

# Wearable para monitoreo de ritmo cardíaco y actividad electrodérmica

Luis Brayán Zacatelco Barrios<sup>1</sup>, Blanca Tovar Corona<sup>2</sup>,  
Javier Pindter Medina<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Instituto Politécnico Nacional,  
Unidad Profesional Interdisciplinaria en Ingeniería y Tecnologías Avanzadas,  
Sección de Estudios de Posgrado e Investigación,  
México

<sup>2</sup> Instituto Politécnico Nacional  
Unidad Profesional Interdisciplinaria en Ingeniería y Tecnologías Avanzadas,  
Laboratorio de Instrumentación y Procesamiento de Señales,  
México

<sup>3</sup> Investigación, Desarrollo e Innovación,  
PindNET R&D, SA de CV,  
México

lzacatelcob1400@alumno.ipn.mx, bltovar@ipn.mx,  
idi@pindnet.com

**Resumen.** En nuestros días el uso de wearables que permitan monitorear algunas señales fisiológicas mientras realizamos actividades cotidianas es cada vez más común por las diferentes aplicaciones que se le pueden dar al análisis de estas señales en ámbitos como; salud, estilo de vida, vida fitness, vida industrial y entretenimiento. Las lecturas obtenidas de estas señales con el uso de este tipo de dispositivos tienen diversas aplicaciones, por ejemplo, el seguimiento a cambios en el estado de nuestra salud, monitoreo del comportamiento de personas con alguna enfermedad, detección de emociones, entre otras. En el presente trabajo se describe un prototipo, denominado “B1”, capaz de registrar actividad electrodérmica (EDA por sus siglas en inglés) y ritmo cardíaco (HR por sus siglas en inglés) el cual fue evaluado al comparar con el sistema certificado E4 wristband de Empática Inc. Se obtuvo una diferencia de 0.4 % en mediciones de HR y de 0.18 % en lecturas de EDA.

**Palabras clave:** Ritmo cardíaco, fotopletoisografía, actividad electrodérmica, respuesta galvánica de la piel.

## Wearable for Monitoring Heart Rate and Electrodermal Activity

**Abstract.** In our days the use of wearables that allow us to monitor some physiological signals while we carry out daily activities is increasingly common

due to the different applications that can be given to the analysis of these signals in areas such as; health, lifestyle, fitness life, industrial life and entertainment. The readings obtained from these signals with the use of this type of device have various applications, for example, monitoring changes in the state of our health, monitoring the behavior of people with a disease, detection of emotions, among others. This paper describes a prototype, called "B1", capable of recording electrodermal activity (EDA) and heart rate (HR), which was evaluated when compared with the certified E4 wristband system. Empatica Inc. A difference of 0.4% in HR measurements and 0.18% in EDA readings was obtained.

**Keywords:** Heart rate, photoplethysmography, electrodermal activity, galvanic skin response.

## 1. Introducción

El monitoreo de señales fisiológicas ayuda a dar seguimiento a cambios en el estado de salud mediante un sistema medidor de señales biomédicas que permita observar los cambios. El sistema aquí descrito registra dos variables: HR y EDA.

El dispositivo B1, por su batería y su capacidad de transmisión inalámbrica, se posiciona en la categoría de wearables (Asociación de Centros Tecnológicos de Galicia, 2017). Consta de dos subsistemas para la toma de mediciones, ambos están integrados en una pulsera la cual deberá llevar el sujeto a monitorear mientras realiza sus actividades diarias o es sometido a algún tipo de estudio.

El desarrollo de este proyecto tiene como intención bajar los costos en comparación a sistemas ya existentes de medición de señales biomédicas, pero sin bajar la calidad de las mediciones. Para esto se analizaron y eligieron los sensores que mejor se adaptaron a estas características; esto es posible gracias al desarrollo que se tiene tanto tecnológico como científico en nuestros días donde de igual manera, se encuentran en el mercado de una forma amplia. Además de esto, se realizó una conexión inalámbrica con un servidor, el cual, recopila los diversos datos personales de cada usuario, así como los resultados del monitoreo, dando posibilidad a ser utilizados posteriormente al quedar almacenados en una base de datos.

### 1.1. Ritmo cardíaco

HR es el conteo de latidos del corazón por unidad de tiempo, generalmente se expresa en latidos por minuto (BPM por sus siglas en inglés) (Mandal, 2019). El HR es uno de los parámetros no-invasivos más utilizado en el análisis y en la valoración de la actividad cardíaca. En una persona sana, en reposo, los latidos se van produciendo con una frecuencia variable, es decir, el tiempo entre dos latidos va variando latido a latido. Este aspecto representa el concepto de variabilidad de la frecuencia cardíaca (HRV por sus siglas en inglés), que se define como la variación de la frecuencia del latido cardíaco durante un intervalo de tiempo definido con anterioridad (nunca superior a 24 horas) en un análisis de períodos circadianos consecutivos (Rodas, Pedret Carbadillo, Ramos, & Capdevila, 2008).

Para el correcto funcionamiento del organismo es necesario que el corazón actúe bombeando la sangre hacia todos los órganos, pero además lo debe hacer a una

determinada presión (presión arterial) y a una determinada frecuencia (Facultad de Medicina, 2019)

### **1.1.1. Fotopletismografía**

La fotopletismografía es una técnica de pletismografía que consiste en registrar de manera no invasiva las variaciones de volumen sanguíneo en las diferentes partes del cuerpo de una persona, especialmente en sus extremidades (Celi, Rocha, & Yapur, 2015).

Su principio de funcionamiento parte de la emisión de un haz de luz infrarroja sobre la piel para iluminar los vasos subcutáneos, estos reflejan parte de dicho haz dependiendo la cantidad de hematíes que contienen. La luz reflejada incide en un fotosensor (usualmente de cadmio-selenio) que la convierte en un voltaje equivalente. Debido a que la piel absorbe más del 90 % de la luz, el par foto-diodo se acompaña de amplificadores y filtros que garantizan un voltaje adecuado. El ciclo cardíaco puede obtenerse midiendo el intervalo que existe entre cada pico de voltaje (Shelley & Shelley, 2011). Esta técnica permite la medición tanto de HR como de HRV.

## **1.2. Actividad electrodérmica**

EDA consiste en la variación de las propiedades eléctricas de la piel al producirse sudor. Estas variaciones en la conductancia de la piel se pueden medir aplicando una corriente continua de baja intensidad de forma no invasiva. Dicha reacción fisiológica está relacionada con la activación del eje Hipotálamo-Hipofisario-Adrenal (HHA), que genera en última instancia la activación de las glándulas sudoríparas de la piel. Se trata de uno de los principales métodos psicofisiológicos para medir procesos psicológicos como la emoción, el arousal o la atención; y sus variaciones han sido relacionadas con cambios en el estado cognitivo o emocional en el individuo, especialmente con estados de estrés (Díaz Robledo & Sánchez, 2018).

### **1.2.1. Respuesta galvánica de la piel**

Una forma de registrar de actividad electrodérmica es obteniendo los valores de la resistencia o impedancia de la piel ante el paso de una pequeña corriente que se aplica por medio de electrodos, uno de los métodos que se usan es la respuesta galvánica de la piel (GSR por sus siglas en inglés).

La GSR es la medida de las continuas variaciones en las características eléctricas de la piel, por ejemplo, la conductancia, causada por la variación de la sudoración del cuerpo humano. Para registrar la GSR son necesarios dos electrodos y la variación de una corriente aplicada de bajo voltaje (Sapienza Universita Di Roma, 2018).

## **1.3. Comunicaciones inalámbricas**

La comunicación inalámbrica es aquella en la que ni el emisor ni el receptor se encuentran unidos de manera física y se comunican mediante el uso de ondas electromagnéticas y mecánicas (Consinfin, 2012).

La mayor efectividad y alcance logrado entre dos equipos inalámbricos es cuando no existen obstáculos entre sus antenas lo cual es conocido en el ambiente técnico como

**Tabla 1.** Wearables que registran EDA y HR.

Nombre del artículo o proyecto	Señales fisiológicas que se miden	Aplicación	Síntesis
Diseño de un prototipo de medición de señales fisiológicas utilizadas en Biofeedback (Nieto & Vega, 2017).	HR, EDA y ritmo respiratorio (RR por sus siglas en inglés).	El wearable puede ser utilizado para el tratamiento de arritmias o hipertensión, para investigación científica o como herramienta complementaria al diagnóstico.	Se desarrolló un wearable de tamaño pequeño, cómodo, portátil y autónomo que permitiera tomar mediciones de diferentes señales biomédicas. Las señales biomédicas que se miden son: HR, RR y EDA. El subsistema HR presenta gran sensibilidad a los movimientos del usuario, provocando error en las lecturas. En RR se presenta un problema de desfase en tiempo En EDA las lecturas se consideran adecuadas de acuerdo a los rangos propuestos por los autores.
Monitoreo del ritmo cardiaco a través de dispositivos móviles (Aveiga-Paini, Criollo Altamirano, & Cruz-Quijje, 2018).	HR	Auxiliar en el diagnóstico de problemas detectados por cambios en HR, principalmente en personas hipertensas. Envía alertas cuando los valores de HR salen del rango.	Genera registros personalizados de HR mediante el uso del dispositivo Zephyr HxM Bluetooth Wireless Heart Rate Sensor for Android and Windows (ZEPHYR, 2013), el cual, se coloca en el tórax del usuario. Genera registros que el médico utiliza en los historiales médicos utilizados para dar seguimiento.
Actividad electrodermic a aplicada a la psicología: análisis bibliométrico (Mojica-Ledoño, 2017).	EDA	Análisis de procesos psicológicos que incluyen EDA para: detección del engaño, neuromarketing, afectaciones en niños y adolescentes por violencia en videojuegos, estudios sobre emociones según el tipo de música que escuche una persona, análisis durante la toma de decisiones, tratamiento de pacientes con dolor lumbar crónico a través de biofeedback y neurofeedback, manifestación de agresividad y la disregulación afectiva en niños.	Se llevó a cabo una revisión teórica y empírica de 36 artículos publicados entre los años 2006 y 2016, y de 3 libros en relación con la utilidad de EDA en psicología. El análisis de este material permite concluir que EDA es la señal fisiológica más utilizada para dar sustento a procesos psicológicos en relación con la emoción, el arousal y la atención.

“línea de vista”. Si no hay paredes, edificios o cerros la comunicación será más efectiva (Foroz, 2017).

### 1.3.1. Bluetooth de bajo consumo (BLE, Bluetooth Low Energy)

Bluetooth es una tecnología inalámbrica estándar para el intercambio de datos en distancias cortas de hasta 100 metros usando las ondas de radio de onda corta en las bandas industriales, científicas y médicas de 2,4 a 2,485 GHz (Hernández Aquino, 2008).

Tabla 1. Continuación.

Nombre del artículo o proyecto	Señales fisiológicas que se miden	Aplicación	Síntesis
<b>A Review of Wearable Solutions for Physiological and Emotional Monitoring for Use by People with Autism Spectrum Disorder and Their Caregivers (Taj-Eldin, Ryan, O'Flynn, &amp; Paul, 2018).</b>	HR, Reactividad de ritmo cardíaco, RR, EDA, Temperatura corporal y de la piel, niveles de cortisol, presión sanguínea, volumen de flujo sanguíneo, saturación de oxígeno en la sangre, electromiografía (EMG), electroencefalografía (EEG).	Monitoreo de personas con autismo, así como personas con trastornos intelectuales. Detección de cambios en estados emocionales para evitar trastornos crónicos cardio-vasculares al rebasar los límites de seguridad de parámetros obtenidos de las diferentes señales a monitorear. Detección de factores estresantes que provoquen fobia social, ansiedad, agresividad e irritabilidad. Detección en cambios de niveles de estrés, trastornos posttraumáticos y de calidad del sueño.	Se lleva a cabo una revisión de wearables presentes en el mercado con el objetivo de exponer que estos dispositivos son instrumentos que ayudan a dar soluciones potenciales a diferentes enfermedades, así como apoyar su diagnóstico. Este análisis cuenta con el soporte de validaciones clínicas, análisis de prototipos y perspectivas diferentes sobre discusiones clínicas que apoyan el uso de estos dispositivos, ya que en un futuro cercano ofrecerán más soluciones prometedoras a diferentes problemas como los mencionados.
<b>Validation of Wireless Sensors for Psychophysiological Studies (Silva Moreira, Chaves, Dias, &amp; R. Almeida, 2019).</b>	EDA, señal de fotoplethysmografía.	Detección de emociones, arousal, ansiedad, psicosis, trastornos de dependencia, epilepsia, síndrome de Tourette,	La validación del Sistema James One, basado en el uso del chip BLE nRF52832 de Nordic Semiconductor, contra el sistema BIOPAC MP36, se lleva a cabo mediante el monitoreo de 20 sujetos de estudio, donde los resultados de similitud arrojan que, la señal de EDA presenta un 95 % de similitud, mientras que los registros de BPM presentan una correlación mayor al 0.999. Con esto se concluye que el dispositivo James One se puede usar para las aplicaciones anteriormente mencionadas.
<b>Oportunidades Industria 4.0 en Galicia (Asociación de Centros Tecnológicos de Galicia, 2017).</b>	Temperatura corporal y de la piel, EDA, HR, HRV, movimiento corporal, ocular, bióxido de carbono y concentración de oxígeno en la sangre, EMG, EEG, presión arterial, glucosa y cualquier tipo de señal asociada al sistema nervioso autónomo.	Sistemas de control para exoesqueletos, aplicaciones industriales, militares y en la moda. También, para monitoreo de vida fitness, de salud laboral y diaria, y con fines de entretenimiento. Simulaciones en realidad virtual, aumentada y creación de sistemas de seguimiento. Desarrollo de wearables para protección de extremidades o de cuerpo entero.	Los wearables que se analizan abarcan desde los dispositivos para cabeza, dispositivos de muñeca hasta los que se llevan en otras partes del cuerpo, presentando sus ventajas en diferentes aplicaciones.

BLE se fundamenta en la reducción del consumo de energía y se está posicionando como el estándar clave para dar soporte a la nueva ola de dispositivos wearables, también es la base de aplicaciones centradas en el monitoreo de la salud. Un sensor con soporte BLE puede durar encendido hasta meses si es alimentado con una “pila de botón” (Velasco, 2013).

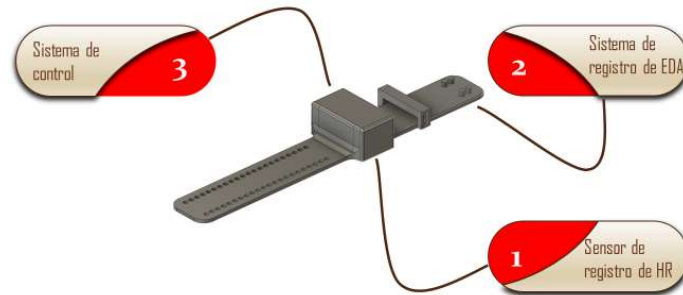


Fig. 1. Componentes del sistema B1.



Fig. 2. Intervalo de tiempo entre pulsos cardíacos (IBI).

## 2. Estado del arte

En la Tabla 1, se muestra el análisis de diferentes estudios en relación con el uso de wearables y las señales de EDA y de HR denotando para cada estudio o proyecto las señales biomédicas que se registran, las aplicaciones del mismo y una pequeña síntesis que engloba parte de la problemática que se atacó, así como parte de las conclusiones obtenidas. Estos dispositivos se tomaron como referencia para el desarrollo de la B1.

## 3. Metodología

El sistema B1 consta de 3 partes que describen su funcionamiento, sistema de control, medidor de HR y medidor de EDA, cuya localización en la pulsera se observa en la Fig. 1.

### 3.1. Sistema de registro de HR

Para llevar a cabo la medición de pulsos cardíacos se hace la diferencia de tiempos en que se da una primera pulsación y una segunda (IBI por sus siglas en inglés), tomando como referencia los niveles más altos en cada ciclo como se muestra en la Fig. 2; este dato se obtiene en milisegundos. Posteriormente se pasa a segundos para obtener como resultado el número total de BPM como se muestra en la ecuación (1 y 2):

$$1 \text{ pulso} = X[s], \quad (1)$$

$$BPM = \frac{60[s]}{(X[s])(1000)}, \quad (2)$$

donde  $X[s]$  está dado en milisegundos y el factor 1000 de la ecuación (2), resulta del paso de milisegundos a segundos.

Dentro del programa que controla el sistema medidor de HR se hacen consideraciones en las mediciones, para evitar contar como pulsaciones las señales provenientes de ruido debido al movimiento del usuario, tomando en cuenta los rangos de BPM conocidos para un adulto.

Para limitar el mínimo de pulsaciones que puede tener una persona, se toma en consideración que es deportista en estado de reposo y que sus pulsaciones varían entre 40 y 60 como se muestra en la Tabla 2, por lo cual como mínimo de BPM que puede tener una persona adulta se toma 40.

**Tabla 2.** BPM de personas con diferentes perfiles (*Vice Staff, 2017*).

	Adulto Sedentario	Adulto en forma	Deportista
<b>REPOSO (BPM)</b>	Entre 60 y 90	Entre 60 y 80	Entre 40 y 60

**Tabla 3.** BPM de una mujer en relación con su edad (*Muy en Forma, 2015*).

EDAD (AÑOS)	INADECUADO (BPM)	NORMAL (BPM)	BUENO (BPM)	EXCELENTE (BPM)
20 – 29	96 o más	78 – 94	72 – 76	70 o menos
30 – 39	98 o más	80 – 96	72 – 78	70 o menos
40 – 49	100 o más	80 – 98	74 – 78	72 o menos
50 o más	104 o más	84 – 102	76 – 82	74 o menos

Para el máximo de pulsaciones permitidas se tomó como límite las pulsaciones de una mujer (ya que presentan más pulsaciones por minuto a diferencia que los hombres) en rango de edad 50 o más, es decir, 104 BPM como se muestra en la Tabla 3.

Teniendo los límites definidos en los cuales trabaja el sistema para llevar a cabo las mediciones de pulsaciones cardíacas, se calcula el tiempo que se presenta un pulso cuando se tiene un BPM de 40 (límite inferior de BPM) y cuando se presenta un BPM de 104 (límite superior de BPM).

Para un BPM igual a 40 el valor de IBI queda definido por las ecuaciones (3 y 4):

$$\frac{40[\text{pulsos}]}{60[s]} = \frac{1[\text{pulso}]}{IBI}, \quad (3)$$

$$IBI = \frac{(60[s])(1[\text{pulso}])}{40[\text{pulsos}]} = \frac{60[s]}{40} = \frac{3}{2}[s] = 1.5 [s]. \quad (4)$$

Para un BPM igual a 104, el valor de IBI queda definido por las ecuaciones (5 y 6):

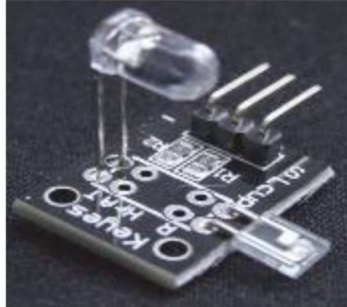


Fig. 3. Sensor de pulso de ritmo cardiaco para dedo.

$$\frac{104[\text{pulsos}]}{60[\text{s}]} = \frac{1[\text{pulso}]}{IBI}, \quad (5)$$

$$IBI = \frac{(60[\text{s}])(1[\text{pulso}])}{104[\text{pulsos}]} = \frac{60[\text{s}]}{104} = \frac{15}{26} [\text{s}]. \quad (6)$$

Si la lectura se encuentra fuera de los rangos inferior y superior, no se toma en cuenta. Las mediciones se llevan a cabo con un sensor comercial capaz de cumplir con las tareas del sistema medidor de ritmo cardiaco de manera satisfactoria, por lo cual, se llevó a cabo un análisis de diferentes sensores en el mercado, los cuales se describen a continuación.

- Sensor de pulso de ritmo cardiaco para dedo. Este sensor, que se muestra en la Fig. 3, consta de un diodo emisor de luz infrarroja y un fototransistor. Funciona emitiendo luz infrarroja mediante un diodo emisor de luz (LED por sus siglas en inglés) y detectando cuanta luz arriba al LED opuesto. Cuando hay un pulso cardiaco la densidad de sangre es mayor en el dedo por lo tanto existe una variación en la luz detectada.

Especificaciones:

- Temperatura de operación: 0 a 60°C.
- Voltaje de alimentación: 5V.
- Receptor: Fototransistor
- Emisor: LED IR.
- Dimensiones: 24 x 21 x 18 mm
- Peso: 05 g.
- Marca: OEM.

Observaciones: No cumple con los requerimientos para ser montado en una pulsera.

- Sensor de frecuencia cardiaca MAX30100. Este sensor óptico, presentado en la Fig. 4, que deriva sus lecturas de emisión de dos longitudes de onda de la luz a partir de dos dispositivos LED, uno rojo y un puerto de infrarrojos, midiendo la absorbancia de pulso de la sangre a través de un fotodetector. Esta combinación particular de colores LED está optimizado para la lectura de los datos a través





Fig. 4. Sensor de frecuencia cardíaca MAX30100.

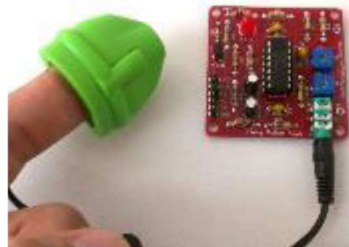


Fig. 5. Easy Pulse Sensor.

de la punta de un dedo. La señal es procesada por una unidad de procesamiento de señales analógicas de bajo ruido y comunicada al circuito integrado a través de la interfaz I2C. Se debe tener en cuenta que las lecturas pueden verse negativamente afectadas por el exceso de movimiento y los cambios de temperatura. También, el exceso de presión puede hacer variar el flujo de sangre y por lo tanto disminuir la fiabilidad de los datos.

Especificaciones:

- Integrado con el MAX30100.
- Interfaz I2C.
- Sensor eficaz.
- Listo para utilizarse.
- Utiliza la fuente de alimentación 3.3V.
- Marca: MikroElektronika.

Observaciones: Su funcionamiento se ve comprometido con el movimiento y cambios de temperatura.

- Easy Pulse Sensor. El sensor Easy Pulse, presentado en la Fig. 5, está diseñado para aplicaciones educativas y de pasatiempo para ilustrar el principio de la fotopleximografía como una técnica óptica no invasiva para detectar la onda cardiovascular del pulso desde la punta del dedo. Utiliza una fuente de luz infrarroja para iluminar el dedo en un lado, y un fotodetector colocado en el otro. Mide las pequeñas variaciones en la intensidad de la luz transmitida.



**Fig. 6.** Pulse sensor.

Especificaciones:

- Utiliza el sensor de transmisión PPG HRM-2511E para lecturas estables.
- MCP6004 Op-amp con capacidad de salida de riel a riel para una máxima oscilación de la señal.
- Salidas analógicas y digitales separadas.
- Potenciómetro de control de ganancia para la salida analógica.
- Control de ancho de pulso para la salida digital.
- Puntos de prueba adicionales a bordo para analizar señales en diferentes etapas de instrumentación.
- El módulo amplificador funciona bien, pero su ancho de banda fue limitado a sólo 3 Hz para eliminar interferencias en la frecuencia de (50 o 60 Hz) productos de cable no blindado.

Observaciones: El sistema solo viene adecuado para medir pulso en el dedo.

- Pulse Sensor. Este sensor, presentado en la Fig. 6, bien diseñado, que mide el ritmo cardíaco de las personas, puede ser utilizado por estudiantes, artistas, atletas, y desarrolladores que quieran incorporar fácilmente datos de frecuencia cardíaca en sus proyectos. Está basado en un LED emisor y un sensor receptor de intensidad, la cantidad de luz reflejada por el dedo cuando hay paso de corriente sanguínea define la salida del sensor. Por lo que es posible visualizar gráfica o numéricamente la información de las lecturas del mismo.

Especificaciones:

- Alimentación: 3.3V/5V.
- Salida: Voltaje analógico.
- Voltaje de Operación: 3 a 5v.
- Corriente de Operación: 40ma con 5V.
- Diámetro de la tarjeta: 10mm.
- Fácil conexión.

Observaciones: Fácil implementación y compatibilidad con Arduino. Su forma permite ser usado en el sistema para darle la ergonomía correcta al montaje del sistema.

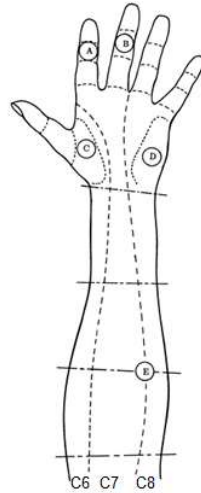


Fig. 7. Distribución de puntos de medición de EDA (Wolfram, 2012).

Después del análisis llevado a cabo y con los resultados mostrados con anterioridad, se decidió usar el sensor llamado Pulse Sensor ya que se considera el más adecuado en cuanto a las características que debe de cumplir para llevar a cabo satisfactoriamente las tareas del sistema medidor de HR.

### 3.2. Sistema de registro de EDA

El sistema medidor de EDA consta de un circuito cuyo funcionamiento es el mismo que los sistemas detectores de mentiras (Montgomery, 2012) y de dos electrodos de grafeno que permiten medir la respuesta galvánica de la piel. Los electrodos tienen un diámetro de 1 cm.

La colocación de estos electrodos es cerca de la palma de la mano en el dermatoma C7 que se muestra en la Fig. 7. La toma de mediciones es en este punto por el gran número de glándulas sudoríparas en comparación a otras partes de la piel (Márquez, 2014).

El funcionamiento del sistema medidor de EDA inicia con una etapa de acoplamiento, esta se da cuando los electrodos toman mediciones mientras se adecuan a la temperatura de la piel, dichas mediciones se descartan.

### 3.3. Integración de los sistemas medidores de HR y de EDA en pulsera (Sistema de control)

Se construyó una pulsera la cual se coloca en la muñeca, que cuenta con el sistema medidor de HR, así como el sistema medidor de EDA. También integra el sistema mínimo Arduino Pro Mini 3.3 V a 8 MHz, (ATmega328), con una SRAM de 2 Kbytes (Arduino, s.f.), el cual procesa la información recibida por los sensores y envía esta información vía inalámbrica a un servidor, por lo cual al sistema mínimo se conecta un módulo de comunicación inalámbrica Bluetooth HM-11 (CC2541).



**Fig. 8.** Pulsera contenedora de sistema medidor de señales biomédicas, el cual se coloca en la caja central.

IT (1)	IT EDA (1)	EDA (40)	IT HR (1)	HR (640)	FT (1)
-----------	---------------	-------------	--------------	-------------	-----------

**Fig. 9.** Trama de envío de datos, donde los números en paréntesis indican la cantidad de datos que se tienen para cada casilla de la trama.

Por último, se tiene una batería de 3.7 V que alimenta al sistema. Todos estos componentes constituyen al sistema medidor de señales biomédicas, el cual, está colocado en una pulsera cuyo diseño fue realizado mediante técnicas de manufactura aditiva utilizando un elastómero de poliuretano termoplástico (TPU por sus siglas en inglés), dicho diseño se observa en la Fig. 8. Se utilizó la tecnología de montaje superficial para la construcción del sistema de control de la B1.

La parte que contiene al sistema de control en la pulsera tiene unas medidas de 3.1 cm x 5.3 cm x 3.3 cm y el sistema B1 tiene un peso de 120 g.

### 3.3.1. Transmisión de datos

El chip del Arduino Pro Mini por sus características en almacenamiento permite el envío de tramas cada 10 segundos. Las lecturas obtenidas por la B1 son enviadas al servidor, la trama de datos queda estructurada de la siguiente forma; inicia con un dato que se diferencia de todos los demás de la trama y que se denomina como el inicio de la trama (IT), seguido de este dato va otro que da inicio a las lecturas de EDA (IT EDA), posterior a esto se tienen 40 lecturas de EDA, al término de estos datos va el dato correspondiente a inicio de trama de HR (IT HR) seguido de 640 lecturas de HR, y la trama finaliza con el dato correspondiente al fin de trama (FT). Dicha distribución se observa en la Fig. 9.

## 4. Resultados

Se llevó a cabo el monitoreo de un hombre de 22 años mientras se mantenía en reposo, sentado, con la pulsera B1 colocada en la mano izquierda, y la pulsera E4

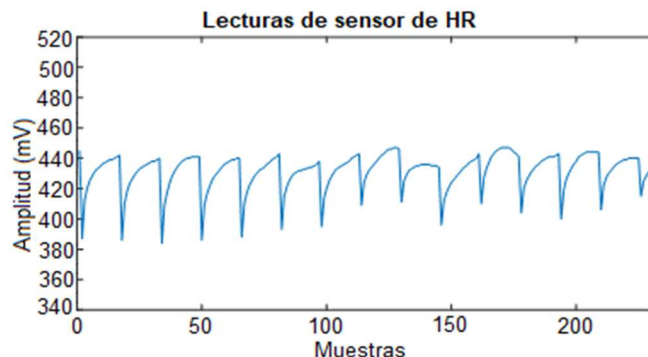


Fig. 10. Señal obtenida de monitoreo con sensor de ritmo cardíaco.

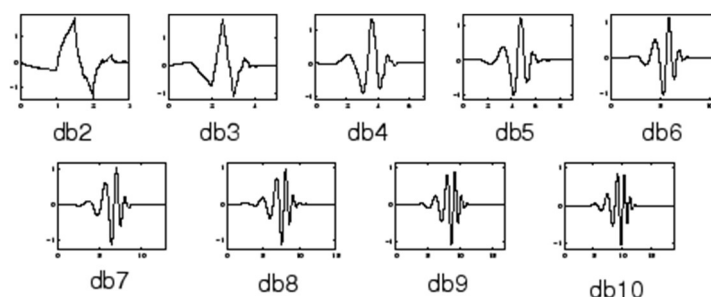


Fig. 11. Familias de wavelets (MathWorks, s.f.).

wristband de Empatica (Empatica, s.f.) colocada en la mano derecha. La E4 es un wearable certificado de grado médico.

El usuario de ambas pulseras se encontraba en un rango menor a los 10 metros de separación con el servidor de recolección de datos, esto para tener lecturas claras de las mediciones de las señales fisiológicas de la B1, ya que al salir de esta zona de cobertura se presentan errores en el envío de las lecturas debido a la presencia de otras ondas de radiofrecuencia que interfieren en el canal de comunicación.

El monitoreo fue realizado con la intención de llevar a cabo un chequeo de HR y EDA del sujeto de estudio con ambas pulseras de forma simultánea para evaluar las mediciones de las señales de la B1 contra las obtenidas por un sistema comercial y certificado.

La señal obtenida del monitoreo de HR de la B1 que fue a una frecuencia de muestreo igual a 64 Hz (misma que usa el sistema de la E4 wristband), no presenta de forma clara los picos más altos de cada representación de un pulso cardíaco como se muestra en la Fig. 10, por lo que se filtró mediante el uso de wavelets.

Por la similitud de esta señal con la wavelet madre de la familia Daubechies, que se presenta en la Fig. 11, se decidió utilizar la tipo 2.

Utilizando la herramienta Wavelet Analyzer de MATLAB® (MathWorks, s.f.) para el análisis de la señal, se utilizaron los detalles arrojados en el primer nivel de descomposición, ya que muestra mejores resultados como se muestra en la Fig. 12 a comparación de los detalles y aproximaciones de un nivel 2.

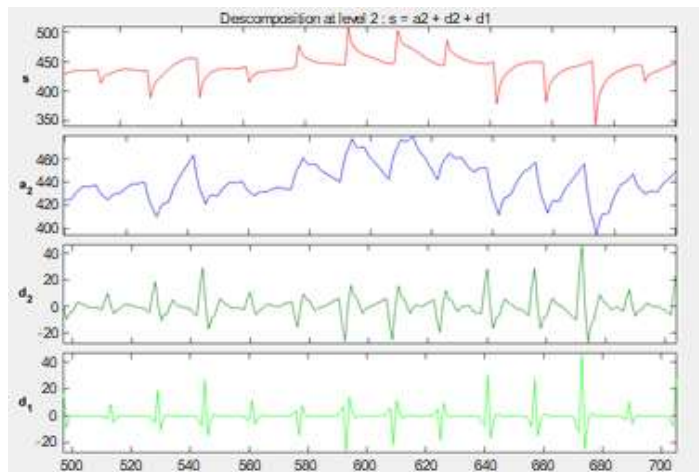


Fig. 12. Descomposición de señal mediante la herramienta Wavelet Analyzer.

Tabla 4. BPM obtenidas en registro simultáneo analizando 8 minutos.

Número de minuto	E4 wristband	B1
1	60.3778	65
2	60.6903	62
3	60.6746	60
4	60.5340	60
5	60.1121	60
6	60.4403	60
7	60.2215	60
8	60.5965	60

Al obtener los BPM durante 8 minutos se obtuvieron los resultados presentados en la Tabla 4, donde se observan minuto a minuto los cambios y el contraste en las mediciones obtenidas con la B1 y la pulsera E4.

En los primeros dos minutos del análisis, se observa un mayor conteo de pulsaciones por parte del sistema B1 debido a que requiere de un periodo de acoplamiento. Para el monitoreo del sujeto de estudios, la E4 ya había pasado su periodo de acoplamiento, mientras que la B1 inició su registro sin dicho periodo.

Descartando los dos primeros minutos de acoplamiento, los BPM se aproximan más en ambos sistemas teniendo diferencias de 2.579 BPM más en la E4 que en la B1, lo que equivale al 0.40769 %, las cuales se dan ya que el sistema de la B1 no está diseñado para dar lecturas decimales de conteos de pulsos, es decir, solo cuenta la presencia de pulsos completos. Tomando esto en cuenta no se tiene diferencias entre las mediciones obtenidas por ambos sistemas.

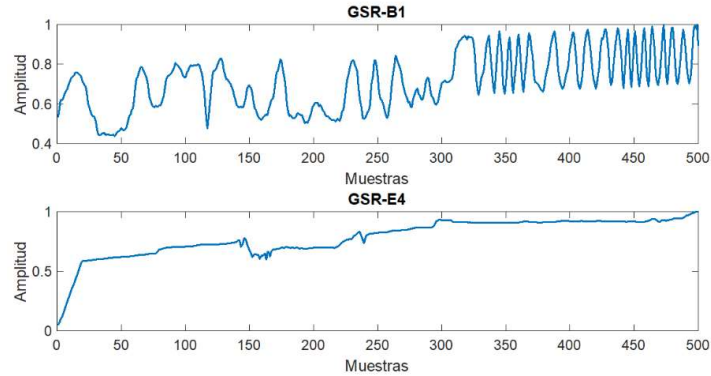


Fig. 13. Señales obtenidas de EDA en ambos sistemas de medición.

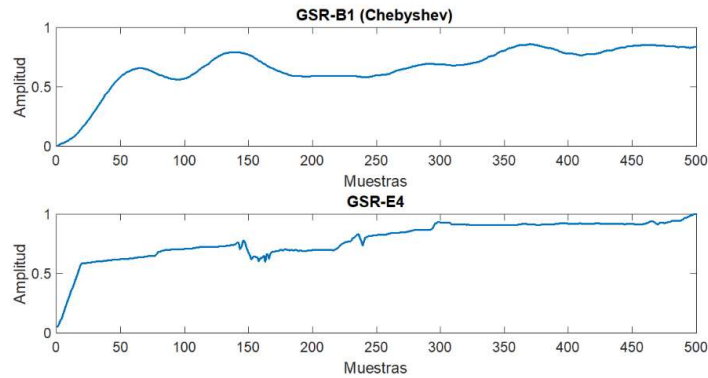


Fig. 14. Comparación de comportamientos de señal filtrada obtenida con la B1 y señal obtenida con la E4 wristband.

La señal resultante del monitoreo correspondiente a 500 muestras obtenidas a una frecuencia de muestreo igual a 4 Hz (misma que utiliza el sistema de la E4) por parte del sistema medidor de EDA de la B1 se muestra en la Fig. 13 en la parte superior, mientras que en la parte inferior se muestra la señal obtenida con la E4.

Para eliminar el ruido de la señal EDA obtenida con el sistema B1, se filtró utilizando un filtro Chebyshev tipo 2 pasa bajas, con frecuencia de corte en 0.05 Hz de quinto orden cuyo resultado se observa en la Fig. 14 en la parte superior, mientras que en la parte inferior se presenta la señal obtenida con el sistema de medición de la E4.

Para tener una comparación cuantitativa de estas señales, se segmentaron ambas señales en ventanas con una duración de 3 segundos (equivalente a 12 muestras por la frecuencia de muestreo igual a 4 Hz) ya que J Braithwaite en 2015 reportó que la ventana de la latencia va de 1 a 3 segundos que es donde se presentan variaciones abruptas en el nivel electrodérmico (Braithwaite, Watson, Jones, & Rowe, 2015). Estas ventanas son rectangulares y se desplazan cada segundo (4 muestras), de esta forma se tiene un traslape de dos segundos (8 muestras).

A cada segmento de datos se le calcula la energía implementando la ecuación (7):

$$E = \sum_{n=1}^{12} |x(n)|^2, \quad (7)$$

donde  $x(n)$  son las muestras del segmento de la señal a analizar y  $n$  representa el número de muestras que se tiene por cada segmento.

De esta forma la diferencia que existe en todo el registro de EDA tomado con ambos sistemas es de 1.8549 Joules lo que equivale al 0.1823 %, esto quiere decir que la energía obtenida en el registro tomado con la E4 wristband presenta 1.8549 Joules más que la energía obtenida de la señal registrada con la B1.

## 5. Conclusiones

El desarrollo de la B1 por las señales que mide y por obtener el almacenamiento de las lecturas crudas de EDA y de la señal fotopletimográfica, permite aplicar diversos tratamientos dependiendo de la aplicación, como la medición de niveles de estrés, inicio de crisis epilépticas, monitoreo del comportamiento de personas con alguna enfermedad, entre otras que se mencionan en el estado del arte.

Los resultados obtenidos de las comparaciones para señales de EDA con el sistema certificado muestran una similitud de 99.8177 % en el registro de un sujeto durante 125 segundos, mientras que, el resultado reportado en “Validation of Wireless Sensors for Psychophysiological Studies” (Silva Moreira, Chaves, Dias, Dias, & R. Almeida, 2019), muestra un porcentaje de similitud de 95 %, utilizando mediciones de 20 sujetos, durante 15 segundos. Aunque el porcentaje de similitud obtenido con la B1 es mayor, cabe mencionar que solo se registró un sujeto bajo las mismas condiciones que las reportadas en la mencionada referencia.

Las diferencias obtenidas en el análisis del registro de HR muestra que en los primeros 2 minutos, los valores distintos de BPM se deben al periodo de acoplamiento del sensor, por lo cual, se toma como duración de 2 minutos el tiempo que tarda este proceso, ya que, a partir del minuto 3 se encuentran mediciones de BPM estables. Las diferencias que a partir del minuto 3 se presentan se deben a que el sistema de la B1 no fue diseñado para dar lecturas fraccionarias del conteo. Comparando resultados con la E4 se observó una similitud de 99.5923 % mientras que el estudio mencionado reporta una similitud de 99.9 %.

Como trabajo a futuro se harán modificaciones al diseño de la pulsera para mejorar su ergonomía. De igual forma se trabajará en la miniaturización de todo el sistema mediante la implementación de sistemas embebidos más adecuados.

También se trabajará en el diseño de un nuevo filtro para la señal de EDA que permita ver mayor resolución, tales como se presentan en la E4.

## Referencias

1. Arduino: Arduino Store. <https://store.arduino.cc/usa/arduino-pro-mini> (2019)
2. Asociación de Centros Tecnológicos de Galicia: Oportunidades industria 4.0 en Galicia. Estudio IGAPE, [http://igape.es/es/ser-mas-competitivo/galiciaindustria4-0/estudios-e-informes/item/download/71\\_7e5c2e1b8028489a94dce74bae90ec15](http://igape.es/es/ser-mas-competitivo/galiciaindustria4-0/estudios-e-informes/item/download/71_7e5c2e1b8028489a94dce74bae90ec15) (2017)



3. Aveiga-Paini, C.E., Criollo Altamirano, B.G., Cruz-Quijije, A.M.: Monitoreo del ritmo cardíaco a través de dispositivos móviles. *Ciencias de la salud*, IV(2), pp. 3–19 (2018)
4. Braithwaite, J., Watson, D., Jones, R., Rowe, M.: *A guide for analysing electrodermal activity (EDA) & skin conductance responses (SCRS) for psychological experiments*. Birmingham (2015)
5. Celi, G., Rocha, M., Yapur, M.: *Mediciones fotopletiográficas*. Tesis de posgrado Escuela Superior Politécnica del Litoral (2015)
6. Consinfin: ¿Qué es la comunicación inalámbrica (wireless)?. <http://consinfin.com/que-es-la-comunicacion-inalambrica-wireless/> (2012)
7. Díaz-Robledo, L., Sánchez, R.J.: La actividad electrodérmica de la piel como indicador de activación psicofisiológica en pilotos de caza españoles: Un estudio preliminar. *Sanidad Militar*, 74(1), pp. 7–12 (2018)
8. Empatica: Empatica. <https://empatica.com/research/e4/> (2020)
9. Facultad de Medicina: El corazón como bomba: fases del ciclo cardíaco. Universidad Nacional Autónoma de México (2019)
10. Foroz: ¿Qué es la transmisión de datos vía bluetooth?. <https://foroz.es/que-es-la-transmision-de-datos-via-bluetooth.html> (2017)
11. Hernández-Aquino, R.: *Diseño, simulación y construcción de antenas tipo parche para buetooth y WI-FI, bandas 2.4 ghz y 5.8 ghz*. Tesis Universidad de las Américas Puebla (2008)
12. Mandal, A.: *News Medical Life Sciences*. In: Cashin-Garbutt, A. (Ed.), ¿Cuál es el ritmo cardíaco?. [https://news-medical.net/health/What-is-Heart-Rate-\(Spanish\).aspx](https://news-medical.net/health/What-is-Heart-Rate-(Spanish).aspx) (2019)
13. Márquez, F.J.: *Diseño de un sistema de reconocimiento de estrés en seres humanos*. Tesis Universidad Nacional Autónoma de México (2014)
14. MathWorks: Introduction to Wavelet Families. <https://mathworks.com/help/wavelet/gs/introduction-to-the-wavelet-families.html> (2018)
15. MathWorks: Matlab. <https://mathworks.com/products/matlab.html> (2018)
16. Mojica-Ledoño, A.G.: Actividad electrodérmica aplicada a la psicología: Análisis bibliométrico. *Revista Mexicana de Neurociencia*, XVIII(4), pp. 46–56 (2017)
17. Montgomery, S.: *Make: Community. The Truth Meter*. <https://makezine.com/projects/the-truth-meter-2/> (2012)
18. Muy en forma: Pulsaciones en reposo. <https://muyenforma.com/pulsaciones-en-reposo.html> (2019)
19. Nieto, N., Vega, M.L.: *Diseño de un prototipo de medición de señales fisiológicas utilizadas en Biofeedback*. Proyecto Integrador, Universidad Nacional de Córdoba (2017)
20. Rodas, G., Pedret-Carbadillo, C., Ramos, J., Capdevila, L.: Variabilidad de la frecuencia cardíaca: Concepto, medidas y relación con aspectos clínicos (1). *Archivos de medicina del deporte*, XXV(123), pp. 41–47 (2008)
21. Sapienza Universita Di Roma: Brain Signs: Respuesta galvánica de la piel (GSR). <https://brainsigns.com/es/science/s2/technologies/gsr> (2018)
22. Shelley, K., Shelley, S.: Pulse oximeter waveform: Photoelectric plethysmography. *Clinical Monitoring: Practical Applications for Anesthesia and Critical Care*, pp. 420–423 (2011)
23. Silva-Moreira, P., Chaves, P., Dias, R., Dias, N., Almeida, P.: Validation of wireless sensors for psychophysiological studies. *Sensors*, XIX(4824), pp. 1–24 (2019)
24. Taj-Eldin, M., Ryan, C., O'Flynn, B., Paul, G.: A review of wearable solutions for physiological and emotional monitoring for use by people with autism spectrum disorder and their caregivers. *Sensors*, 18(4271), pp. 1–29 (2018)
25. Velasco, J.: Hipertextual. ¿En qué consiste Bluetooth LE?: <https://hipertextual.com/2013/12/que-es-bluetooth-le> (2013)
26. Vice Staff: Guía básica para ser mejor deportista: La frecuencia cardíaca. <https://vice.com/es/article/vv9pwa/guia-basica-para-ser-mejor-deportista-la-frecuencia-cardiaca> (2017)
27. Wolfram, B.: *Electrodermal Activity*. Wuppertal, Springer (2012)

*Luis Brayan Zacatelco Barrios, Blanca Tovar Corona, Javier Pindter Medina*

28. Zephyr: Medtronic. <https://zephyranywhere.com/resources/hxm> (2013)