enviado a PCBWay [12] para su fabricación. Para obtener información detallada sobre las demás características técnicas del PCB, se remite al Anexo #3, donde se encuentra la lista de materiales para el armado (BOM, Bill Of Material).

Los esquemáticos correspondientes a cada etapa se pueden encontrar en el Anexo #4.

En el Anexo #5 se encuentran los esquemas de los conectores de entrada y salida.

En el Anexo #6 se puede observar el render de la placa, en escala 2 a 1 y en escala real.

#### 5.1 PLANO DE MASA SECCIÓN ANALÓGICA

Para el plano de masa se tuvo en cuenta consideraciones de aislamiento de ruido, por lo que para la etapa analógica del adquisidor de señales electrocardiográficas se aisló la alimentación (VCC y GND) con ferrites, referenciando en esa sección como AVCC y AGND respectivamente, siendo el sufijo "A" correspondiente a Analógico.

En el Anexo #7 destacan ambos planos de masa, tanto pertenecientes a las capas TOP y BOTTOM.

#### 5.2 TES-TPOINTS

Se colocaron los siguientes puntos de prueba aprovechando vías de conexión, que se dejaron descubiertas de la máscara anti-soldante. En la siguiente tabla se listan los puntos de prueba. En el Anexo #8 se pueden observar en detalle de ubicación.

Nombre	PIN	Dispositivo
TST_1	I2C-CLK	MAX30102
TST_2	I2C-SCA	MAX30102
TST_3	GND	0V
TST_4	VDD	3V3
TST_5	AGND	ANALOG GND
TST_6	IN CH2	ADS1292
TST_7	IN CH1	ADS1292
TST_8	RLD IN	ADS1292
TST_9	AVDD	ANALOG VDD
TST_10	IN1 P	ADS1292
TST_11	IN2 N	ADS1292
TST_12	PGA2 N	ADS1292
TST_13	PGA2 P	ADS1292
TST_14	PA0	PULSADOR
TST_15	VBAT	FUENTE
TST_16	VCC-IN	FUENTE
TST_17	TX	UART COMUNICACION
TST_18	RX	UART COMUNICACION

Tabla 2.- Test-Points de hardware

### 5.3 ERRORES DE DISEÑO

En el transcurso del proceso de ensamblado, se identificó una anomalía significativa que consistió en la omisión de la referencia del conversor analógico digital (ADC) del microcontrolador (STM32F103) a la tensión de alimentación nominal (3V3). El pin del uC es el número nueve, denominado VDDA.

Este error, si bien inicialmente pasó inadvertido, fue relevante en el funcionamiento.

En un principio, se asumió que el dispositivo podría operar prescindiendo de este módulo en particular. No obstante, la realidad demostró que este supuesto resultaba incorrecto, ya que el microcontrolador no respondió de manera óptima hasta que se abordó y corrigió este aspecto fundamental. En el Anexo #9 se puede ver la solución realizada.

## 6. GABINETE 3D

De modo de asegurar tanto la confortabilidad para el usuario como para el individuo a ser evaluado, se desarrolló una carcasa del dispositivo para ser fabricada mediante tecnología de impresión 3D, cuya forma ergonómica permitió la contención del módulo sensor de PPG (en la punta del dispositivo) como de la placa principal, y la batería de alimentación.

El diseño se llevó a cabo en una plataforma de modelado numérico 2D y 3D (Solidworks, Dassault Systèmes SE, Francia) para luego ser impresa en 3D (Replikat XY, Replikat, Argentina). Para ello, se utilizó seleccionó como material de impresión a un polímero de plástico, ácido poliláctico (PLA), particularmente por su acabado suave. De la misma forma, se implementó el encastre de los conectores tipo POGO magnéticos a partir de conectores pin por resorte, lo que permite intercambiarlos de manera rápida y segura.

Se pueden ver renders del equipo con sus partes principales en el Anexo #10

## 7. IMPLEMENTACIÓN DE FIRMWARE

El firmware fue íntegramente desarrollado sobre FreeRTOS. El uso de este sistema operativo en tiempo real ofrece diversas ventajas en situaciones donde la ejecución de tareas debe realizarse de manera predecible y determinista, contando además con capacidad de escalabilidad. Para lograr todos estos objetivos FreeRTOS cuenta con diferentes métodos para la gestión de tareas concurrentes, como el uso de prioridades y sistemas de comunicación entre ellas.

En el Anexo #11 se encuentra el esquema que describe el funcionamiento general del firmware desarrollado. Se hizo un despliegue de seis (6) tareas sumado a dos (2) rutinas de interrupción. Para la transmisión de datos, desde las tareas encargadas de configurar y relevar los sensores, se diseñó una cola unitaria, siendo el largo de dato de 32 bits. Dicha cola tendrá una sola tarea que consumirá su contenido y lo transmitirá por UART, mediante una rutina de interrupción. Las tareas encargadas de consumir los sensores se crean y borran según el estado del equipo. Para cambiar dicho estado se utiliza el pulsador del equipo. El estado se almacena en memoria flash con el fin de almacenar el estado aún después de apagado. Este pulsador es relevado por la tarea principal “*tsk\_main*”. Además, esta última tarea es la encargada habilitar las tareas encargadas de manejar los sensores. La tarea encargada de relevar el estado de la batería es llamada “*tsk\_bat*” y lo informará mediante el LED n°1. Siendo de color “Rojo” indicador de batería baja, color “Verde” batería completa, y color “Azul” nivel de batería media.

Además, para cada necesidad se desarrolló bibliotecas específicas, con funciones y estructuras de datos, según cada necesidad.

### 7.1 CONTROL DE LEDS

Para el control de los LEDs testigos se utilizó puertos con capacidad de PWM (por sus siglas en inglés, modulación por ancho de pulso), por lo que se implementó una biblioteca para controlar los puertos específicos de cada LED. Teniendo como entrada el color a mostrar, como la paleta de colores RGB, en este caso cada número representa el porcentaje de tiempo encendido de cada color. Además, se implementaron funciones de:

- Apagado (apagando los puertos correspondientes).
- Parpadeo (con tiempo de encendido y veces que realiza el parpadeo).
- Atenuación de color, ya que el control PWM permite el apagado progresivo se realiza un sfumado del color actual hasta apagado o cambiando hasta el color deseado.

### 7.2 SENSOR DE FOTOPLETISMOGRAFIA

Se utilizó para el control y manejo del sensor fotopletismográfico las bibliotecas confeccionadas para los módulos SPARKFUN [13] con menores modificaciones para adaptar al uso actual.

### 7.3 SENSOR DE ELECTROCARDIOGRAMA

Se tomó como base la biblioteca confeccionada de código abierto, orientada originalmente para plataformas de desarrollo DIY (por las siglas en inglés 'hazlo tú mismo'), para luego realizar modificaciones con el objetivo de lograr funciones que puedan configurar completamente los aspectos del integrado en modo de ejecución del equipo. En el Anexo #12 se puede ver un esquema de las funciones implementadas.

Según las hojas de datos del dispositivo se realizaron estructuras de variables para contener las diferentes configuraciones de los registros. Además, se implementó una función con el propósito de asignar valores por defecto a todos los registros.

Los datos leídos por el dispositivo se obtienen por interrupción de hardware. En cada interrupción se almacena el último dato retornado en una estructura compuesta con los dos valores de 24 bits, que posteriormente serán convertidos en datos de 32 bits.

### 8. SOFTWARE DE PC

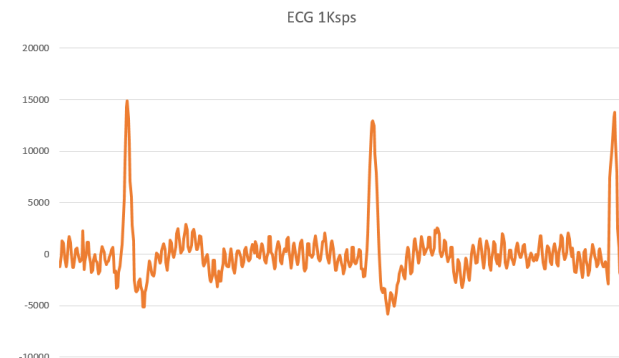
Para lograr la visualización en tiempo real de los datos enviados vía Bluetooth se optó por emplear el software *SERIALPLOT* [14]. Este programa, caracterizado por ser de código abierto, ofrece una solución efectiva para graficar señales procedentes del puerto serie en tiempo real.

La elección de *SERIALPLOT* no solo se basa en su capacidad para visualizar datos en tiempo real, sino también en su funcionalidad integral que abarca desde la representación gráfica hasta la gestión de comandos, proporcionando una solución completa y eficiente para las necesidades de comunicación y monitoreo de datos.

En el Anexo #13 se incluye manual de configuración del software mencionado y además manual del equipo

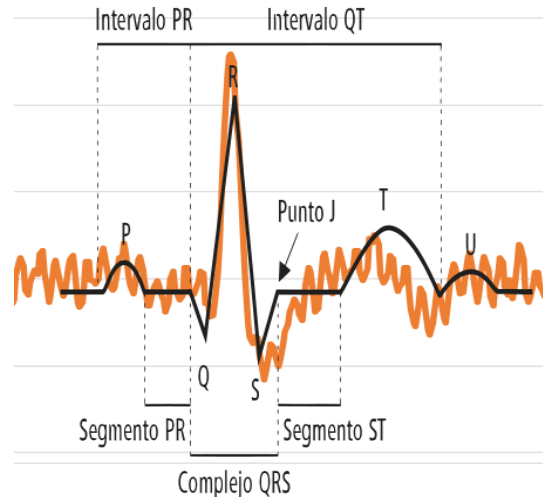
### 9. CONCLUSIONES

Con respecto a las señales de ECG se pudo adquirir a una frecuencia de muestreo de 500Hz y con una resolución de 24 bits. El amplificador del integrado se configuró con una ganancia de seis veces. El nivel de ruido de esta señal, siendo alimentado desde una fuente conmutada, es elevado, por lo que se adquieren las señales en batería. Con estas configuraciones se lograron señales como la siguiente imagen:



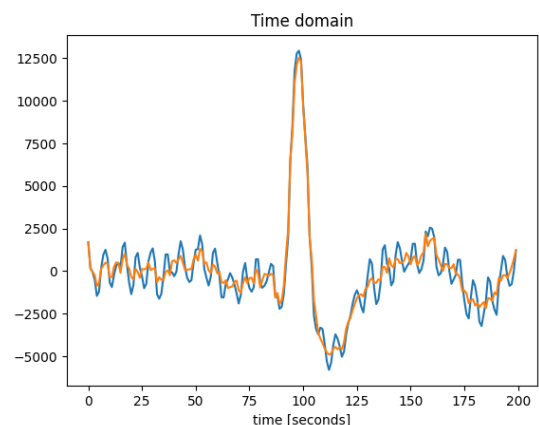
**Figura 6.-** Señal ECG lograda con una tasa de muestreo de 500Hz y una resolución de 24 bits.

Los puntos distintivos de la señal son claramente identificables en el trazado del ECG, y están vinculados a diversas etapas del ciclo cardíaco. Esta clara identificación facilita a los algoritmos de post-procesamiento extraer datos diversos para caracterizar el sistema cardiovascular del individuo sometido a prueba. Estos puntos y segmentos característicos en un ECG son cruciales para evaluar la función cardíaca, así como para detectar arritmias, isquemia y otros trastornos cardíacos. En la imagen siguiente, se compara la señal obtenida con una representación esquemática de los puntos y segmentos característicos de un ECG:



**Figura 7.-** Contraste de la señal ECG lograda con esquema de puntos característicos esperados.

La señal eléctrica de ECG es susceptible a ruido de señales de ambiente, como alimentación de línea (220V 50Hz), pese a poseer filtros digitales implementados en el firmware, en el post-procesamiento, se pudo ver y eliminar las componentes de tercer armónico de la misma.

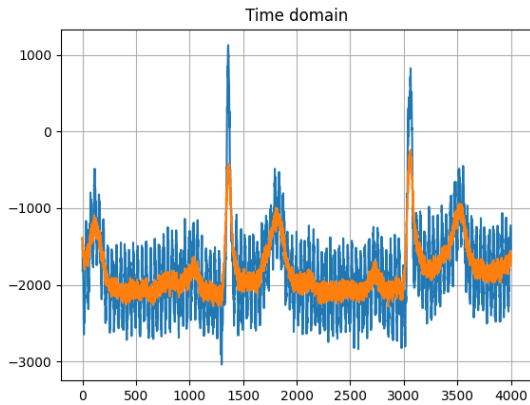


**Figura 8.-** Señal de ECG, post-procesada con un filtro elimina-banda en 150Hz

Además, con la colaboración de miembros del departamento de GIBIO de UTN se llevaron a cabo mediciones simultáneas con un equipo comercial de la marca BioRadio (Great Lakes NeuroTechnologies) [15]. Este equipo adquiere 12 canales diferenciales de ECG,



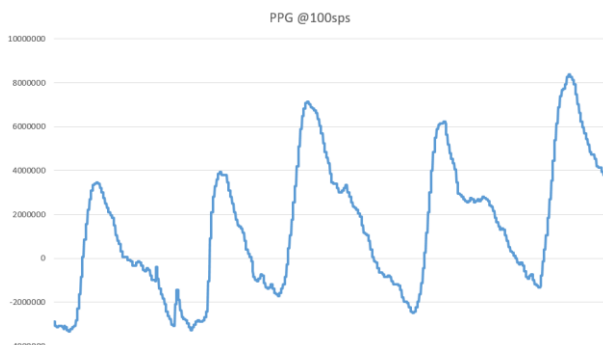
señales a una tasa de 1000Hz, y las envía mediante USB a una computadora de escritorio. Esta comparación proporciona un respaldo adicional que demuestra el cumplimiento de los objetivos propuestos.



**Figura 9.-** Se pueden ver, en azul, la señal ECG obtenida con el equipo patrón, con una frecuencia de muestreo de 1000sps. En naranja se puede ver la señal con un filtro elimina banda de frecuencia 50Hz

En relación con las señales de PPG, se logró adquirirlas a una frecuencia de muestreo de 1.6 kHz. A pesar de que la señal se recrea de manera precisa con esta tasa de muestreo, se tomó la decisión de mejorar la forma de la señal mediante la técnica de promediar cada 16 muestras. Esto resulta en una tasa de muestreo efectiva de cien muestras útiles por segundo (100 sps.). Con esta configuración, la resolución del sensor utilizado es de 15 bits (**VER TABLA 1**), cumpliendo con las configuraciones establecidas en la hoja de datos del dispositivo [7].

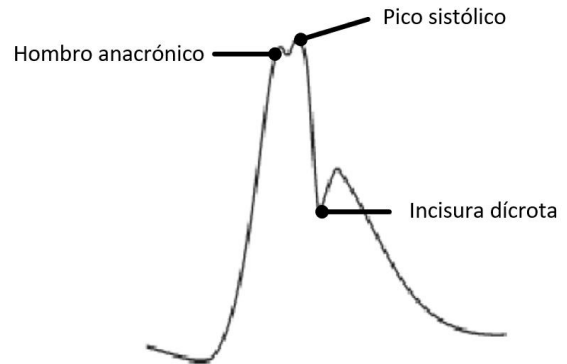
Adicionalmente, para mejorar aún más la señal de PPG obtenida, se realiza un procesamiento en tiempo real antes de enviar los datos mediante Bluetooth. Este procesamiento de la señal de PPG implica la aplicación de un filtro de frecuencia continua seguido de un filtro pasa bajos tipo 'Butterworth'. De esta manera, se permite el paso de las frecuencias en el rango de 4 Hz a 100 Hz, lo que resulta en señales como se muestra en la siguiente imagen:



**Figura 10.-** Señal PPG.

Esta imagen muestra con claridad el pulso carotideo, donde se distinguen los puntos característicos de una señal PPG tomados en las cercanías de la carótida. Dichos puntos son resaltados en la siguiente imagen y son aquellos que los algoritmos de procesamiento de

señales buscarán encontrar para poder hacer una caracterización de la señal PPG:



**Figura 11-** Puntos característicos de una señal PPG de pulso carotideo.

Con respecto a la transmisión de señales inalámbricas, el dongle Bluetooth obtenido resultó tener limitaciones, no siendo capaz de transmitir a una tasa de más de 38400 bits por segundo. Por lo que acotó la frecuencia de muestreo tanto para el ECG como para el PPG. Resultando la tasa de la señal de ECG de 500sps y la señal de PPG de 100sps. Además, limitó la capacidad de transmitir tramas de sincronismo.

Como trabajos a futuro se tiene los siguientes ítems:

- Analizar contenido armónico de ambas señales para así lograr desarrollar filtros adecuados
- Desarrollar una aplicación de escritorio para adquirir, filtrar y grabar señales.
- Conseguir un módulo bluetooth confiable capaz de lograr mayores tasas de transmisión.
- Desarrollar firmware para hacer cambios de configuración del módulo Bluetooth a demanda. Para que esto sea posible se debe hacer modificaciones en el hardware para habilitar una línea de reinicio entre el microcontrolador y el dongle Bluetooth.

## 10. REFERENCIAS

- [1] Milnor W R 1989 Hemodynamics (Williams & Wilkins)
- [2] Nichols W W, O'Rourke M F and Vlachopoulos C 2011 McDonald's Blood Flow in Arteries: Theoretical, Experimental and Clinical Principles (Hodder Arnold).
- [3] ADS1292, Texas Instruments. Disponible en línea: <https://www.ti.com/product/es-mx/ADS1292>
- [4] ADS1x9xECG-FE Demonstration Kit User's Guide. Texas instruments. Disponible en línea: <https://www.ti.com/lit/ug/slau384/slau384.pdf>
- [5] Disponible en línea: <https://electronics.stackexchange.com/questions/219202/cutoff-frequency-of-low-pass-filter-with-two-resistors-differential-signal>
- [6] Filtros RC sugeridos por TI, disponible en línea: <https://e2e.ti.com/support/data-converters-group/data-converters/>
- [7] MAX30102, Analog Devices. Disponible en línea: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/MAX30102.pdf>

- [8] LEDS KINGBRIGHT. Disponible en línea:  
<https://ar.mouser.com/datasheet/2/216/AAA3528LSEKJ3ZGKQBKS-786253.pdf>
- [9] STMicroelectronics. Disponible en línea:  
<https://www.st.com/en/microcontrollers-microprocessors/stm32f103.html>
- [10] FreeRTOS. Disponible en línea:  
<https://www.freertos.org>
- [11] Reference manual - STM32F10xxx, advanced ARM-based 32-bit MCUs - 2.3.3 Embedded Flash memory
- [12] PCBWAY. Disponible en línea:  
<https://www.pcbway.com/>
- [13] Biblioteca MAX 30102, SPARKFUN, disponible en línea:  
[https://github.com/leepj/MAX30102\\_for\\_STM32\\_HAL](https://github.com/leepj/MAX30102_for_STM32_HAL)
- [14] Serial-Plot: <https://github.com/hyOzd/serialplot>
- [15] BioRadio™, disponible en línea:  
<https://www.glnurotech.com/products/bioradio/>