

**IMPLEMENTACIÓN DE UNA PLATAFORMA HARDWARE
IoT (INTERNET OF MEDICAL THINGS) BASADA EN UN
MICROCONTROLADOR PARA LA MEDICIÓN DEL RITMO
CARDÍACO SIGUIENDO LAS ESPECIFICACIONES DEL
BLUETOOTH SPECIAL INTEREST GROUP (SIG)**

**EUSEBIO JOSE CABALLERO OLIVELLA
ANDRES FELIPE OROZCO CALVO**

**UNIVERSIDAD POPULAR DEL CESAR
FACULTAD DE INGENIERÍAS Y TECNOLÓGICAS
INGENIERÍA ELECTRÓNICA
VALLEDUPAR - CESAR - COLOMBIA
2024**

**IMPLEMENTACIÓN DE UNA PLATAFORMA HARDWARE
IoT (INTERNET OF MEDICAL THINGS) BASADA EN UN
MICROCONTROLADOR PARA LA MEDICIÓN DEL RITMO
CARDÍACO SIGUIENDO LAS ESPECIFICACIONES DEL
BLUETOOTH SPECIAL INTEREST GROUP (SIG)**

**Proyecto de grado presentado como requisito para optar por el
título de Ingeniero Electrónico**

**Autores del Proyecto de Grado:
EUSEBIO JOSE CABALLERO OLIVELLA
ANDRES FELIPE OROZCO CALVO**

**Director del Proyecto de Grado:
JUAN MANUEL VILARDY ORTIZ**

**UNIVERSIDAD POPULAR DEL CESAR
FACULTAD DE INGENIERÍAS Y TECNOLÓGICAS
INGENIERÍA ELECTRÓNICA
VALLEDUPAR - CESAR - COLOMBIA
2024**

A mi madre, que ha sido capaz de criarme ante tantas adversidades y reveses de la vida. Gracias por tu dedicación y a tu enorme esfuerzo por ver a tu hijo ser una persona íntegra y llena de valores.

A mis hermanos, que han estado presentes de principio a fin en esta larga y maravillosa etapa, gracias a ellos por ese apoyo incondicional ante cada situación en la que pudieron aportar su grano de arena.

A mis compañeros de carrera, que terminaron siendo mis grandes amigos, con los que aprendí a sacarle a cada situación el provecho y ver el lado bueno de la vida, a ellos gracias por todo este tiempo compartido dentro y fuera del alma mater.

A mi director de tesis, que con su experiencia y dedicación a la educación de calidad ha fomentado en mí el desarrollo de habilidades esenciales para ser un profesional, a él gracias por su paciencia en todo este proceso, con su orientación ha sido posible culminar este proyecto.

Este logro es de ustedes, sin duda alguna, cada apoyo brindado a lo largo de esta etapa fue bienvenido y agradezco que todo lo recibido haya sido en pro de culminar de buena manera una etapa importante en mi vida. Nuevamente, muchas gracias.

Eusebio José Caballero Olivella

A Dios, por ser mi guía, mi fortaleza y mi inspiración en los momentos más difíciles de este arduo camino. Gracias por iluminar mi mente y llenarme de sabiduría para culminar esta etapa con éxito.

A mi amada madre, por ser mi mayor motivación y apoyo incondicional. Gracias por tus sacrificios, tus oraciones y por creer en mí aun cuando ni yo mismo creía poder lograrlo. Eres mi héroe y mi ejemplo a seguir.

A mi querida tía, por ser como una segunda madre para mí. Gracias por tus palabras de aliento, tus consejos y por estar presente en cada paso de este recorrido. Tu cariño y respaldo han sido fundamentales.

A mi director de tesis, por su guía invaluable, sus conocimientos y su paciencia durante todo el proceso de investigación y desarrollo de mi trabajo de grado. Su mentoría ha sido clave para alcanzar este logro.

A mis compañeros de carrera, con quienes he compartido tantas experiencias, risas, desvelos y momentos inolvidables. Gracias por su amistad, su colaboración y por hacer de esta travesía algo más llevadero. Los llevaré siempre en mi corazón.

Este logro es de todos ustedes, quienes con su amor, paciencia, apoyo y fe en mí, me han permitido alcanzar esta anhelada meta. Eternamente agradecido.

Andrés Felipe Orozco Calvo

Agradecimientos

Los autores expresan sus más sinceros agradecimientos:

A nuestro director Dr. Juan Manuel Vildady Ortiz por su apoyo incondicional e interés en todo lo concerniente al desarrollo de nuestro trabajo de grado.

A nuestras familias, profesores, compañeros y amigos, por tener en nosotros confianza, brindarnos fortaleza y motivación en todas las etapas que se debieron superar para en últimas hacer realidad este proyecto.

Valledupar, 12 de abril de 2024.

Índice general

1	Introducción	1
2	Línea y tema de investigación	2
3	Planteamiento del problema	3
4	Justificación	4
5	Objetivos	5
5.1	Objetivo general	5
5.2	Objetivos específicos	5
6	Marcos referenciales	6
6.1	Antecedentes	6
6.2	Marco teórico	9
6.2.1	Internet de las cosas (Internet of Things, IoT)	9
6.2.2	Tecnologías de comunicación del IoT	10
6.2.3	¿Qué es Bluetooth y Bluetooth Low Energy (BLE, Bluetooth de bajo consumo)?	12
6.2.4	Características del Bluetooth y BLE	13
6.2.5	Principios básicos del BLE	14
6.2.6	Diferentes módulos electrónicos Bluetooth y BLE	14
6.2.7	Capas del protocolo BLE	16
6.2.8	Perfiles Bluetooth especificados por el Special Interest Group (SIG)	19
6.2.9	Sensor de ritmo cardíaco MAX30100	20

7	Diseño metodológico	22
7.1	Hardware del sistema embebido	23
7.1.1	Tarjeta de desarrollo PIC-BLE	23
7.1.2	Periférico Heart Rate Click	26
7.2	Programación de la aplicación software del sistema embebido	27
7.2.1	Adquisición y procesamiento digital de las muestras obtenidas del periférico Heart Rate Click	29
7.2.2	Algoritmo para la medición del ritmo cardíaco	32
7.2.3	Envío de la medición del ritmo cardíaco por Bluetooth al dispositivo electrónico móvil usando el perfil Heart Rate especificado por el Bluetooth SIG	34
8	Resultados y análisis	41
8.1	Adquisición y procesamiento digital de las muestras obtenidas del periférico Heart Rate Click para la medición del ritmo cardíaco	42
8.2	Visualización del ritmo cardíaco en el dispositivo electrónico móvil empleando BLE y el perfil Heart Rate especificado por el Bluetooth SIG	46
9	Recomendaciones	50
10	Conclusiones	52
	Referencias	53

Índice de figuras

6.1	Tipos de redes de comunicación de datos utilizadas en IoT. . . .	11
6.2	Tipos de chip Bluetooth.	13
6.3	Módulos Bluetooth Classic: (a). RN41, Bluetooth v2.1 Class 1. (b). RN42, Bluetooth v2.1 Class 1. (c). RN52, Bluetooth v3.0 Class 2 (Aplicaciones de Audio). (d). BM90, Bluetooth v3.0 Class 2/3 (Aplicaciones de Audio).	15
6.4	Módulos Bluetooth Low Energy v4: (a). BM77, Bluetooth v4.0 Dual-Mode, Bluetooth Low Energy, Bluetooth Classic Class 2. (b). RN4020, Bluetooth v4.1 Low Energy. (c). RN4677, Bluetooth v4.0 Dual-Mode, Bluetooth Low Energy.	15
6.5	Módulos Bluetooth Low Energy v5: (a). RN4678, Bluetooth v5.0 Dual-Mode, Bluetooth Low Energy y Bluetooth Classic. (b). RN4870, Bluetooth v5.0 Low Energy. (c). RN4871, Bluetooth v5.0 Low Energy. (d). BM62, Bluetooth Classic v5.0 (Aplicacio- nes de Audio). (e). BM83, Bluetooth v5.0 Dual-Mode Bluetooth Low Energy (Aplicaciones de Audio).	16
6.6	Capas funcionales del protocolo Bluetooth.	17
7.1	Vistas frontal y posterior de la tarjeta de desarrollo PIC-BLE. .	25
7.2	Periférico Heart Rate Click de MIKROE.	27
7.3	Entorno de desarrollo integrado MPLAB X v6.15 de Microchip.	29
7.4	FSM para la medición del ritmo cardíaco.	33
8.1	Sistema embebido implementado: (a). Parte frontal, (b). Parte posterior, y (c). En funcionamiento.	42

8.2	Muestras digitales adquiridas del periférico Heart Rate Click con una frecuencia de muestreo de 100 Hz.	43
8.3	Resultados del filtro de eliminación de componente DC aplicado a las muestras digitales adquiridas del periférico Heart Rate Click.	43
8.4	Resultados del filtro de promediado móvil.	44
8.5	Señal de salida del filtro paso bajo de primer orden (tipo Butterworth).	45
8.6	Estimación del BPM midiendo la duración del intervalo entre los máximos locales sucesivos de la señal ECG.	45
8.7	(a). Pantalla de inicio de la app LightBlue. (b). App LightBlue conectada a la tarjeta PIC-BLE. (c). Menú de opciones de transacciones BLE de la app LightBlue.	47
8.8	(a). Información registrada en la app LightBlue para el servicio público Heart Rate especificado por el Bluetooth SIG. (b). Propiedades y opciones habilitadas de la característica Heart Rate Measurement. (c). Valores de la característica Heart Rate Measurement (BPMs).	48

Resumen

En este proyecto de grado se presenta el diseño e implementación de un sistema embebido compuesto por un microcontrolador, el periférico Heart Rate Click y un módulo Bluetooth Low Energy (BLE), para la creación de una plataforma IoMT (Internet of Medical Things) de medición de ritmo cardíaco empleando procesamiento digital de señales y el perfil Heart Rate especificado por el Bluetooth Special Interest Group (SIG). Los dispositivos electrónicos mencionados para la creación de la plataforma IoMT son dispositivos con un bajo consumo de energía eléctrica. El periférico electrónico Heart Rate Click permite obtener una señal digital de la actividad eléctrica cardíaca de una persona. El microcontrolador usado es de la familia PIC de 8 bits de Microchip y se comunica con el periférico Heart Rate Click usando el protocolo I2C. Las muestras obtenidas del periférico Heart Rate Click son preprocesadas con un filtro de eliminación de la componente DC y filtros paso bajo, para luego calcular el ritmo cardíaco en latidos por minuto (Beats Per Minute, BPM) mediante un promediado de la medición de los intervalos sucesivos de tiempo entre los valores máximos locales de la señal filtrada proveniente del periférico Heart Rate Click. Las mediciones de los BPMs son enviados desde el sistema embebido a un dispositivo electrónico móvil empleando un módulo BLE cada dos segundos mediante las notificaciones establecidas por el perfil Heart Rate del Bluetooth SIG. Los dispositivos electrónicos con un bajo consumo de energía eléctrica y el uso de un módulo BLE con el perfil Heart Rate del Bluetooth SIG, permiten la construcción de plataformas IoMT con una alta portabilidad y movilidad, debido a que estas plataformas electrónicas pueden ser alimentadas con baterías muy pequeñas, tales como las baterías de moneda.

Palabras claves: sistema embebido, IoMT, actividad eléctrica cardíaca de una persona, BLE, Bluetooth SIG y perfil Heart Rate.

Abstract

In this work, we present the design and implementation of an embedded system based on a microcontroller, the Heart Rate Click peripheral and a Bluetooth Low Energy (BLE) module, for the creation of an IoMT (Internet of Medical Things) platform of heart rate measurement using digital signal processing and the Heart Rate profile specified by the Bluetooth Special Interest Group (SIG). The electronic devices mentioned for the creation of the IoMT platform have low power consumption. The Heart Rate Click electronic peripheral allows obtaining a digital signal from a person's cardiac electrical activity. The selected microcontroller is from Microchip's 8-bit PIC family and communicates with the Heart Rate Click peripheral using the I2C protocol. The samples obtained from the Heart Rate Click peripheral are preprocessed with a DC component removal filter and low pass filters, and then the heart rate in beats per minute (BPM) is calculated by averaging the measurement of successive time intervals between the local maximum values of the filtered signal from the Heart Rate Click peripheral. The BPM measurements are sent from the embedded system to a mobile electronic device using a BLE module every two seconds via notifications set by the Heart Rate profile of the Bluetooth SIG. Electronic devices with low power consumption and the use of a BLE module with the Heart Rate profile of the Bluetooth SIG, allow the development of IoMT platforms with high portability and mobility, because these electronic platforms can be powered with very small batteries, such as coin batteries.

Keywords: embedded system, IoMT, cardiac electrical activity of a person, BLE, Bluetooth SIG and Heart Rate profile.

Acrónimos

AppL	Application Layer
ATT	Attribute Protocol
BLE	Bluetooth Low Energy
BPM	Beats Per Minute
DC	Direct Current
ECG	Electrocardiograma
FSM	Finite State Machine
GAP	Generic Access Profile
GATT	Generic Attribute Profile
IoMT	Internet of Medical Things
IoT	Internet of Things
IIR	Infinite Impulse Response
IR	Infrarrojo
L2CAP	Logical Link Control and Adaption Protocol
LE	Low Energy
LL	Link Layer
MCC	MPLAB Code Configurator
PHY	Physical Layer
SMP	Security Manager Protocol
SIG	Special Interest Group
UUID	Universally Unique Identifier

1. Introducción

El avance tecnológico en el sector de la salud ha permitido el desarrollo de sistemas innovadores que mejoran la calidad del monitoreo médico y la accesibilidad a la atención sanitaria. La integración de tecnologías como el Internet of Things (IoT) en el ámbito médico, conocido como Internet of Medical Things (IoMT), representa una revolución en la manera de gestionar y proporcionar tratamientos médicos a distancia. Este proyecto de grado se enfoca en la implementación de una plataforma IoMT destinada a la medición del ritmo cardíaco, la cual incorpora tecnologías de bajo consumo energético y procesamiento digital de señales para el monitoreo continuo y eficiente de la salud cardiovascular.

La plataforma desarrollada se compone de un microcontrolador de la familia PIC de 8 bits, el periférico Heart Rate Click para la adquisición de datos de la actividad eléctrica cardíaca y un módulo de Bluetooth Low Energy (BLE) para la transmisión de datos. Este sistema embebido aprovecha el perfil Heart Rate definido por el Bluetooth Special Interest Group (SIG) para el manejo y envío de las mediciones de ritmo cardíaco en tiempo real. El procesamiento de la señal se realiza mediante filtros específicos que preparan los datos para una lectura precisa y confiable de los latidos por minuto (BPM).

Los resultados obtenidos a partir de las pruebas realizadas indican que el dispositivo es capaz de ofrecer mediciones consistentes y fiables del ritmo cardíaco, con un cálculo de BPM basado en la duración de los intervalos entre los máximos locales de la señal ECG. Además, el perfil Heart Rate implementado en el sistema embebido facilita la visualización y manejo de los datos en la aplicación LightBlue instalada en el dispositivo electrónico móvil.

2. Línea y tema de investigación

El presente proyecto de grado se encuentra enmarcado en la siguiente modalidad, línea y sublínea de investigación, área temática, grupo y semillero de investigación:

- Modalidad de grado: Proyecto de Grado (Proyecto de investigación y/o desarrollo tecnológico).
- Línea de investigación: Electrónica, optoelectrónica y ciencias computacionales.
- Sublínea de investigación: Optoelectrónica y Procesamiento de Datos.
- Área temática: Procesamiento digital de señales e imágenes usando herramientas de hardware y software.
- Grupo de Óptica e Informática.
- Semillero de Investigación en Procesamiento Digital de la Información (SIPDI).

3. Planteamiento del problema

La medición de la frecuencia cardíaca proporciona información importante acerca de la salud cardiovascular de un individuo, permitiendo así determinar el estado del corazón y demás órganos que conforman el sistema circulatorio. Dicha información debe ser obtenida periódicamente, ya sea por profesionales afines al campo de la medicina y/o usuarios que presenten afecciones cardiocirculatorias, y se genera mediante equipos que monitorean el ritmo cardíaco, donde una amplia gama de estos carece de autonomía o de portabilidad.

Dada la necesidad de un dispositivo que cumpla con el objetivo de monitorear la frecuencia cardíaca, de bajo consumo y portable, se plantea la implementación de una plataforma hardware IoMT (Internet of Medical Things) basada en un microcontrolador para la medición del ritmo cardíaco siguiendo las especificaciones del Bluetooth Special Interest Group (SIG). Esta implementación contará con un componente físico LE (Low Energy o de bajo consumo de energía eléctrica), lo que mejorará significativamente la autonomía del dispositivo y su portabilidad.

4. Justificación

La innovación en el presente de la mano con la tecnología, repunta con campos de gran interés como el IoT (Internet of Things) o Internet de las cosas, cuya característica principal es la comunicación de equipos electrónicos entre sí a través de un protocolo de comunicación predeterminado, permitiendo el desarrollo de aplicaciones que se usan en distintos sectores de la sociedad. De hecho, la sección sanitaria dispone de una gama de tecnologías IoT conocida como IoMT o IoT de la salud, compuestas por un conjunto de herramientas de software y/o hardware médico que digitalizan la información y transforman la atención médica.

El presente proyecto de grado se enfoca a la medición del ritmo cardíaco implementando una plataforma hardware IoMT a través de un microcontrolador y un componente periférico, siguiendo el perfil especificado por el Bluetooth SIG para el envío y visualización de datos de ritmo cardíaco en dispositivos electrónicos móviles. Para el desarrollo de esta propuesta de grado, la plataforma hardware cuenta con un módulo Bluetooth LE, especializado para aplicaciones IoT, gracias al diseño para bajo consumo energético y de su protocolo, el cual, posee espacio para organizar la información captada por sensores, así como su intercambio.

5. Objetivos

5.1. Objetivo general

Implementar una plataforma hardware IoMT (Internet of Medical Things) basada en un microcontrolador para la medición del ritmo cardíaco siguiendo las especificaciones del Bluetooth Special Interest Group (SIG).

5.2. Objetivos específicos

1. Implementar la adquisición de las muestras provenientes del periférico Heart Rate Click con su respectivo preprocesado de muestras digitales para la posterior medición del ritmo cardíaco de una persona, mediante el uso de un microcontrolador.
2. Implementar un algoritmo sobre un microcontrolador para la medición del ritmo cardíaco de una persona empleando las muestras preprocesadas digitalmente.
3. Implementar el perfil de ritmo cardíaco (Heart Rate) especificado por el Bluetooth Special Interest Group (SIG) para el envío y visualización de los datos medidos en un dispositivo electrónico móvil.
4. Emplear las diferentes características de la pila (stack) de comunicación del protocolo Bluetooth con el fin de implementar una plataforma hardware IoMT de bajo consumo de energía eléctrica.

6. Marcos referenciales

6.1. Antecedentes

Con respecto a los antecedentes académicos y científicos encontrados en relación con lo que se pretende desarrollar en el presente proyecto de grado, a continuación, se muestran algunos proyectos y/o artículos científicos del estado del arte de este proyecto de grado.

1. SISTEMA DE MONITOREO CARDIOVASCULAR UTILIZANDO TECNOLOGÍA IoMT.

En el artículo presentado en la referencia [1], se constituye el desarrollo e implementación de un sistema de monitoreo y control de los signos vitales de pacientes propensos a problemas cardiovasculares, utilizando Internet of Medical Things (IoMT). Dicho proyecto se dividió en 5 etapas:

1. En la primera se recopila la información de la frecuencia cardíaca, por medio del sensor acoplado en el prototipo electrónico.
2. Dicha información es analizada y procesada de forma temporal para ser promediadas cada minuto en la segunda etapa.
3. En la tercera etapa, se valida la conexión Wi-Fi para enviar la información hacia la base de datos alojada en la nube.
4. En la cuarta etapa, la base de datos identifica toda esa información que se obtiene del hardware para posteriormente ser almacenada.

5. Y en la última etapa se visualiza toda la información almacenada en un front-end.

2. IMPLEMENTACIÓN DE UN ENTORNO DE COMUNICACIÓN BLUETOOTH BASADO EN EL MÓDULO CC2650 PARA LA TRANSMISIÓN DEL RITMO CARDÍACO.

El proyecto presentado en la referencia [2] desarrolla una infraestructura de software que habilita la comunicación inalámbrica por medio del protocolo Bluetooth Low Energy (BLE) entre dos parejas de microcontroladores, con el objetivo de transmitir los datos obtenidos del ritmo cardíaco de un paciente.

Los microcontroladores se configuraron para trabajar con roles de:

- Dispositivo periférico o esclavo, implementando las características “Heart Rate Measurement”, contenida en el servicio “Heart Rate”, el cual es un servicio GATT (Generic Attribute Profile) predefinido por Bluetooth SIG, en el que sus UUIDs (Universally Unique Identifier) constan de 16 bits en vez de los 128 estándar.
- Dispositivo maestro dentro del protocolo BLE, con el objetivo de buscar, descubrir y conectarse automáticamente al primer microcontrolador para leer la característica “Heart Rate Measurement” del servicio “Heart Rate”.

3. PULSERA INALÁMBRICA PARA MONITORIZACIÓN DEL PULSO CARDÍACO.

El proyecto presentado en la referencia [3] contempla el diseño y desarrollo de un dispositivo electromédico embebido en una pulsera inteligente, añadiendo un sensor de pulso basado en fotoplestimografía para poder captar la medida. Esta pulsera trabaja con los servicios Bluetooth de bajo consumo (Bluetooth Low Energy, BLE) para el envío de los datos recogidos. La conexión se realiza a un dispositivo móvil inteligente. La pulsera es ligera y no molesta en las actividades cotidianas, además de poseer cierta autonomía.

El elemento central del hardware de la pulsera es el chip de Nordic NRF51822 y este viene contenido en la placa Tiny-BLE de Seeed Studio. La placa Tiny-BLE es una propuesta de Seeed Studio (Seeed), diseñada en torno al chip NRF51822 de Nordic. La placa trabaja con el transceptor montado en este chip, que soporta, entre otras, la tecnología inalámbrica BLE.

Para la adquisición del pulso se emplea un sensor basado en fotoplestimografía. La fotoplestimografía es una técnica no invasiva basada en la medida y análisis de una señal óptica relacionada con los cambios en el volumen sanguíneo. Entre otras aplicaciones, permite la monitorización del pulso cardíaco. Se puede comentar que la señal de pulso que se captura usándolo es una fluctuación analógica en tensión, que presenta una forma de onda en cierta forma predecible.

4. DESARROLLO DE UN SISTEMA DE MONITOREO DE RITMO CARDÍACO Y TEMPERATURA USANDO BLUETOOTH LOW ENERGY.

En el proyecto presentado en la referencia [4] se diseñó y desarrolló un sistema que consta de un sensor de frecuencia cardíaca, un sensor de temperatura de la piel y una placa de desarrollo Bluno que se conecta a la computadora a través de la comunicación BLE. En la interfaz gráfica se muestra la frecuencia cardíaca y la temperatura corporal en latidos por minuto y grados Celsius, respectivamente. La placa de desarrollo Bluno es una combinación de Arduino UNO con un módulo BLE. La comunicación de baja energía en tiempo real se puede realizar fácilmente utilizando esta tecnología BLE, ya que el chip CC2540 BT 4.0 está integrado en la placa de desarrollo Bluno. Además, puede realizar programación inalámbrica a través de BLE y admite Bluetooth HID (Human Interface Device) y comandos AT para configurar el BLE. En resumen, Bluno se puede usar con cualquier dispositivo habilitado para Bluetooth 4.0 y tiene funciones como configuración maestro y esclavo, transmisión inalámbrica y conexión Bluetooth HID.

Antes de que la lectura de la frecuencia cardíaca y la temperatura se puedan

mostrar en la aplicación, primero se debe establecer la conexión Bluetooth entre la computadora y la placa Bluno. Una vez establecida la conexión, la frecuencia cardíaca y el valor de temperatura se mostrarán y se actualizarán continuamente.

6.2. Marco teórico

6.2.1. Internet de las cosas (Internet of Things, IoT)

Según el IBSG (Internet Business Solutions Group de Cisco), el Internet de las Cosas es “sencillamente el punto en el tiempo en el que se conectaron a Internet más cosas u objetos que personas” [5]. El internet de las cosas (IoT) nace aproximadamente, según IBSG, entre el 2008 y 2009 dada la necesidad de extender el acceso y control remoto a través de internet a dispositivos no tradicionales considerados como objetos o cosas. IoT consiste en un sistema de dispositivos de computación interrelacionados, que cuentan con identificadores únicos y que pueden recopilar, analizar e intercambiar datos sin intervención humana explícita y nos permitirá integrar objetos inteligentes de todo tipo y función, redes de sensores, y recursos de la Internet actual con las personas con el fin de compartir información que sea útil para aumentar nuestro conocimiento y tomar decisiones que mejoren nuestra calidad de vida en cualquier aspecto posible: social, económico, cultural, ambiental, etc. [5], [6].

El Internet de las Cosas puede aplicarse a varios ámbitos, pues la cantidad de usos que pueda darse a los productos y servicios depende de la creatividad e ingenio de los desarrolladores. Algunos ejemplos de aplicaciones del IoT son [6]:

- **Hogar:** En esta se destacan aplicaciones como electrodomésticos inteligentes, control y automatización de los sistemas del hogar y monitorización del estado de la casa.
- **Ciudades:** Algunas aplicaciones que se pueden mencionar son el control

y monitorización del tráfico, inspección de edificios y estructuras y la administración de servicios gestionados por las autoridades de la ciudad.

- **Automotores:** Se puede utilizar IoT para facilitar el mantenimiento de sus productos y aumentar la información que los usuarios reciben de sus automóviles. La información obtenida por los sensores que ya vienen en los vehículos puede ser enviada a través de la red a los fabricantes para que éstos los analicen.
- **Salud:** El IoT en esta área puede revolucionar la vida de las personas y beneficiarlas enormemente con aplicaciones como el control y tratamientos más eficientes, donde se pueden utilizar sensores en el hogar, en la ropa, en brazaletes, relojes y zapatos que controlen el ritmo cardíaco, el nivel de azúcar en la sangre, las fases de sueño y/o la cantidad de actividad física realizada en el día.
- **Industria y comercio:** El IoT puede utilizarse para optimizar la cadena de producción, facilitar el proceso de inventario, mejorar los mecanismos de distribución y abastecimiento, analizar el comportamiento de los consumidores y para la publicidad más personalizada y de mayor utilidad para los consumidores.

6.2.2. Tecnologías de comunicación del IoT

Las redes de comunicación en IoT incluyen componentes hardware, software, tecnologías y protocolos que permiten la conectividad entre objetos IoT y la infraestructura de un Data Center (centro de datos) o Cloud Computing (computación en la nube) de un sistema IoT [5].

Las tecnologías de redes y protocolos tienen la responsabilidad de la comunicación de los datos recolectados de los diferentes dispositivos IoT. Los dispositivos IoT se conectan con nodos de borde o gateway IoT, utilizando una red de tipo PAN/WPAN o LAN/WLAN dentro de un área de corto alcance. Luego un gateway IoT se comunica con los centros de datos remotos o cloud

Figura 6.1: Tipos de redes de comunicación de datos utilizadas en IoT.

Tipo de redes	Estándar	Distancia	Tecnologías
Redes de área personal (PAN/WPAN)	IEEE 802.15.1, 3, 4, 6	<10 m	UWB, NFC, RFID, Bluetooth, BLE, ZigBee, Z-Wave, 6LoWPAN, ETSI HyperLAN, LoRa, etc.
Redes de área Local (LAN/WLAN)	IEEE 802.3, 3u, 3z/ IEEE 802.11 (a, b, g, n, ax)	<100 m	Ethernet, Wi-Fi, HaLow (Low-power Wi-Fi), ETSI HyperLAN, etc.
Red de área metropolitana o Red de área de vecindario (MAN-NAN/WMAN-WNAN)	IEEE 802.6 / IEEE 802.16	<10 Km	Wi-MAX, ETSI HyperMAN, ZigBee NAN, Wi-SUN, NWare
Wide Area Network (WAN/WWAN)	IEEE 802.20, CDMA, GSM, UMTS, GPRS	>10Km	2G, 3G, 4G, 5G, LTE/MTC, UMTS, NB-IoT, Low Power Wide Area Network (LPWAN: LoRaWAN, Weightless, SigFox, DASH7), 3GPP, GSM/EDGE/GPRS, Comunicación satelital

Fuente: [6].

computing, utilizando redes MAN-NAM/WMAN-WNAN o WAN/WWAN que cubren un área de mediano a largo alcance [5]. En la Figura 6.1, se presenta una tabla donde se resumen los tipos de redes de comunicación de datos según su alcance.

Las Tecnologías de comunicación inalámbricas para IoT, han tenido un rápido desarrollo, pasando de la red infrarrojo para comunicación punto a punto (P2P) a las WPAN, redes inalámbricas multipunto y de corto alcance como Bluetooth o las redes de alcance medio y multisaltos como las ZigBee y redes de largo alcance como LongRange/LoRaWAN [5].

Los protocolos de comunicación, facilitan la interoperabilidad entre los componentes de un sistema de entornos diferentes. La pila de protocolos utilizados para la comunicación de datos en sistemas IoT, se basa en la arquitectura de protocolos TCP/IP. La capa de aplicación se ejecuta en la parte superior de esta pila y se identifican los siguientes protocolos para aplicaciones IoT: Constrained Application Protocol (CoAP), Message Queue Telemetry Transport (MQTT), Advanced Message Queuing Protocol (AMQP), Extensible Messaging and Pre-

sence Protocol (XMPP), Data Distribution Service (DDS), HTTP, HTTPS, etc. [5].

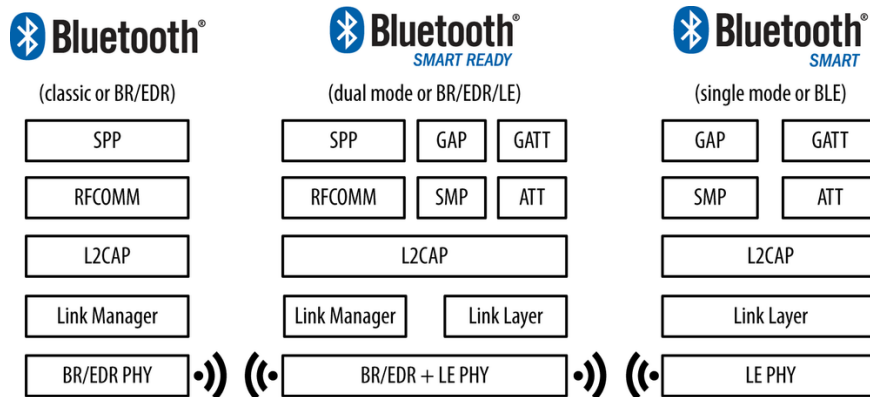
6.2.3. ¿Qué es Bluetooth y Bluetooth Low Energy (BLE, Bluetooth de bajo consumo)?

Bluetooth es una tecnología utilizada para aplicaciones inalámbricas comunes de corto alcance que cubre radios, protocolos y perfiles, permitiendo la conectividad entre dispositivos tales como PDAs (Personal Digital Assistance), teléfonos celulares, teclados, máquinas de fax, computadores de escritorio y portátiles, módems, proyectores, impresoras, etc. El enfoque de Bluetooth es similar a la tecnología de infrarrojo conocida como IrDA (Infrared Data Association). Sin embargo, Bluetooth es una tecnología de radiofrecuencia (RF) que utiliza la banda de espectro disperso de 2.4 GHz. Bluetooth puede ser usado para aplicaciones en redes residenciales o en pequeñas oficinas, ambientes que son conocidos como WPANs (Wireless Personal Area Network). Una de las ventajas de las tecnologías inalámbricas es que evitan el problema de alambrar las paredes de las casas u oficinas [7].

El Bluetooth SIG (Bluetooth Special Interest Group) es el grupo encargado de desarrollar el estándar Bluetooth, y, por lo tanto, el que en el año 2010 presentó el Bluetooth Smart o Bluetooth Low Energy, BLE (la versión 4 del estándar). BLE es una evolución del estándar Bluetooth diseñado para el IoT, y por lo tanto con un enfoque en el bajo consumo [8].

El estándar Bluetooth versión cuatro se desarrolló con un enfoque completamente diferente al de las versiones anteriores, mientras las versiones de la uno a la tres se enfocaban en conseguir cada vez mayores tasas de transferencia, la versión 4 está enfocada a conseguir un bajo consumo, lo que hace que los estándares no sean retrocompatibles. Debido a esto, los dispositivos BLE no pueden comunicarse con los dispositivos que emplean las versiones del uno al tres del estándar Bluetooth, ni estos últimos con los BLE y, por tanto, si necesitamos un producto que cubra todas las especificaciones, tendremos que

Figura 6.2: Tipos de chip Bluetooth.



Fuente: [8].

tener un chip dual que permita comunicarse bajo los diferentes estándares. El estándar define dos tipos de dispositivos Bluetooth, los dispositivos single-mode y los dispositivos dual-mode. Esto nos deja un escenario con tres tipos de chip, los compatibles con el estándar 2.x y 3.x (Bluetooth), los compatibles con el estándar 4.x (Bluetooth Smart) y los chips duales (Bluetooth Smart Ready) [8]. La Figura 6.2 muestra los diferentes estándares Bluetooth con los diferentes tipos de dispositivos Bluetooth.

6.2.4. Características del Bluetooth y BLE

Las características de Bluetooth Classic incluyen según [8]:

- Banda ISM de 2,4 GHz, 1 Mbps, GFSK, 4PSK o 8PSK.
- Separación de canales de 1 MHz, con salto de frecuencia.
- Salto de frecuencia adaptable, para la coexistencia con Wi-Fi.
- Hasta 100 mW, es posible un alcance de más de 100 m.

Las características principales de Bluetooth Low Energy según [8]:

- Capa física mayoritariamente nueva. Algunas partes derivadas de la radio BR/EDR (Basic Rate/Enhanced Data Rate).
- Nuevo mecanismo publicitario (advertising), para facilitar el descubrimiento y la conexión.
- MAC (Medium Access Control) asíncrona sin conexión (Asynchronous connectionless MAC), utilizada para transacciones rápidas y de baja latencia (es decir, 3 ms de principio a fin).
- Nuevo perfil conocido como GATT (Generic Attribute Profile). Diseñado para simplificar los dispositivos y el software que utilizan.
- Modelo de datos Cliente/Servidor asíncrono.

6.2.5. Principios básicos del BLE

Los principios básicos de Bluetooth Low Energy según [8]:

- **Funcionamiento con baterías de botón (Button-Cell Batteries):** Para lograrlo utiliza picos de corriente baja minimizando el consumo de energía, ciclo de trabajo y latencia.
- **Asimetría:** El dispositivo con la fuente de energía más baja tiene menos carga de trabajo para balancear el consumo de energía.
- **IoT Ready:** Modelo de datos Cliente/Servidor. Considera el principio que las “cosas” tienen datos y esos datos deben de ser transmitidos.

6.2.6. Diferentes módulos electrónicos Bluetooth y BLE

Las siguientes tres Figuras presentan módulos de Bluetooth Classic y Bluetooth Low Energy de Microchip Technology Inc. [9].

Figura 6.3: Módulos Bluetooth Classic: (a). RN41, Bluetooth v2.1 Class 1. (b). RN42, Bluetooth v2.1 Class 1. (c). RN52, Bluetooth v3.0 Class 2 (Aplicaciones de Audio). (d). BM90, Bluetooth v3.0 Class 2/3 (Aplicaciones de Audio).



(a) RN41.



(b) RN42.



(c) RN52.



(d) BM90.

Fuente: [9].

Figura 6.4: Módulos Bluetooth Low Energy v4: (a). BM77, Bluetooth v4.0 Dual-Mode, Bluetooth Low Energy, Bluetooth Classic Class 2. (b). RN4020, Bluetooth v4.1 Low Energy. (c). RN4677, Bluetooth v4.0 Dual-Mode, Bluetooth Low Energy.



(a) BM77.



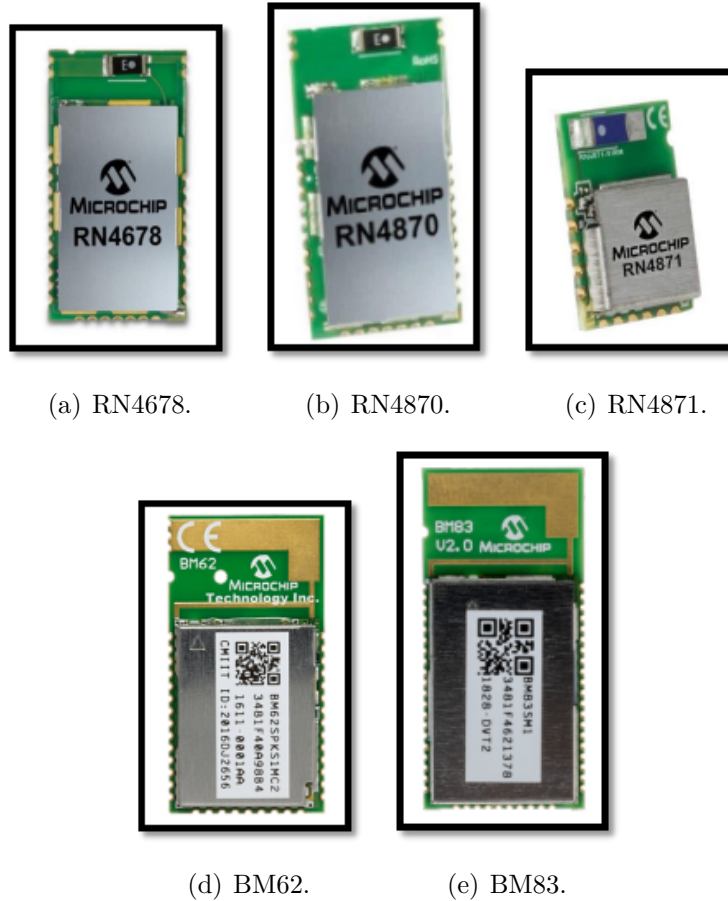
(b) RN4020.



(c) RN4677.

Fuente: [9].

Figura 6.5: Módulos Bluetooth Low Energy v5: (a). RN4678, Bluetooth v5.0 Dual-Mode, Bluetooth Low Energy y Bluetooth Classic. (b). RN4870, Bluetooth v5.0 Low Energy. (c). RN4871, Bluetooth v5.0 Low Energy. (d). BM62, Bluetooth Classic v5.0 (Aplicaciones de Audio). (e). BM83, Bluetooth v5.0 Dual-Mode Bluetooth Low Energy (Aplicaciones de Audio).



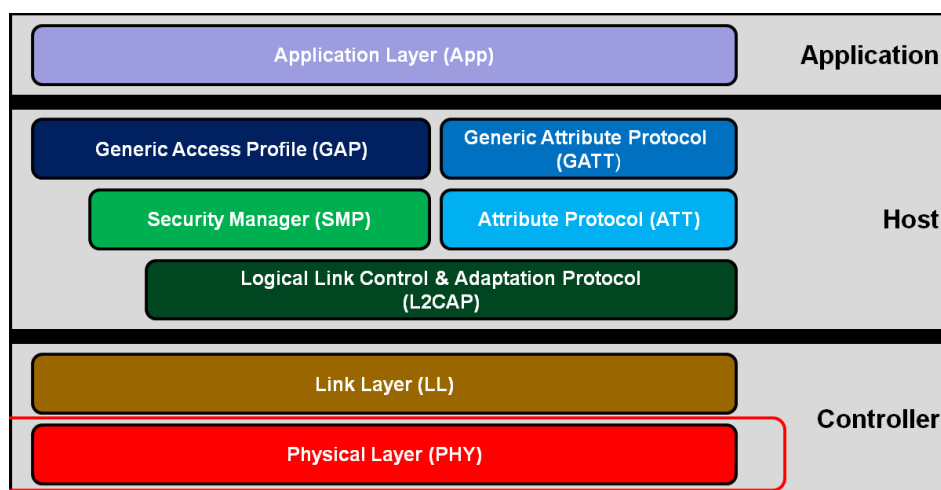
Fuente: [9].

6.2.7. Capas del protocolo BLE

Dentro de los bloques de aplicación, host y controlador, las diferentes capas del protocolo BLE mostradas en la Figura 6.6 se distribuyen de la siguiente manera [10]:

Capa Física (PHY): La capa física comprende el circuito que integra la radio y convierte las señales radioeléctricas en información. El BLE usa la

Figura 6.6: Capas funcionales del protocolo Bluetooth.



Fuente: [10].

modulación GFSK a 1 Mbps (la misma que el Bluetooth BR con diferente índice de modulación). El BLE al igual que el Bluetooth BR/EDR utiliza la banda frecuencial ISM de 2,4 GHz (2402 MHz hasta 2480MHz), pero mientras Bluetooth BR/EDR tiene 79 canales, Bluetooth LE tiene 40. Cada canal tiene una anchura de 1 MHz, y una separación de 2 MHz. De ellos 3 son canales dedicados a advertising y 37 para transmisión de datos [10].

Capa de enlace (Link Layer, LL): Es la responsable de la comunicación a bajo nivel con la capa física. En ella se controla la secuencia y los tiempos de las tramas enviadas o recibidas, por lo que trabaja en tiempo real y es la responsable de cumplir las restricciones de la especificación. Es la responsable de la estructura de los paquetes [10]. En esta capa se definen los roles de:

- Advertiser: Un dispositivo enviando paquetes de advertising.
- Scanner: Un dispositivo escuchando paquetes de advertising.
- Master: El dispositivo central, desde el estado stand-by, pasará a este estado si quiere crear una conexión con el dispositivo que hace el advertising.

- **Slave:** Una vez pasado el estado initiating se llega al estado connected en el que estarán los dos dispositivos.

BLE define dos tipos de roles para los dispositivos que están conectados, maestro y esclavo. El maestro es el encargado de determinar los tiempos de escucha del esclavo, y coordina el acceso al medio mediante Time Division Multiple Access (TDMA).

Logical Link Control and Adaption Protocol (L2CAP): El L2CAP usado en BLE es el mismo que para el Bluetooth clásico pero optimizado y simplificado (lo hace en Best effort sin mecanismos de retransmisión y control de flujo que existen en el bluetooth clásico).

Attribute Protocol (ATT): Define la comunicación entre dos dispositivos con los roles de cliente/servidor. El servidor mantiene unos atributos que son una estructura de datos gestionados por el GATT, que es el que determina el rol de cliente/servidor (que es independiente de los roles maestro/esclavo). El cliente demanda datos al servidor y este se los envía, pero el servidor también puede enviar datos no solicitados: notificaciones (no requieren respuesta) e indicaciones (requieren respuesta por parte del cliente). El cliente también puede pedir al servidor la creación de nuevos atributos.

Security Manager (SMP): BLE utiliza el cifrado AES-128 estándar y utiliza un mecanismo de sincronización para la distribución de claves. El SMP no sólo proporciona un mecanismo para encriptar los datos, sino también para la autenticación de datos. Está diseñado para minimizar el consumo en los esclavos, asumiendo mayor capacidad en los maestros.

Generic Attribute Profile (GATT): Como se ha dicho, el GATT define como emplear los perfiles para descubrir servicios, y el intercambio de características entre dispositivos. Una característica es un conjunto de datos que tiene atributos y valores. Es lo que hace tan abierto el BLE, el GATT permite definir mediante los atributos todo tipo de datos.

Generic Access Profile (GAP): El Perfil de Acceso Genérico (GAP) define como los dispositivos interactúan entre sí en un nivel inferior. Está

en el nivel superior de la pila de Bluetooth Smart, dado que especifica los roles del dispositivo, modalidades y procedimientos para el descubrimiento de dispositivos y servicios, la gestión del establecimiento de la conexión y la seguridad. El GAP define cuatro roles para los dispositivos:

- Broadcaster.
- Observer.
- Peripheral.
- Central.

6.2.8. Perfiles Bluetooth especificados por el Special Interest Group (SIG)

La mayoría de los perfiles actuales de aplicaciones BLE se basan en el perfil de atributo genérico (GATT) y están especificados por el Bluetooth Special Interest Group (SIG). Algunos de estos perfiles son los siguientes [11], [12]:

- BLP (perfil de presión arterial).
- HTP (Perfil de termómetro de salud).
- GLP (perfil de glucosa).
- GMP (Perfil de monitorización continua de glucosa).
- Heart Rate Profile.
- Proximity Profile.
- Pulse Oximeter Profile.
- Microphone Control Profile.
- Asset Tracking Profile.

- Volume Control Profile.
- IPSP (Perfil de soporte de protocolo de Internet).
- HOGP (perfil HID sobre GATT) que permite ratones, teclados y otros dispositivos inalámbricos con Bluetooth LE con una batería de larga duración.
- LNP (perfil de navegación y ubicación).
- BCS (Servicio de composición corporal).

6.2.9. Sensor de ritmo cardíaco MAX30100

El dispositivo MAX30100 es un sensor de pulsioximetría y ritmo cardíaco desarrollado por la empresa Maxim Integrated Products, diseñado para el desarrollo de productos Wearables. Su eficiencia y bajo costo ha provocado la popularización de este módulo, sin embargo, su uso se ha enfocado casi exclusivamente a prototipos educativos utilizando plataformas básicas. El motivo de la creación de este prototipo es el enfoque profesional de dicho módulo. El primer paso para la implementación de este módulo es entender el tipo de comunicación que este requiere, la cual es una comunicación I2C que requiere solo de 3 hilos para su implementación. Este dispositivo es manejado a través de registros, tanto para la configuración de cada una de sus funciones como la lectura de los diferentes sensores con los que cuenta. Estos registros permiten la manipulación de elementos tales como, la potencia de los LEDs, número de muestras de cada medición y la frecuencia de muestreo. También son responsables de la selección de funciones del equipo, ya que es posible utilizar este módulo como un simple monitor cardíaco, o para el cálculo de SpO2 [13], [14].

Características y beneficios [13]:

- Solución completa para un oxímetro de pulso y ritmo cardíaco en un diseño simplificado: Integra LEDs, fotosensor y Analog Front-End de alto

rendimiento. Solución en empaquetado pequeño y compacto ($5.6 \text{ mm} \times 2.8 \text{ mm} \times 1.2 \text{ mm}$).

- Operación a ultra bajo consumo de energía: Sample Rate y corriente de los LEDs programables. Ultra-Low Shutdown Current ($0.7 \mu\text{A}$, typ).
- Funcionalidades avanzadas que mejoran las mediciones: Integra cancelación de luz-ambiente (ALC), filtro para cancelar el ruido de línea (50/60 Hz).

Principio de funcionamiento: Para detectar el pulso cardíaco, el LED infrarrojo (IR LED) irradia luz por la piel y luego la luz reflejada llega al fotodiodo y se miden los cambios en los latidos del corazón. Este sensor se coloca en el dedo, lóbulo de la oreja o en cualquier lugar donde la piel no sea demasiado gruesa [14].

Ciclo cardíaco: El ciclo cardíaco tiene dos fases: sístole y diástole. La fase de contracción se le conoce como sístole y la fase de reposo como diástole. La señal eléctrica de mayor magnitud sucede en la fase de contracción. Esta señal de mayor magnitud es la que seguiremos para calcular el ritmo cardíaco [13].

Tratamiento digital de las muestras del sensor cardíaco: La muestra obtenida del MAX30100 no es suficiente para representar la señal final de ritmo cardíaco. Es necesario aplicar una serie de filtros para poder proceder con los cálculos finales de ritmo cardíaco. Los filtros que se pueden aplicar son de promedio y paso bajo [13], [14].

7. Diseño metodológico

Este capítulo presenta diseño metodológico empleado en el desarrollo e implementación de un sistema embebido usando el periférico Heart Rate Click y un microcontrolador de 8 bits de bajo consumo eléctrico integrado en la tarjeta de desarrollo PIC-BLE, para la creación de una plataforma IoMT de medición de ritmo cardíaco empleando procesamiento digital de señales y el perfil Heart Rate especificado por el Bluetooth SIG. El microcontrolador utilizado es de la familia PIC y es fabricado por la empresa Microchip, y el periférico Heart Rate Click es manufacturado por la empresa MIKROE.

Para el desarrollo e implementación del sistema embebido del presente proyecto de grado se debe generar una aplicación de software codificada en lenguaje C. La aplicación de software para la medición de ritmo cardíaco usando procesamiento digital de señales y el perfil Heart Rate especificado por el Bluetooth SIG, se codifica en el ambiente de desarrollo integrado MPLAB X IDE versión 6.15 de Microchip [15], empleando el complemento o plugin MPLAB Code Configurator (MCC) version 5.4.1 de MPLAB X [16]. El MPLAB X es ejecutado sobre el sistema operativo de Windows 10 Pro.

El plugin MCC es utilizado con el objetivo de definir de forma gráfica todas las características, módulos o periféricos internos de hardware del microcontrolador utilizado en este proyecto de grado, tales como la selección del oscilador interno, configuración de periféricos (timer, ADC, PWM, entre otros) y configuración de interfaces de comunicaciones (UART, SPI, I2C, entre otras). Luego, se crean los archivos fuentes (*.c) y de cabecera (*.h) necesarios en el MPLAB X IDE para la aplicación de software a ser ejecutada por el microcontrolador de la

tarjeta de desarrollo PIC-BLE. El MCC genera todo el código necesario en lenguaje C para acceder (leer o escribir) a los periféricos y a las interfaces de comunicación del microcontrolador, desde el código fuente programado para este sistema embebido.

En la siguiente sección, se describe el hardware utilizado en el desarrollo del sistema embebido para la implementación de una plataforma IoMT de medición de ritmo cardíaco empleando: la tarjeta de desarrollo PIC-BLE, el periférico Heart Rate Click conectado a la tarjeta PIC-BLE y el entorno de programación del MPLAB X.

7.1. Hardware del sistema embebido

El hardware del sistema embebido para la implementación de este proyecto de grado está compuesto por la tarjeta de desarrollo PIC-BLE, el periférico Heart Rate Click y una batería de moneda de referencia CR2032 de 3 voltios. A continuación, se describen las características de la tarjeta PIC-BLE y el periférico Heart Rate Click.

7.1.1. Tarjeta de desarrollo PIC-BLE

La tarjeta de desarrollo PIC-BLE es una plataforma de Microchip diseñada para facilitar la creación y prototipado de dispositivos electrónicos que están compuestos por un microcontrolador de la familia PIC y un módulo de comunicación Bluetooth Low Energy (BLE) [17]. Esta tarjeta es ideal para proyectos relacionados con IoT, IoT industrial, aplicaciones móviles y otros sistemas embebidos conectados inteligentemente, que requieran comunicación inalámbrica y procesamiento de bajo consumo de energía eléctrica.

La PIC-BLE está integrada por los siguientes elementos o módulos electrónicos: microcontrolador PIC16LF18456 de 8 bits y ultra bajo consumo de energía eléctrica (eXtreme Low Power, XLP), chip de cripto-autenticación

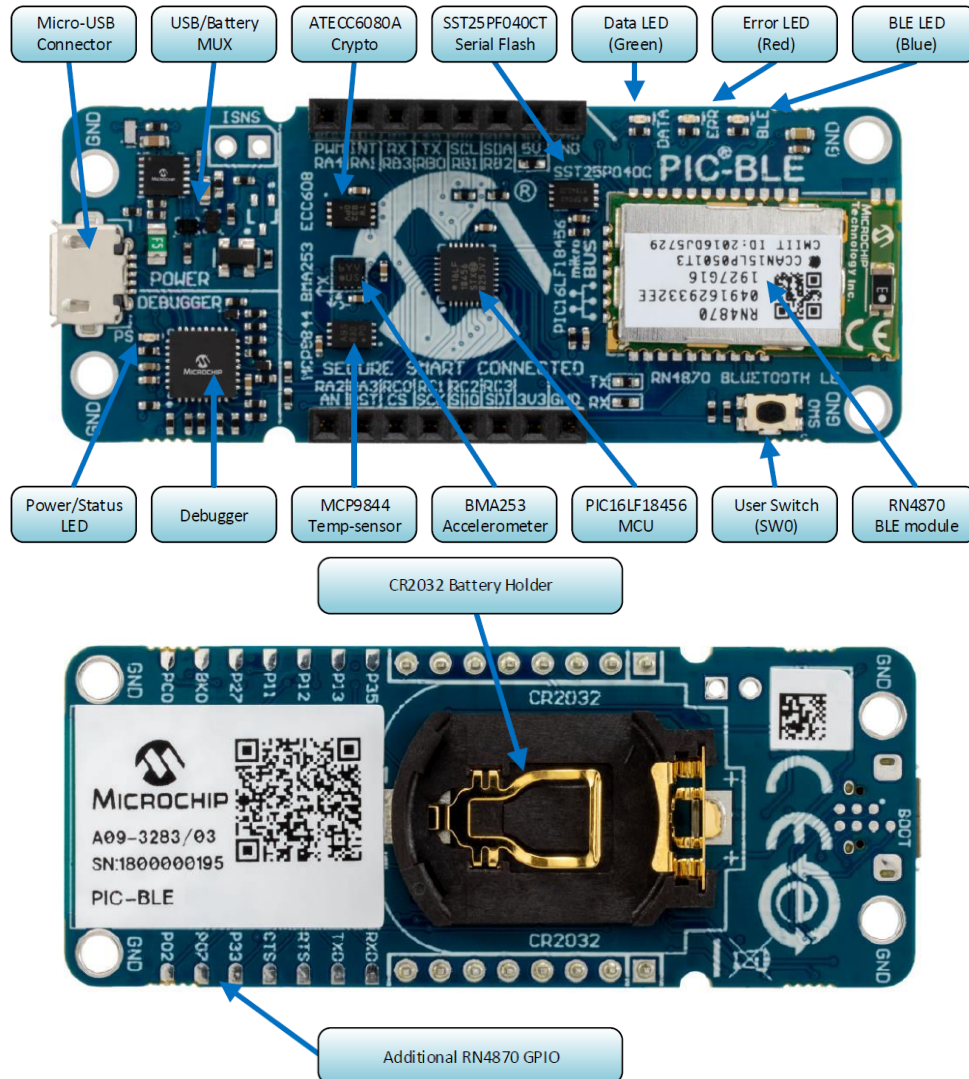
ATECC608A, módulo BLE RN4870, dos leds y un botón mecánico accesible a la programación del usuario de la tarjeta, sensor de temperatura ambiente MCP9844, sensor de aceleración BMA253, 4 Mb de memoria flash serial, conector o socket mikroBUS, programador y depurador integrado en la misma tarjeta de desarrollo y conectores para alimentar la tarjeta mediante la conexión USB o una batería de moneda.

La Figura 7.1 muestra la tarjeta de desarrollo PIC-BLE. La selección de la tarjeta de desarrollo PIC-BLE para la implementación del sistema embebido de este proyecto de grado, se debe a las siguientes razones: el microcontrolador de 8 bits de la PIC-BLE es de ultra bajo consumo de energía eléctrica, la tarjeta PIC-BLE se puede alimentar con una batería de moneda y el periférico Heart Rate Click se conecta directamente y de forma fácil al socket mikroBUS de la PIC-BLE, obteniendo un prototipo electrónico muy compacto que favorece la portabilidad.

La interfaz gráfica del MCC de MPLAB X permite la configuración interna del microcontrolador de la PIC-BLE, ajustando los siguientes parámetros de dicho microcontrolador:

1. El oscilador seleccionado para el microcontrolador, es el oscilador interno de alta frecuencia HFINTOSC de 32 MHz.
2. Se conecta el led de datos de color verde al pin RA5 del microcontrolador.
3. Se emplea un temporizador (timer, el TMR0) del microcontrolador, configurado en modo de 16 bits y la interrupción habilitada para un período de tiempo de 1 milisegundos (ms). Este periodo de tiempo de 1 ms, se utilizará como base de tiempo para la adquisición de las muestras obtenidas del periférico Heart Rate Click.
4. Se emplea una interfaz de comunicación I2C del microcontrolador para configurar y leer las muestras obtenidas del periférico Heart Rate Click.
5. Se emplean dos interfaces de comunicación UART del microcontrolador. Una de estas interfaces UART se utilizó en etapa de depuración de

Figura 7.1: Vistas frontal y posterior de la tarjeta de desarrollo PIC-BLE.



Fuente: [17].

la aplicación software del sistema embebido para enviar mensajes y/o señales digitales de la tarjeta PIC-BLE a una consola o graficador serial de un computador y verificar el correcto funcionamiento de la aplicación software. La otra interfaz UART, con interrupciones habilitadas para la recepción y transmisión de datos, permite la comunicación entre el microcontrolador y el módulo BLE RN4870.

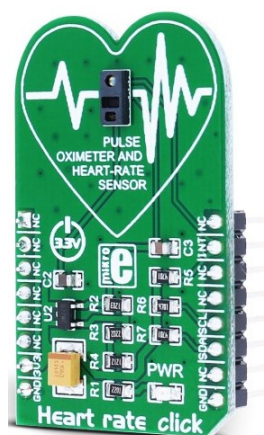
7.1.2. Periférico Heart Rate Click

El Heart Rate Click es un monitor de frecuencia cardíaca y medición de oximetría de pulso [14]. Cuenta con un oxímetro avanzado y un sensor de monitoreo de frecuencia cardíaca, que se basa en dos LED integrados, un elemento fotosensible y una parte frontal analógica de bajo ruido muy precisa y avanzada, para proporcionar lecturas limpias y precisas. Basta con colocar un dedo índice en la parte superior del sensor para obtener los datos necesarios que nos permitan calcular tanto la frecuencia cardíaca como la saturación de oxígeno en sangre a través de la interfaz I2C. La cancelación de luz ambiental y los filtros de tiempo discreto, garantizan que ninguna luz ambiental o ruido de línea eléctrica de 50/60 Hz interfiera con las lecturas.

Una de las características más importantes de este dispositivo es su bajo consumo de energía: es posible poner el dispositivo en modo de espera, donde consume una cantidad muy baja de energía. Todas esas características hacen de este periférico una solución ideal para diversas aplicaciones relacionadas con el desarrollo de nuevos algoritmos para leer parámetros sanguíneos basados en las propiedades de absorbanza roja e infrarroja del cuerpo humano, principalmente para la saturación de oxígeno en sangre arterial (SpO2) y la frecuencia cardíaca (FC) [14]. El periférico Heart Rate Click se presenta en la Figura 7.2.

El periférico Heart Rate Click está compuesto por el MAX30100, un circuito integrado moderno de oxímetro de pulso y sensor de frecuencia cardíaca, de la empresa Analog Devices. Este sensor MAX30100 cuenta con dos led integrados, uno rojo e infrarrojo (IR), que se utilizan para emitir las respectivas longitudes de onda. Las longitudes de onda de estos leds son 660 nm (rojo) y 880 nm (IR). La luz reflejada es detectada por un elemento fotodetector rojo/IR y muestreada por un ADC delta-sigma de 16 bits de bajo ruido. El sensor MAX30100 tiene un buffer FIFO, de 16 palabras de profundidad. El buffer FIFO almacena los valores medidos y puede generar una interrupción cuando el buffer está lleno, con el fin de avisarle o notificarle al microcontrolador que las muestras ya pueden ser leídas del periférico Heart Rate Click.

Figura 7.2: Periférico Heart Rate Click de MIKROE.



Fuente: [14].

Este periférico Heart Rate Click se puede colocar en un dedo de una mano, el lóbulo de una oreja o en cualquier lugar donde la piel no sea demasiado gruesa. Para la medición del ritmo cardíaco se emplean los datos muestreados de la intensidad de la luz del led IR que ha sido reflejada por el dedo de una mano. Si se desea medir el nivel de oxigenación en la sangre (SpO2), se debe calcular la relación entre las intensidades de la luz absorbida del led IR y del led rojo.

El periférico Heart Rate Click se conecta al socket mikroBus de la tarjeta de desarrollo PIC-BLE y el microcontrolador de la tarjeta PIC-BLE se comunica con este periférico usando una interfaz de comunicación I2C, ya sea para: la configuración del periférico Heart Rate Click o la lectura de los datos muestreados de la intensidad de la luz del led IR que ha sido reflejada por el dedo de una mano.

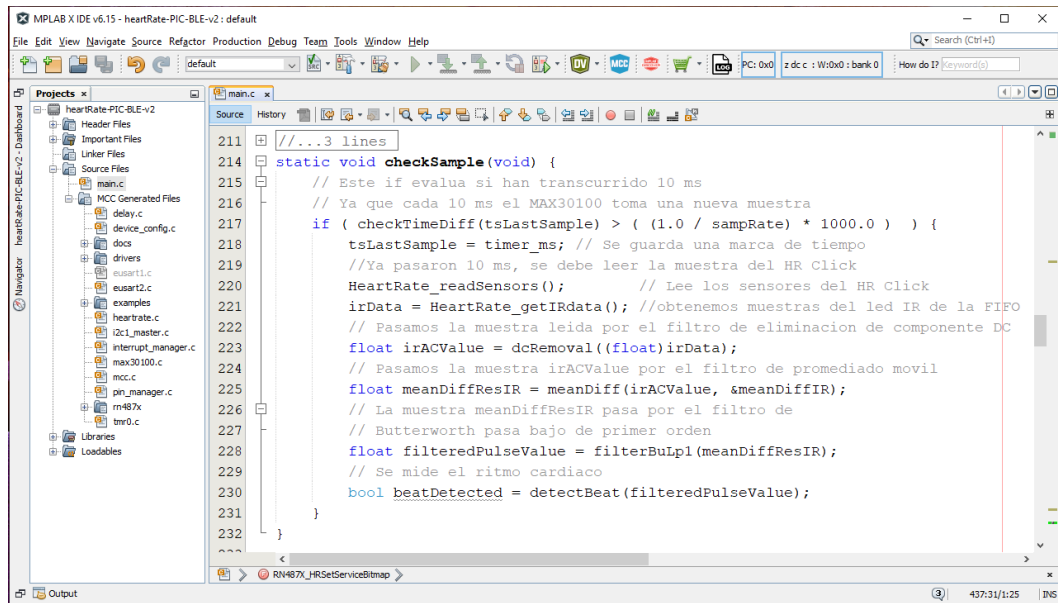
7.2. Programación de la aplicación software del sistema embebido

El sistema embebido a implementar es un monitor de ritmo cardíaco de bajo consumo eléctrico mediante conexión BLE. La medición del ritmo cardíaco se

actualiza de forma periódica cada 2 segundos en una aplicación (app) de un dispositivo electrónico móvil (celular) con los datos enviados desde la tarjeta de desarrollo PIC-BLE empleando la conexión BLE y el perfil Heart Rate especificado por el Bluetooth SIG. Las muestras que se leen del periférico Heart Rate Click desde el microcontrolador de la tarjeta PIC-BLE mediante comunicación I2C, son procesadas digitalmente de forma periódica en dicho microcontrolador. La medición del ritmo cardíaco se realiza ejecutando un algoritmo digital sobre el microcontrolador de la PIC-BLE empleando las muestras procesadas digitalmente del periférico Heart Rate Click. El control periódico de la adquisición de las muestras del periférico Heart Rate Click y el envío periódico de la medición del ritmo cardíaco a la app del celular desde la tarjeta PIC-BLE usando BLE, se realiza gracias al control de la interrupción generada por un timer del microcontrolador de la PIC-BLE. Una vez se realiza la medición de ritmo cardíaco, dicho valor es enviado por protocolo UART al módulo BLE RN4870 y dicho módulo se encarga de enviar la medición de ritmo cardíaco mediante conexión BLE a la app del celular siguiendo las características y funcionalidades del perfil Heart Rate especificado por el Bluetooth SIG.

Después de configurar el microcontrolador de la tarjeta PIC-BLE con el MCC de MPLAB X, en cuanto a sus periféricos e interfaces de comunicaciones especificadas en la subsección 7.1.1, se realiza la programación de la aplicación software del sistema embebido empleando el entorno de desarrollo integrado del MPLAB X codificando los archivos fuentes (*.c) y de cabecera (*.h) necesarios. Para la programación de los archivos mencionados, se utilizan los comandos o funciones de las librerías generadas por el MCC para el led verde de datos, el timer y las interfaces de comunicación I2C y UARTs del microcontrolador de la tarjeta PIC-BLE. El nombre del proyecto de software en lenguaje C creado en MPLAB X es heartRate-PIC-BLE-v2.X y contiene las librerías generadas por el MCC y el código programado en este proyecto de grado. La Figura 7.3 presenta el entorno de desarrollo integrado MPLAB X con un fragmento de código de la aplicación de software para el monitor de ritmo cardíaco. Todos los archivos fuentes (*.c) y de cabecera (*.h) generados para la programación del

Figura 7.3: Entorno de desarrollo integrado MPLAB X v6.15 de Microchip.



Fuente: Autores.

sistema embebido se adjuntan al CD entregado para este proyecto de grado.

En las siguientes subsecciones, se explican los detalles de: la adquisición y procesamiento de las muestras obtenidas del periférico Heart Rate Click, el algoritmo para la medición del ritmo cardíaco y el envío de esta medición por BLE a una app de un celular usando el perfil Heart Rate especificado por el Bluetooth SIG.

7.2.1. Adquisición y procesamiento digital de las muestras obtenidas del periférico Heart Rate Click

El periférico Heart Rate Click se conecta al microcontrolador de la tarjeta PIC-BLE mediante el socket mikroBUS y la interfaz de comunicación entre el microcontrolador y el periférico Heart Rate Click es I2C, siendo el maestro el microcontrolador y el esclavo el periférico Heart Rate Click con una velocidad de comunicación de 100 kHz. Luego de establecer la velocidad de comunicación entre el maestro y el esclavo, se debe establecer la configuración de uso del

esclavo o el periférico Heart Rate Click. El modo de uso que se establece del esclavo desde el microcontrolador es el de Heart-Rate (HR) only, lo que quiere decir que solo se hará uso de la medición del ritmo cardíaco del esclavo con las siguientes características del periférico Heart Rate Click: frecuencia de muestreo de 100 muestras por segundo, por lo tanto, cada 10 milisegundos (ms) se podrá leer una muestra del esclavo, y una corriente de 50 miliamperios (mA) para la alimentación del led IR usado para extraer la muestra del periférico Heart Rate Click. Para la lectura de una muestra del periférico Heart Rate Click se utiliza la intensidad de la luz del led IR que ha sido reflejada por el dedo de una mano de la persona a la cual se le va a medir su ritmo cardíaco.

Para leer la muestra del periférico Heart Rate Click, se debe esperar que la interrupción del timer TMR0 del microcontrolador se haya disparado 10 veces, ya que la interrupción de dicho timer se dispara cada 1 ms. Dicha lectura se hace desde el microcontrolador de la tarjeta PIC-BLE al periférico Heart Rate Click mediante comunicación I2C y se guarda en una variable de 16 bits sin signo del microcontrolador. Luego dicha muestra leída es procesada digitalmente por el microcontrolador de la PIC-BLE antes de medir el ritmo cardíaco de la persona.

La muestra leída del periférico Heart Rate Click no son directamente adecuadas para poder realizar la medición de ritmo cardíaco. Por lo tanto, es necesario aplicar una serie de filtros antes de proceder con la medición del ritmo cardíaco. Los filtros empleados para mejorar la señal proveniente del periférico Heart Rate Click son: eliminación de componente DC, filtro de promediado móvil y un filtro paso bajo de tipo Butterworth.

Inicialmente, las muestras leídas del periférico Heart Rate Click pueden presentar un valor añadido u offset que no representa ninguna información útil para la medición del ritmo cardíaco y que debe ser eliminado o atenuado. Esta señal añadida a la muestras leídas del periférico Heart Rate Click se conoce con el nombre de componente DC. Para la eliminación de esta componente DC se emplea normalmente un filtro IIR (Infinite Impulse Response, filtro de

respuesta al impulso infinita) simple descrito por las siguientes ecuaciones [18]:

$$\begin{aligned}w(t) &= x(t) + aw(t-1) \\y(t) &= w(t) - w(t-1).\end{aligned}\tag{7.1}$$

El valor usado de la constante a es de 0.95, $y(t)$ es la salida del filtro, $x(t)$ es la muestra actual leída del periférico Heart Rate Click, $w(t)$ es un valor intermedio que actúa como un historial de valores de la señal DC y $w(t-1)$ es la muestra anterior del valor intermedio.

La salida del filtro de eliminación de componente DC, es introducida en un filtro de promediado móvil de 15 muestras y dicho valor promedio es restado de la muestra actual leída del periférico Heart Rate Click, con el objetivo de suavizar la señal proveniente del periférico Heart Rate Click y eliminar ruidos de alta frecuencia.

Finalmente, para mejorar la capacidad de detectar los pulsos que representan o permiten calcular los latidos por minutos de una persona, la salida del filtro de promediado móvil es introducida en un filtro paso bajo de primer orden (tipo Butterworth) de frecuencia de muestreo de 100 Hz y una frecuencia de corte de 10 Hz. Este filtro paso bajo es un filtro IIR implementado mediante la forma directa II, especificado por las siguientes ecuaciones [18]:

$$\begin{aligned}w(t) &= x(t) + a_1w(t-1) \\y(t) &= b_0w(t) + b_1w(t-1).\end{aligned}\tag{7.2}$$

El valor de las constantes de las anteriores ecuaciones son: $a_1 = 0.5095254$, $b_0 = 0.2452372$ y $b_1 = 0.2452372$, $y(t)$ es la salida del filtro paso bajo, $x(t)$ es la muestra proveniente de la salida del filtro de promediado móvil, $w(t)$ es un valor intermedio relacionado con la señal $x(t)$ y $w(t-1)$ es la muestra anterior del valor intermedio.

Todas estas operaciones de adquisición de la muestras del periférico Heart Rate Click y procesamiento de dichas muestras con los filtros mencionados anteriormente, son implementadas mediante funciones en lenguaje C, tal como

se observa en la Figura 7.3, y son ejecutadas por el microcontrolador de la tarjeta PIC-BLE. Las muestras salientes del filtro paso bajo tipo Butterworth son empleadas en la siguiente subsección con el fin de medir el ritmo cardíaco.

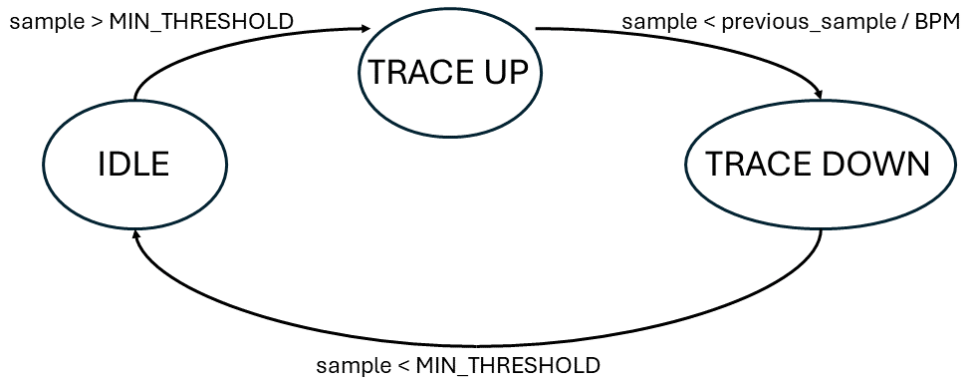
7.2.2. Algoritmo para la medición del ritmo cardíaco

Antes de establecer el algoritmo de la medición de ritmo cardíaco, es necesario analizar los valores entregados por el filtro paso bajo de tipo Butterworth cuando se termina de procesar las muestras leídas del periférico Heart Rate Click. La característica más importante con respecto a su amplitud de la salida del filtro paso bajo, es que su valor máximo de amplitud siempre es mayor que 100. Este umbral fue establecido al tomar muestras del periférico Heart Rate Click para varias personas en su dedo índice de cualquier mano.

Para la medición del ritmo cardíaco se emplea una maquina de estados finitos (Finite State Machine, FSM) mostrada en la Figura 7.4, la cual indica las tendencias de los diferentes valores de las muestras leídas del periférico Heart Rate Click. Inicialmente la FSM se encuentra en un estado de reposo (IDLE), donde los valores de las muestras leídas son muy cercanos a cero, ya que no hay ningún dedo colocado sobre el periférico Heart Rate Click. Dentro del estado de reposo de la FSM, el valor de la muestra actual leída del periférico Heart Rate Click se verifica si es mayor que un valor umbral de 100 y si esta comparación es verdadera debido a que un dedo fue colocado sobre el periférico Heart Rate Click, la FSM debe cambiar al estado de seguimiento ascendente (TRACE UP) de los valores leídos del periférico Heart Rate Click.

En el estado de seguimiento ascendente (TRACE UP) de la FSM se compara si el valor de la muestra actual es mayor que el valor de la muestra anterior leída del periférico Heart Rate Click y si esta comparación es falsa, significa que los valores que se están leyendo del periférico Heart Rate Click han empezado a descender y la FSM debe pasar al estado de seguimiento descendente (TRACE DOWN) de los valores leídos del periférico Heart Rate Click. Antes de pasar a este nuevo estado seguimiento descendente, se establece una marca de tiempo

Figura 7.4: FSM para la medición del ritmo cardíaco.



Fuente: Autores.

(la cual se denomina como *lastBeat*) en milisegundos (ms) que corresponde al máximo valor de la muestra leída del periférico Heart Rate Click del actual latido. Todas las marcas de tiempo se definen en función de la interrupción generada cada 1 ms del timer 0 del microcontrolador de la tarjeta PIC-BLE.

En el estado de seguimiento descendente (TRACE DOWN) de la FSM se espera a que el valor actual leído del periférico Heart Rate Click sea menor que el valor umbral de 100 y si esto sucede, la FSM pasará al estado de reposo a esperar nuevamente que el valor actual leído del periférico Heart Rate Click sea mayor que un valor umbral de 100, con lo cual la FSM pasará al estado de seguimiento ascendente a esperar nuevamente que el valor de la muestra actual sea menor que el valor de la muestra anterior leída del periférico Heart Rate Click, si esto último sucede, se establece una nueva marca de tiempo (la cual se denomina como *currentBeat*) en ms que corresponde al máximo valor de la muestra leída del periférico Heart Rate Click del siguiente latido.

Por lo tanto, al realizar la resta de las marcas de tiempo entre *currentBeat* y *lastBeat* se obtiene la estimación de duración de un latido en ms. Para obtener el valor del ritmo cardíaco o los latidos por minuto (Beats Per Minute, BPM) se realiza la división de 60000 (ya que en 1 minuto hay 60000 ms) entre la duración de un latido medido en ms. Este valor de BPM, se denomina valor BPM inicial o crudo. La FSM nuevamente pasa por los estados de seguimiento descendente y

reposo, volviendo nuevamente al estado de seguimiento ascendente cada vez que los valores leídos del periférico Heart Rate Click van cambiando. Antes de salir del estado de seguimiento ascendente de la FSM, se genera una nueva marca de tiempo para estimar la duración del latido actual en ms y por consiguiente, se obtiene un nuevo valor BPM crudo. Para obtener el valor final de BPM con mayor exactitud, se realiza un promediado móvil de 10 valores contiguos de BPM crudos. Esta medición del ritmo cardíaco, dada por el valor final de BPM, es visualizada en la siguiente subsección en una app de un celular mediante conexión BLE usando el perfil Heart Rate especificado por el Bluetooth SIG.

7.2.3. Envío de la medición del ritmo cardíaco por Bluetooth al dispositivo electrónico móvil usando el perfil Heart Rate especificado por el Bluetooth SIG

El microcontrolador de la tarjeta PIC-BLE se conecta al módulo BLE RN4870 vía interfaz UART con un Baud Rate de 9600, 8 bits de transmisión y recepción, sin bit de paridad, 1 bit de parada y sin flujo de control de bits. Se activan las interrupciones tanto de transmisión y recepción de esta interfaz UART del microcontrolador de la PIC-BLE. Todas estas configuraciones de la interfaz UART se realizan de forma gráfica usando el MCC del MPLAB X IDE, generando una librería de comandos que permiten realizar operaciones de lectura y/o escritura de forma programática sobre el módulo BLE RN4870 cada vez que se emplea la comunicación BLE desde la tarjeta PIC-BLE hacia la app del celular donde se visualizará la medición del ritmo cardíaco.

La interoperabilidad de las aplicaciones en el sistema Bluetooth se logra mediante perfiles Bluetooth. Los perfiles de Bluetooth definen las funciones y características requeridas de cada capa en el sistema o protocolo Bluetooth desde la capa física (PHY) hasta la capa L2CAP. El perfil Bluetooth define las interacciones verticales entre las capas, así como las interacciones entre dispositi-

tivos entre pares de capas específicas. El sistema Bluetooth define un perfil base que implementan todos los dispositivos Bluetooth. Este perfil es conocido como *Generic Access Profile* (GAP). Este perfil define los requerimientos básicos de un dispositivo Bluetooth. También describe los comportamientos y métodos para el descubrimiento de dispositivos, el establecimiento de conexiones, la seguridad, la autenticación, los modelos de asociación y el descubrimiento de servicios. Los dispositivos BLE pueden operar en uno o más roles GAP al mismo tiempo (siempre y cuando estén soportadas por la capa de enlace o Link Layer), estos roles GAP son: Broadcaster, Observer, Peripheral y Central. Los roles Peripheral y Central se pueden definir de la siguiente forma:

- 1. Peripheral:** Son dispositivos pequeños, de bajo consumo de energía y con recursos de memoria limitada, los cuales se conectan a un dispositivo central el cual es mucho más potente en términos de recursos, procesamiento y memoria. Ejemplos de dispositivos Peripheral son un monitor de ritmo cardíaco, un oxímetro o bien la tarjeta PIC-BLE.
- 2. Central:** Son dispositivos capaces de establecer y manejar una conexión. Pueden conectarse a varios dispositivos simultáneamente. Ejemplos de dispositivos Central son los smartphones o celulares, tablets, computadoras u otros dispositivos con buena capacidad de procesamiento y memoria.

Por lo tanto, los dispositivos Peripheral tienen el rol de Slave en la capa de enlace (Link Layer) y se anuncian mediante el uso de paquetes publicitarios. En su diseño, estos dispositivos se optimizan para consumir la menor cantidad de memoria y procesamiento posible. Mientras que los dispositivos Central tienen el rol de Master en la capa de enlace (Link-Layer) y son capaces de establecer y gestionar una conexión.

Dado que todos los dispositivos Bluetooth deben implementar GAP, cualquier perfil adicional implementado por un dispositivo Bluetooth se convierte en superconjuntos de GAP. Dependiendo de la complejidad de una aplicación o de la capacidad de reutilizar requisitos comunes de funcionalidad del sistema

Bluetooth entre muchas aplicaciones, se pueden crear perfiles genéricos adicionales que dependan de GAP u otros perfiles genéricos, además de habilitar otros perfiles. Un perfil de nivel superior que describe la interoperabilidad de aplicaciones se denomina ***Application Profile***.

Para permitir que los dispositivos (un celular) lean y escriban pequeños valores (el valor de la medición del ritmo cardíaco) de datos almacenados en un Server (la tarjeta PIC-BLE), se define un protocolo de atributos (ATT). Cada valor almacenado, normalmente solo unos pocos bytes, se conoce como atributo. Este protocolo permite que cada atributo se identifique por sí mismo utilizando un *Universally Unique Identifier* (UUID) generados por el Bluetooth SIG [19]. Los mensajes de ATT se envían a través de canales L2CAP, conocidos como portadores ATT (ATT beares). El perfil GATT (Generic Attribute Protocol) establece operaciones comunes y un marco de como organizar los datos transportados por el protocolo ATT. GATT utiliza el protocolo ATT como mecanismo de transporte, así como un medio para organizar sus datos en bits o atributos que se transmiten fácilmente. GATT especifica una estructura en la que se intercambian los datos de un perfil. Esta estructura define elementos básicos como servicios y características.

El perfil Heart Rate especificado por el Bluetooth SIG que se usa en este proyecto de grado, está basado en GATT. Existen otros perfiles que se basan en GATT, tales como los perfiles de: Proximity, Pulse Oximeter, Blood Pressure, Glucose, Microphone Control, Asset Tracking y Volume Control, entre otros perfiles especificados por el Bluetooth SIG. Los aspectos claves de GATT son los siguientes: UUIDs, roles, atributos y organización de los datos.

Un identificador único universal (UUIDs) es un número único a nivel mundial con un tamaño de 128 bits (16 bytes) y se utiliza para identificar perfiles, servicios y tipos de datos en un perfil GATT. Para aumentar la eficacia, BLE añade soporte para los UUIDs acortados de 16 bits. Este formato acortado solo se puede utilizar con perfiles GATT definidos por el Bluetooth SIG. Un UUID de 16 bits pertenece a una parte del UUID de 128 bits.

En GATT se define el siguiente par de roles:

1. **Server:** Contiene los recursos (datos) a monitorear. Estos datos se organizan como una base de datos de atributos. El Server recibe solicitudes de un cliente y envía respuestas. Por lo tanto, el Server es nuestra tarjeta PIC-BLE, donde se realiza la medición del ritmo cardíaco. El Server está asociado con los roles GAP Peripheral y Slave en la Link Layer.
2. **Client:** Consulta los datos que tiene un servidor. Realiza el descubrimiento de servicios. Envía solicitudes a un servidor y recibe respuestas. Por lo tanto, el Client es la app del celular, donde se recibirá y visualizará el valor del ritmo cardíaco medido. El Client está asociado con los roles GAP Central y Master en la Link Layer.

Un Server o servidor GATT contiene datos organizados en forma de atributos. Un atributo es una pieza de dato etiquetable y direccionable. Los atributos están pensados para estar dentro del servidor y ser accedidos por el Client o cliente. GATT establece una jerarquía para organizar los atributos, siendo de mayor jerarquía los Servicios, luego las Características y finalmente se tienen los Atributos de Características.

En GATT, los Servicios son una colección de datos y comportamientos asociados para lograr una función particular. Los servicios son descubiertos por el GATT Client a través del *GATT Primary Service Discovery Procedure*. Los Servicios se clasifican como Públicos o Privados. El servicio público es definido por el Bluetooth SIG con su UUID de 16 bits y el servicio privado es definido por el proveedor o fabricante con un UUID de 128 bits. Para implementar el perfil Heart Rate especificado por el Bluetooth SIG se emplea o habilita un servicio público GATT, conocido como Heart Rate Service, cuyo UUID es 0x180D (valor de 16 bits escrito en hexadecimal) [11].

Las características son contenedores de datos de usuario, que contienen un mínimo de 2 atributos:

1. **Characteristic Declaration Attribute:** Metadatos de atributos de valor.
2. **Characteristic Value Attribute:** Contiene los valores de los datos.

Una característica puede contener opcionalmente Descriptor Attributes:

1. **Extended Properties:** Contiene propiedades de declaración adicionales.
2. **Characteristic User Description:** Contiene una descripción de la característica legible por el usuario.
3. **Client Characteristic Configuration Descriptor (CCCD):** Es un interruptor que habilita/deshabilita las actualizaciones iniciadas por el servidor.

La naturaleza de la comunicación cliente-servidor en GATT tiene un inconveniente, ya que el cliente normalmente debe sondear (polling) las actualizaciones de una característica en un servidor. El CCCD proporciona un mecanismo para habilitar actualizaciones iniciadas por el servidor, donde el servidor puede enviar de forma asíncrona valores de características actualizadas al cliente sin que el cliente tenga que sondearlos. Hay dos tipos de actualizaciones iniciadas por el servidor, primero las *Notifications* donde el cliente no envía acuse de recibo (señal ACK de Acknowledgement o de reconocimiento) de la actualización y segundo las *Indications* donde el cliente envía acuse de recibo (ACK) de la actualización y el servidor no puede enviar más indicaciones hasta que se reciba la señal ACK. El Cliente debe habilitar el mecanismo de actualización iniciada por el servidor escribiendo en el CCCD correspondiente antes de que el servidor pueda comenzar a enviar las actualizaciones de datos.

El servicio de Heart Rate basado en GATT que implementa el perfil Heart Rate especificado por el Bluetooth SIG posee tres características, las cuales son: Heart Rate Measurement, Body Sensor Location y Heart Rate Control Point. La característica empleada en este proyecto de grado es Heart Rate

Measurement, la cual es usada para enviar el valor de la medición de ritmo cardíaco. Esta característica posee un CCCD, el cual habilita/deshabilita las actualizaciones iniciadas por el servidor cuando se envía el valor final del BPM desde el módulo BLE RN4870 a la app del celular.

El módulo BLE RN4870 maneja dos modos de operación. El primer modo es el modo de comando, en el cual los comandos ASCII enviados desde el microcontrolador de la tarjeta PIC-BLE vía interfaz UART se utilizan para configurar y controlar el módulo RN4870. Para entrar a dicho modo de comando, se debe enviar el símbolo \$ tres veces seguidas desde el microcontrolador al módulo BLE RN4870. El segundo modo es el modo de dato, en este modo cualquier dato serial enviado por la UART del RN4870 será transmitido vía Bluetooth de manera transparente al dispositivo remoto conectado al servicio privado de UART Transparent. Para configurar el servicio de Heart Rate basado en GATT en el módulo BLE RN4870, se envían los siguientes comandos ASCII desde el microcontrolador de la tarjeta PIC-BLE al módulo BLE RN4870:

1. Se utiliza el comando **SS,C0** para habilitar los servicios de Device Information y UART Transparent. Después para aplicar cambios, se reinicia el módulo BLE RN4870 con el comando **R,1**.
2. Se agrega el servicio público Heart Rate con el comando **PS,180D**, siendo 0x180D el valor del UUID del servicio que se está agregando.
3. Para dar de alta la característica Heart Rate Measurement se emplea el comando **PC,2A37,10,05**; la opción 10 activa la propiedad Notify de la característica (activa las notificaciones del CCCD de la característica) y el valor 05 representa el tamaño máximo del valor de la característica con 05 bytes.
4. Para guardar los cambios, se reinicia el módulo BLE RN4870 con el comando **R,1**.

La versión del driver del módulo BLE RN4870 que contiene los servicios habilitados, con sus respectivas características y atributos en los pasos anteriores,

es la 1.1.0 proveída por Microchip. Una vez se encuentra configurado el servicio Heart Rate en el módulo BLE RN4870, la app del celular se conecta a dicho módulo usando conexión BLE. La app del celular se establece como Cliente y la tarjeta PIC-BLE como Servidor en esta comunicación BLE manejada por el perfil Heart Rate especificado por el Bluetooth SIG. Para que la app del celular reciba y visualice los diferentes valores de los BPMs medidos de forma asíncrona desde el módulo BLE RN4870, la app del celular debe suscribirse o activar la escucha de notificaciones enviadas por el módulo BLE RN4870.

Finalmente, cuando el valor del BPM es calculado por el microcontrolador de la tarjeta PIC-BLE, dicho valor es enviado de forma periódica cada 2 segundos desde el microcontrolador al módulo BLE RN4870 usando el comando ASCII **SHW,0072,0057**; donde 0072 es el manejador (handler) del envío del valor del BPM del Server al Client y 0x0057 es el valor en hexadecimal del valor medido del BPM, que corresponde a 87 BPMs en notación decimal. Este comando envía una notificación asíncrona de la característica Heart Rate Measurement con el respectivo valor del BPM medido del módulo BLE RN4870 a la app del celular, produciéndose la respectiva visualización del valor medido del BPM cada 2 segundos en la app del celular. Cuando el envío del valor del BPM se realiza mediante notificaciones asíncronas desde el módulo BLE RN4870 a la app del celular, se optimiza el consumo de energía eléctrica en la tarjeta PIC-BLE, ya que el Cliente dado por la app del celular no está constantemente preguntando o enviando peticiones todo el tiempo al microcontrolador vía conexión BLE por una nueva actualización del valor medido del BPM.

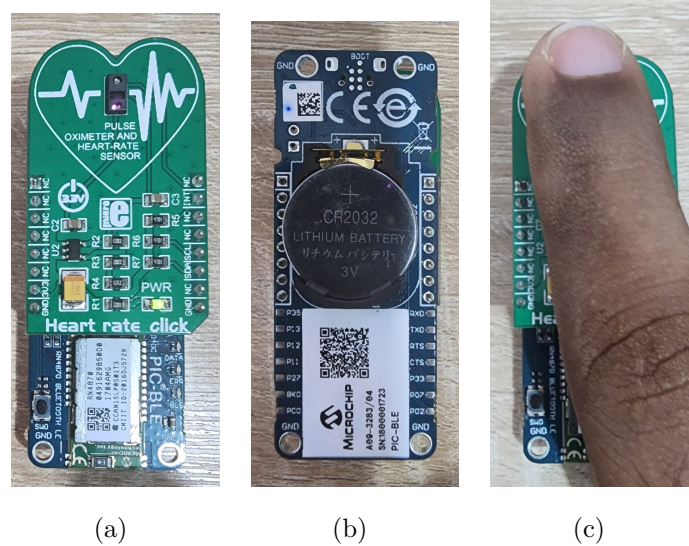
8. Resultados y análisis

La Figura 8.1(a) muestra el sistema embebido desde la parte frontal, compuesto por el periférico Heart Rate Click conectado a la tarjeta de desarrollo PIC-BLE. La Figura 8.1(b) presenta el sistema embebido desde la parte posterior o trasera con su respectiva fuente de energía conectada, la cual es la batería de moneda de referencia CR2032 de 3 voltios. Por último, la Figura 8.1(c) muestra el sistema embebido en funcionamiento para la medición del ritmo cardíaco sobre un dedo de la mano; aquí el sistema embebido ya se encuentra energizado con su respectiva aplicación de software programada y en ejecución sobre el microcontrolador de la tarjeta PIC-BLE.

Al iniciar la ejecución de la aplicación de software programada en la tarjeta PIC-BLE, se configura el periférico Heart Rate Click tal como se especificó en las subsecciones 7.1.2 y 7.2.1 para realizar solo la medición de ritmo cardíaco. Mientras el dedo de la mano no este colocado sobre el periférico Heart Rate Click, no se produce ninguna medición de ritmo cardíaco y cuando se tiene la situación descrita por la Figura 8.1(c) se ejecutan las funciones de código en lenguaje C explicadas en las subsecciones 7.2.1 y 7.2.2, con el fin de adquirir y procesar digitalmente las muestras provenientes del periférico Heart Rate Click y con dichas muestras procesadas, se realiza la medición del ritmo cardíaco, tal como se muestra en la siguiente subsección.

Se realizaron las pruebas necesarias para las diferentes secciones de la plataforma IoMT, verificando los valores de referencia para cada etapa de dicha plataforma. Por ejemplo, en la parte de adquisición y procesamiento digital de las muestras obtenidas del periférico Heart Rate Click, se busco obtener

Figura 8.1: Sistema embebido implementado: (a). Parte frontal, (b). Parte posterior, y (c). En funcionamiento.



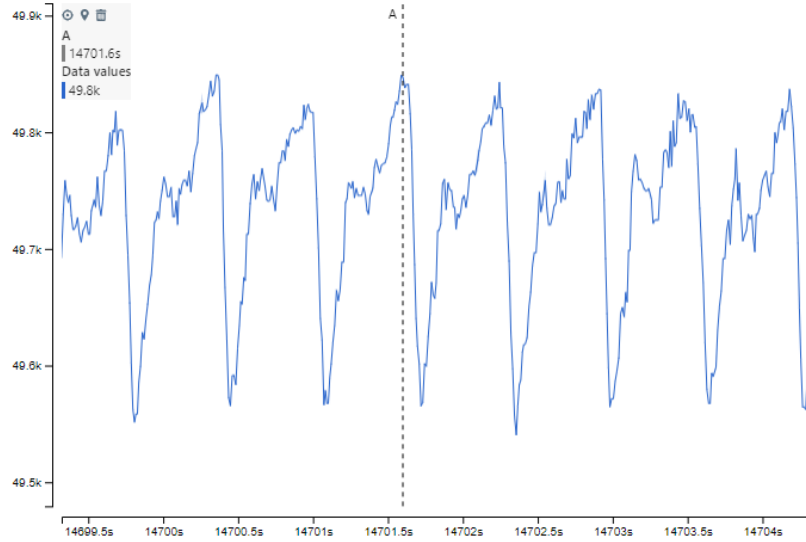
Fuente: Autores.

una señal ECG característica de personas sin afecciones cardíacas con unos intervalos de tiempo entre máximos sucesivos de 600 ms a 1000 ms, para obtener mediciones de BPM entre 100 y 60, respectivamente. Por último, en la parte del BLE se siguió expresamente las indicaciones dadas en el estándar o norma del perfil Heart Rate especificado por el Bluetooth SIG.

8.1. Adquisición y procesamiento digital de las muestras obtenidas del periférico Heart Rate Click para la medición del ritmo cardíaco

Las muestras digitales obtenidas del periférico Heart Rate Click para una frecuencia de muestreo de 100 Hz al momento de realizar la medición del ritmo cardíaco, son mostradas en la Figura 8.2. De esta Figura, se observa que la señal proveniente del periférico Heart Rate Click contiene una señal de offset añadida. Esta señal de offset es eliminada con la aplicación de un filtro de

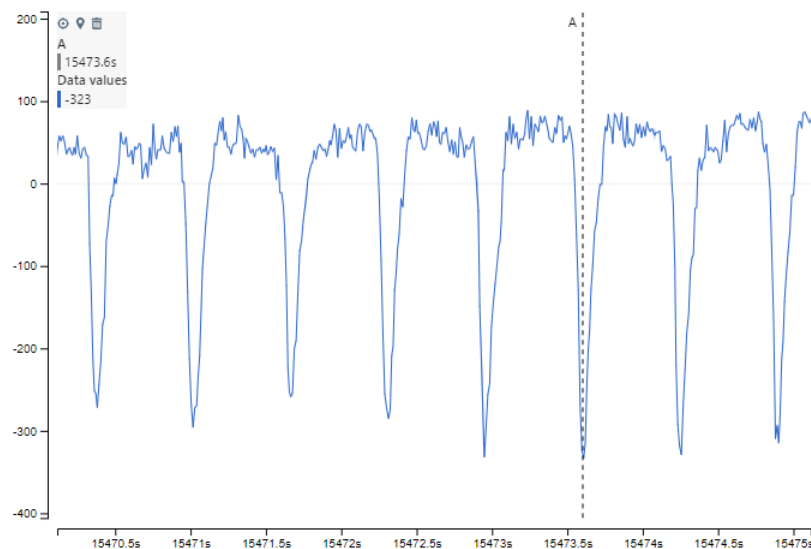
Figura 8.2: Muestras digitales adquiridas del periférico Heart Rate Click con una frecuencia de muestreo de 100 Hz.



Fuente: Autores.

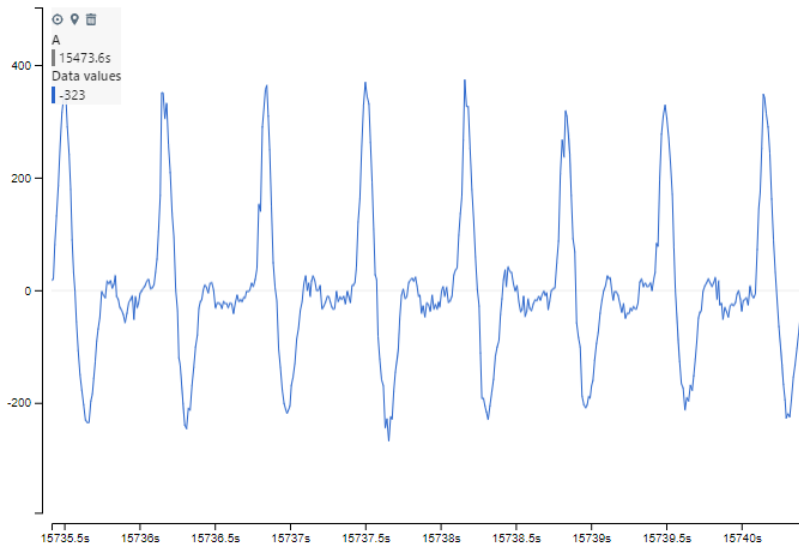
eliminación de componente DC a la señal de la Figura 8.2, obteniendo los resultados presentados en la Figura 8.3.

Figura 8.3: Resultados del filtro de eliminación de componente DC aplicado a las muestras digitales adquiridas del periférico Heart Rate Click.



Fuente: Autores.

Figura 8.4: Resultados del filtro de promediado móvil.



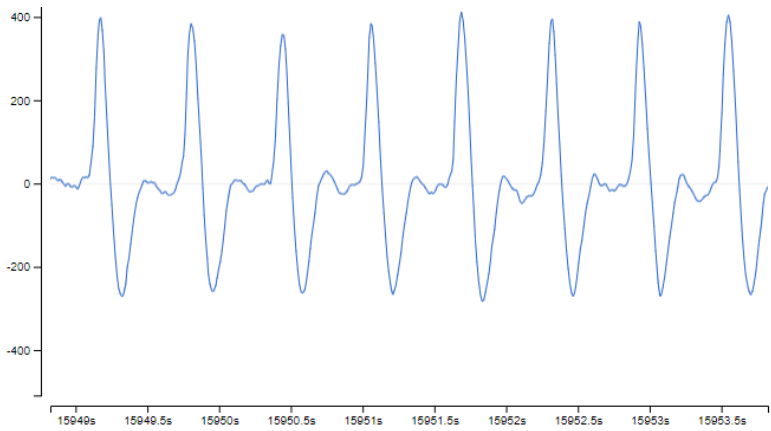
Fuente: Autores.

La salida del filtro de eliminación de componente DC es introducida en un filtro de promediado móvil de 15 muestras para suavizar y eliminar ruidos de alta frecuencia en la señal de salida del filtro de eliminación de componente DC. La señal de salida del filtro de promediado móvil se muestra en la Figura 8.4.

Finalmente, para mejorar la capacidad de detectar los pulsos que permitan calcular los BPM de una persona, la salida del filtro de promediado móvil es pasada por un filtro paso bajo de primer orden (tipo Butterworth) de frecuencia de muestreo de 100 Hz y una frecuencia de corte de 10 Hz. El resultado de este filtro paso bajo de primer orden se presenta en la Figura 8.5.

Para medir el ritmo cardíaco, primero se debe medir la duración del intervalo de cada latido presentado en la Figura 8.5, midiendo la duración del intervalo entre los máximos locales sucesivos de la señal ECG de la Figura 8.5. La Figura 8.6 muestra la medición de la duración temporal entre los máximos locales sucesivos de la señal ECG. Entre los dos primeros máximos locales sucesivos de la Figura 8.6, lo cual corresponde con el primer latido de dicha figura, se tiene una duración de latido de 626 ms, así el BPM es igual a $60000/626$, lo que resulta en un BPM de 96. Para el segundo latido de la

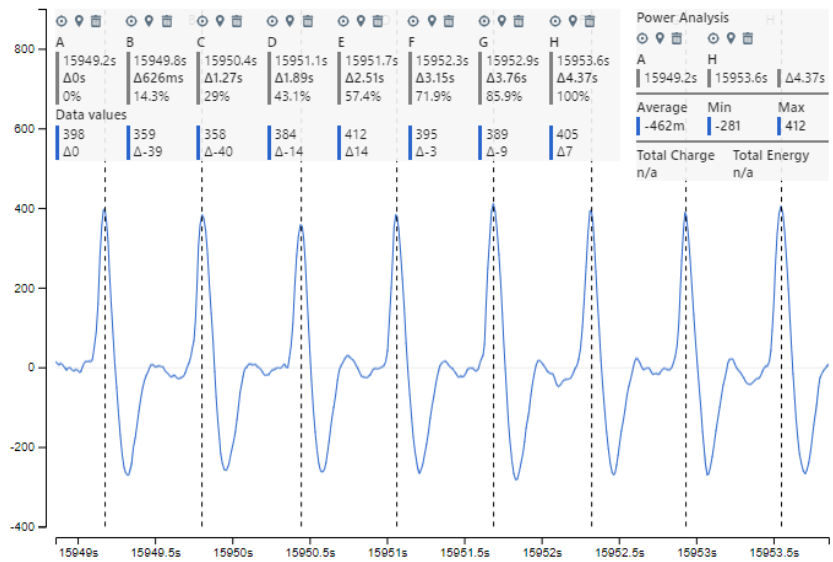
Figura 8.5: Señal de salida del filtro paso bajo de primer orden (tipo Butterworth).



Fuente: Autores.

Figura 8.6, se mide la duración del intervalo entre el segundo y tercer máximo local sucesivo de la señal ECG, obteniendo una duración del segundo latido de 644 ms, para un BPM igual a $60000/644$, lo que resulta en un BPM de 93. Para obtener el valor BPM final, se realiza un promediado móvil de 10 valores contiguos de BPM.

Figura 8.6: Estimación del BPM midiendo la duración del intervalo entre los máximos locales sucesivos de la señal ECG.



Fuente: Autores.

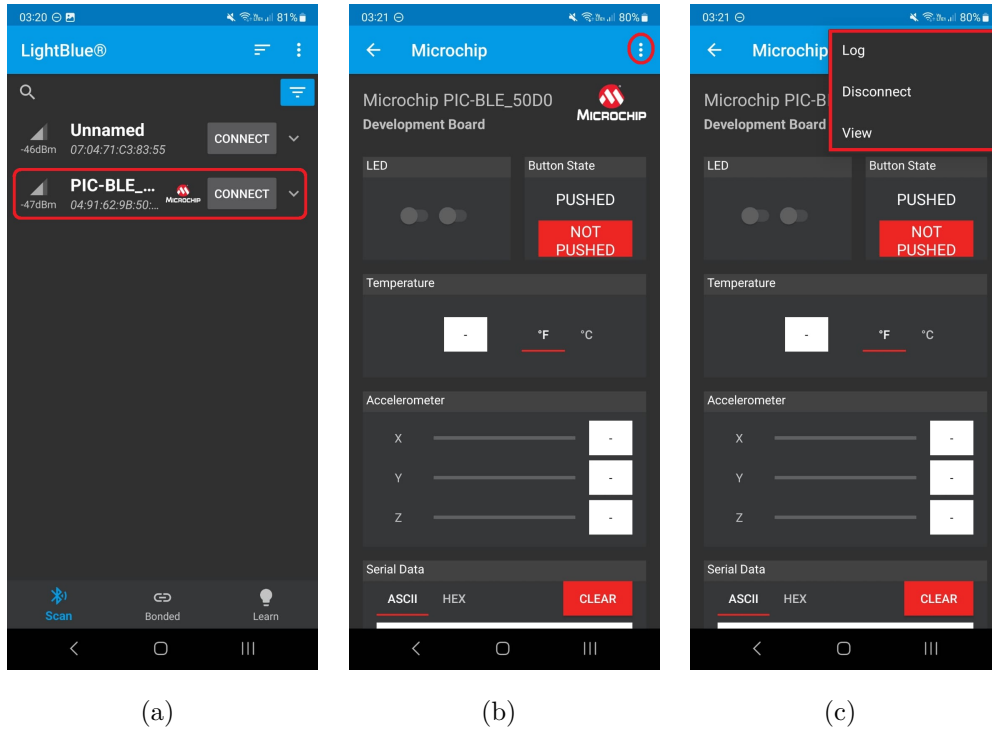
8.2. Visualización del ritmo cardíaco en el dispositivo electrónico móvil empleando BLE y el perfil Heart Rate especificado por el Bluetooth SIG

En esta parte de resultados se emplea la app de celular LightBlue creada por la empresa Punch Through Design, la cual permite conectar el dispositivo electrónico móvil (celular) con el módulo BLE RN4870 de la tarjeta PIC-BLE, tal como fue configurado en la subsección 7.2.3, con el objetivo de enviar la medición de ritmo cardíaco cada 2 segundos desde la tarjeta PIC-BLE mediante conexión BLE a la app de celular LightBlue para su visualización usando el perfil Heart Rate Click especificado por el Bluetooth SIG.

La pantalla de inicio de la app de celular LightBlue se muestra en la Figura 8.7(a), donde se selecciona la conexión BLE de la tarjeta PIC-BLE presionando el botón CONNECT asociado a la opción de PIC-BLE_50D0. Una vez establecida la conexión BLE desde la app de celular LightBlue a la tarjeta PIC-BLE se muestra la interfaz gráfica de la Figura 8.7(b), donde se presentan los estados de los periféricos y sensores de la tarjeta PIC-BLE. En la interfaz gráfica de la Figura 8.7(b) se presiona sobre los tres puntos verticales ubicados sobre la parte derecha superior de la pantalla del celular, con el fin de acceder al menú de opciones resaltado en la interfaz gráfica de la Figura 8.7(c). En este nuevo menú, la opción Log permite observar las transacciones (lecturas y/o escrituras) BLE desde la app de celular LightBlue a la tarjeta PIC-BLE y viceversa. La opción Disconnect permite desconectar la conexión BLE de la app de celular LightBlue a la tarjeta PIC-BLE. Por último, la opción View permite ver los servicios y características que tiene activado el módulo BLE RN4870 de la tarjeta PIC-BLE y que han sido detectados por la app de celular LightBlue.

Al entrar a la opción View del menú de la interfaz gráfica de la Figura 8.7(c), se

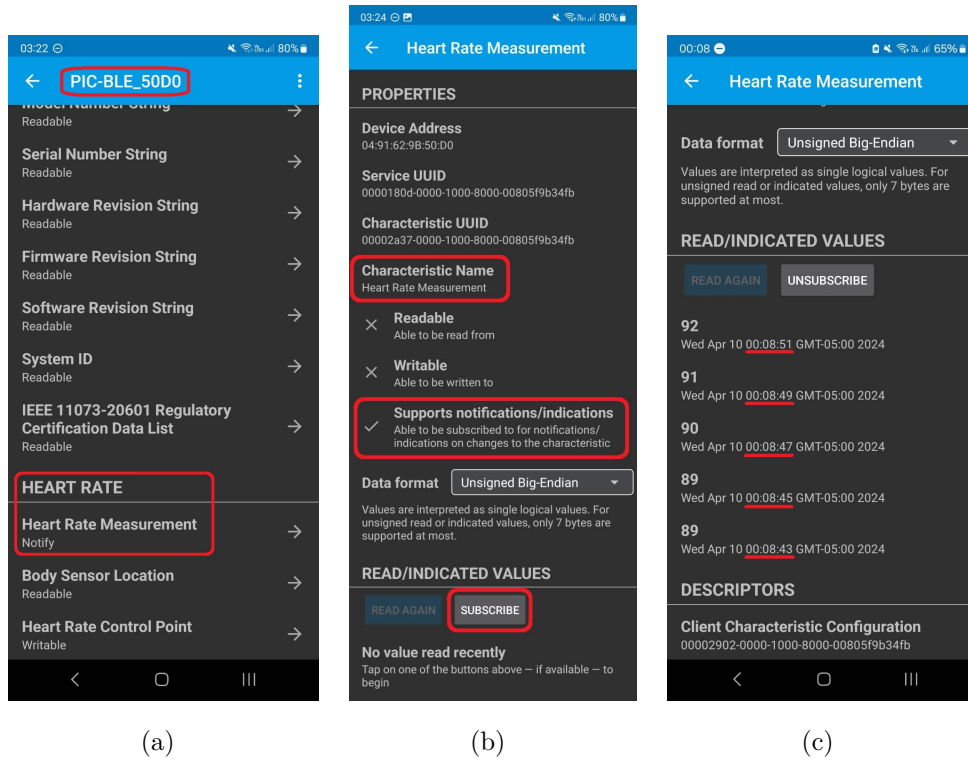
Figura 8.7: (a). Pantalla de inicio de la app LightBlue. (b). App LightBlue conectada a la tarjeta PIC-BLE. (c). Menú de opciones de transacciones BLE de la app LightBlue.



Fuente: Autores.

accede al perfil Heart Rate especificado por el Bluetooth SIG que se muestra en la interfaz gráfica de la Figura 8.8(a), donde se especifican las características de dicho perfil. Ahora, se presiona sobre la característica Heart Rate Measurement para acceder a la interfaz gráfica de la Figura 8.8(b), la cual nos muestra las propiedades de dicha característica. En esta interfaz gráfica podemos observar: el UUID del servicio público Heart Rate especificado por el Bluetooth SIG, el nombre de la característica Heart Rate Measurement y el soporte habilitado de las notificaciones para el recibo asíncrono de los valores de BPM enviados cada 2 segundos desde la tarjeta PIC-BLE a esta app de celular LightBlue. Antes de recibir los valores de BPM en la app de celular LightBlue mediante notificaciones del protocolo BLE, se debe presionar el botón SUSCRIBE de la interfaz gráfica de la Figura 8.8(b) para activar la suscripción o escucha de las notificaciones de los valores del BPM enviadas por el módulo BLE RN4870

Figura 8.8: (a). Información registrada en la app LightBlue para el servicio público Heart Rate especificado por el Bluetooth SIG. (b). Propiedades y opciones habilitadas de la característica Heart Rate Measurement. (c). Valores de la característica Heart Rate Measurement (BPMs).



Fuente: Autores.

cada 2 segundos, siempre que se este realizando la medición del ritmo cardíaco, es decir, cuando un dedo de la mano este colocado sobre el periférico Heart Rate Click.

En la interfaz gráfica de la Figura 8.8(c) se observa la visualización del valor de la característica Heart Rate Measurement del servicio público Heart Rate especificado por el Bluetooth SIG, el cual es el BPM de la persona a la que se está midiendo el ritmo cardíaco. En esta interfaz gráfica se observa que el valor del BPM se mantiene entre 89 y 92 latidos por minutos y cada valor de BPM se recibe en la app de celular LightBlue cada 2 segundos.

Finalmente, el valor del BPM visualizado en la app LightBlue se puede ver

afectado con variaciones significativas debido a posibles modificaciones del umbral mínimo ($\text{MIN_THRESHOLD} = 100$) de la FSM para la medición del ritmo cardíaco (Figura 7.4) y del tamaño de muestras (10) de la ventana del promediado móvil de los valores contiguos de BPM.

9. Recomendaciones

Para el desarrollo correcto de la implementación de un sistema embebido basado en un módulo PIC-BLE y un sensor periférico para la medición del ritmo cardíaco bajo el perfil Heart Rate especificado por el Bluetooth SIG, se plantean las siguientes recomendaciones:

- Utilizar el entorno de desarrollo integrado MPLAB X v6.15 o superior, con su plugin MPLAB Code Configurator (MCC) version 5.3.7 o superior.
- Para el funcionamiento adecuado del software MPLAB X v6.15, se debe usar un computador con las siguientes características: un sistema operativo basado en Windows, Linux o macOS cuyo lanzamiento sea de 2015 o posterior, mínimo un procesador de cuatro núcleos, mínimo una memoria RAM de 8 GBytes y un disco duro con una capacidad de 250 GBytes.
- Emplear componentes de bajo consumo eléctrico, ya que el sistema embebido es alimentado por una batería de moneda CR2032.
- Emplear una corriente de trabajo en 50 mA del led IR perteneciente al periférico MAX30100 acorde a la absorción requerida para establecer una gráfica de medición de ritmo cardíaco óptima. La relación entre el consumo de corriente continua y la emisión de luz infrarroja debe ser la idónea para que el dispositivo pueda obtener una apropiada gráfica y operar con la batería de moneda CR2032.
- Para que la medición del ritmo cardíaco sea correcta la persona debe estar en reposo, sin la realización de movimientos bruscos.

- Para la correcta implementación del sistema embebido del monitor de ritmo cardíaco, se sugiere tener conocimiento básico y avanzado en: el lenguaje de programación C para sistemas embebidos microcontrolados, el procesamiento digital de señales y la señal electrocardiográfica de una persona.

10. Conclusiones

Para este proyecto de grado, tomando en cuenta los objetivos definidos al comienzo del contenido de este documento, se implementó un sistema embebido basado en tecnología IoT y BLE para la medición de ritmo cardíaco y la visualización de los datos procesados a través de cualquier dispositivo electrónico móvil.

En esta implementación se utilizaron las tecnologías electrónicas que incluyeron sistemas basados en: un microcontrolador de la empresa Microchip caracterizado por su bajo consumo eléctrico para su empleo en aplicaciones y soluciones, el equipo periférico Heart Rate Click para la medición del ritmo cardíaco y el perfil Heart Rate desarrollo por Bluetooth SIG.

Para este desarrollo se implementó con éxito la adquisición de muestras provenientes del periférico Heart Rate Click MAX30100, un sensor óptico avanzado diseñado específicamente para la medición precisa del ritmo cardíaco. Se desarrolló un algoritmo de preprocesado digital de las muestras que incluyó técnicas de filtrado y acondicionamiento de la señal, lo cual permitió eliminar ruido e interferencias, obteniendo una señal limpia y apropiada para el cálculo posterior del ritmo cardíaco. El preprocesado de las muestras digitales fue fundamental para asegurar la robustez y confiabilidad de las mediciones del ritmo cardíaco, lo cual es crítico en aplicaciones médicas y de salud. Se diseñó e implementó un algoritmo embebido en el microcontrolador de la tarjeta PIC-BLE que permitió realizar mediciones precisas del ritmo cardíaco a partir de las muestras preprocesadas. El algoritmo implementado fue capaz de detectar los picos positivos correspondientes a los latidos del corazón, calcular el intervalo

entre latidos y convertirlo a la frecuencia cardíaca en latidos por minuto (BPM).

Se configuró y utilizó exitosamente el perfil de ritmo cardíaco (Heart Rate) especificado por el Bluetooth Special Interest Group (SIG) en el módulo BLE RN4870 desde el microcontrolador de la tarjeta PIC-BLE. Esto permitió el envío de los datos de ritmo cardíaco medidos a través de la conexión BLE a una app de un dispositivo electrónico móvil. La integración del perfil Heart Rate especificado por el Bluetooth SIG posibilitó la visualización asíncrona de los datos de ritmo cardíaco en dispositivos móviles, facilitando el monitoreo de la salud cardíaca del usuario y un bajo consumo de energía eléctrica en la tarjeta PIC-BLE.

Se aprovecharon las características de la pila (stack) de comunicación del protocolo Bluetooth, tales como los roles de servidor y cliente, y el uso de notificaciones entre estos roles, para implementar una plataforma hardware IoMT (Internet of Medical Things) de bajo consumo de energía eléctrica.

Referencias

- [1] H. Lugmaña, M. Román-Cañizares e I. S. Salazar, “Sistema de monitoreo cardiovascular utilizando tecnología IoMT”, *Revista Ibérica de Sistemas e Tecnologías de Informação*, vol. 33, págs. 238-249, 2020.
- [2] A. Álvarez Urueña, *Implementación de un entorno de comunicación Bluetooth, basado en el módulo CC2650, para la transmisión del ritmo cardíaco* Universidad de Valladolid, 2021.
- [3] N. Rivas Muñoz, *Pulsera inalámbrica para monitorización del pulso cardíaco* Universidad de Málaga, 2019.
- [4] N. A. B. Abd Salam, W. H. B. M. Saad, T. K. Leong y col., “The development of wireless heart rate and temperature monitoring system using Bluetooth low energy”, *ARPJ Journal of Engineering and Applied Sciences*, vol. 11, n.º 10, págs. 6290-6295, 2016.
- [5] B. Mazon-Olivo y A. Pan, “Internet of Things: state-of-the-art, computing paradigms and reference architectures”, *IEEE Latin America Transactions*, vol. 20, n.º 1, págs. 49-63, 2021.
- [6] M. Alcaraz, “Internet de las cosas”, 2014.
Enlace web: <https://bit.ly/3XqUg6I>.
- [7] S. Gonzalez, *Tecnología Bluetooth* Instituto Politécnico Nacional, México DF, 2008.
- [8] A. Narváez, *Estudio del estándar “Bluetooth 5”*. Escuela Politécnica Nacional, Quito, 2018.

- [9] *Microchip Inc*, “Wireless connectivity technologies: Bluetooth Classic and BLE datasheets”, 2014-2016.
Enlace web: <https://www.microchip.com/en-us/products>.
- [10] J. Tosi, F. Taffoni, M. Santacatterina, R. Sannino y D. Formica, “Performance evaluation of Bluetooth Low Energy: A systematic review”, *Sensors*, vol. 17, n.º 12, pág. 2898, 2017.
- [11] *Specifications List*, “Perfiles y servicios Bluetooth especificados por el SIG,” 2021.
Enlace web: <https://www.bluetooth.com/specifications/specs/>.
- [12] *elT*, “Bluetooth Low Energy,” 2018.
Enlace web: <https://www.elt.es/ble-bluetooth-low-energy>.
- [13] F. Del Angel-Arrieta y S. Escalera-Canto, “Oxímetro de pulso con pletismografía por reflexión implementando el módulo MAX30100 mediante procesamiento digital con interfaz gráfica”, en *Memorias del Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica*, vol. 4, 2017, págs. 419-422.
- [14] *MIKROE*, “HEART RATE CLICK,” 2021.
Enlace web: <https://www.mikroe.com/heart-rate-click>.
- [15] *MPLAB X IDE*.
Enlace web: <https://bit.ly/405uULc>.
- [16] *MPLAB Code Configurator (MCC)*.
Enlace web: <https://bit.ly/3tGjQYH>.
- [17] *PIC-BLE DEVELOPMENT BOARD*.
Enlace web: <https://bit.ly/45xRZHf>.
- [18] D. G. Manolakis y J. G. Proakis, *Tratamiento digital de señales*. Pearson Madrid, 2007.
- [19] *Specifications – Assigned Numbers*, “Bluetooth SIG,” 2024.
Enlace web: <https://bit.ly/4cpSJ5b>.