

# **DISPOSITIVO PORTÁTIL PARA EL ANÁLISIS DE LA VARIABILIDAD DE LA FRECUENCIA CARDÍACA EN TIEMPO REAL**

**DANIELA CHANCI ARRUBLA**

**Trabajo de grado para optar al título de  
Ingeniera Biomédica**

**Directora**

**Elisa Mejía Mejía, MSc. Ingeniería Biomédica**



**UNIVERSIDAD EIA  
INGENIERÍA BIOMÉDICA  
ENVIGADO  
2018**

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

## **AGRADECIMIENTOS**

Agradezco a mi familia por su apoyo incondicional, su paciencia, y por la formación que me han dado que me ha permitido alcanzar mis metas.

A Elisa Mejía Mejía por su dedicación, acompañamiento y ayuda durante este proceso.

A Samuel Escobar González por su ayuda.

# CONTENIDO

INTRODUCCIÓN .....	12
1. PRELIMINARES .....	14
1.1 Planteamiento del problema .....	14
1.2 Objetivos del proyecto.....	15
1.2.1 Objetivo General .....	15
1.2.2 Objetivos Específicos.....	15
1.3 Marco de referencia .....	15
1.3.1 Epilepsia.....	15
o Tipos de epilepsia .....	16
o Crisis epilépticas .....	16
o Diagnóstico.....	18
o Tratamiento .....	18
o Prognosis .....	19
1.3.2 Variabilidad de la frecuencia cardíaca .....	20
o Sistema nervioso autónomo.....	20
o Estrategias para su medición.....	20
o Análisis de la VFC .....	24
2. METODOLOGÍA.....	27
2.1 Diseñar el sistema portátil mediante el uso de las metodologías de diseño de concepto de Ulrich con el fin de determinar las características y especificaciones que debe cumplir el equipo.27	
2.2 Desarrollar el hardware del sistema por medio de técnicas de adquisición y procesamiento de señales para la obtención analógica de señales fisiológicas.....	27
2.3 Desarrollar el firmware del dispositivo para el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca en tiempo real, usando técnicas de procesamiento digital de señales.....	28
2.4 Integrar el hardware y el firmware para la verificación del funcionamiento del sistema....	28
3. PRESENTACIÓN Y DISCUSIÓN DE RESULTADOS.....	29
3.1 DISEÑO DE CONCEPTO .....	29
3.2 DISEÑO Y DESARROLLO DEL HARDWARE DEL SISTEMA .....	38
3.2.1 Diagrama de bloques del circuito electrónico .....	38

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

3.2.2	Diseño del circuito electrónico .....	38
3.2.3	Pruebas de funcionamiento del circuito electrónico.....	41
3.2.4	Fabricación de la tarjeta de circuito impreso (PCB).....	42
3.2.5	Pruebas de funcionamiento de la tarjeta impresa.....	44
3.3	DESARROLLO DEL FIRMWARE DEL SISTEMA .....	44
3.3.1	Algoritmo para la detección de picos R en la señal de ECG .....	46
3.3.2	Algoritmo para obtención y análisis de la VFC .....	48
3.3.3	Pruebas de funcionamiento del firmware.....	51
3.4	INTEGRACIÓN DE HARDWARE Y FIRMWARE .....	52
3.4.1	Pruebas de funcionamiento del firmware y el hardware acoplados .....	52
3.4.2	Aplicación móvil.....	53
3.4.3	Desarrollo del componente externo .....	54
3.4.4	Pruebas de funcionamiento del prototipo final.....	56
4.	CONCLUSIONES Y CONSIDERACIONES FINALES .....	57
	REFERENCIAS.....	59
	ANEXO 1.....	65
	ANEXO 2.....	66
	ANEXO 3.....	70
	ANEXO 4.....	71
	ANEXO 5.....	72
	ANEXO 6.....	76

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

## LISTA DE TABLAS

Tabla 3.1 Lista de necesidades identificadas en la bibliografía.....	30
Tabla 3.2 Lista de especificaciones formuladas. ....	31
Tabla 3.3 Matriz morfológica y definición de conceptos. ....	33
Tabla 3.4 Evaluación y selección del concepto. ....	36

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 Electrocardiograma. Tomado de (Quiroz & Vazquez, 2015).....	22
Figura 1.2 Señal de fotopleletismografía. Tomado de (Saqib et al., 2015). .....	23
Figura 1.3 Señal de ECG comparada con señal de SCG. Tomado de (Pouymiró et al., 2017). .....	24
Figura 3.1 Diagrama de caja negra. ....	32
Figura 3.2 Diagrama de funciones. ....	32
Figura 3.3 Diagrama de bloques circuito para adquisición de ECG .....	38
Figura 3.4 Etapa de preamplificación de la señal de ECG. ....	39
Figura 3.5 Etapa de filtrado de la señal de ECG. ....	39
Figura 3.6 Etapa de amplificación de la señal. ....	40
Figura 3.7 Alimentación del circuito y el microcontrolador. ....	40
Figura 3.8 Montaje del circuito de adquisición de ECG en una protoboard. ....	41
Figura 3.9 Ubicación de los electrodos superficiales. ....	41
Figura 3.10 Prueba de funcionamiento del circuito electrónico .....	42
Figura 3.11 Vista ortogonal PCB en 3D. ....	43
Figura 3.12 PCB final. ....	43
Figura 3.13 Señal de ECG obtenida con la PCB.....	44
Figura 3.14 Diagrama de bloques del firmware del sistema.....	45
Figura 3.15 Algoritmo para detección de picos R. ....	47
Figura 3.16 Diagrama de flujo para la obtención y análisis de la VFC. ....	50
Figura 3.17 Comparación entre los resultados obtenidos con Kinetis Design Studio (arriba) y Matlab (abajo). ....	51
Figura 3.18 Resultados en tiempo real obtenidos con Kinetis Design Studio .....	52

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Figura 3.19 Medidas en el dominio del tiempo y con Poincaré obtenidas con Excel y Kinetis Design Studio .....	53
Figura 3.20 Aplicación móvil para visualización de resultados.....	54
Figura 3.21 CAD del componente externo en vista isométrica.....	55
Figura 3.22 Carcasa impresa en impresora 3D .....	55
Figura 3.23 Componentes del dispositivo final. ....	56

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

## LISTA DE ECUACIONES

Ecuación 3.1 Desviación estándar de los intervalos RR (Vollmer, 2015). .....	48
Ecuación 3.2 Valor RMS de las diferencias sucesivas de los intervalos RR (Vollmer, 2015).....	48
Ecuación 3.3 SD1 del gráfico de Poincaré (Habib, Karmakar, Brennan, & Voss, 2013). .....	49
Ecuación 3.4 SD2 del gráfico de Poincaré (Habib et al., 2013).....	49



## GLOSARIO

**SISTEMA NERVIOSO AUTÓNOMO:** Parte del sistema nervioso que controla y regula los órganos internos. Se divide en simpático y parasimpático.

**EPILEPSIA:** Desorden neurológico en el que hay una actividad excesiva del cerebro, ocasionando crisis convulsivas.

**CRISIS CONVULSIVA:** Episodio en el que hay una actividad neuronal anormal y se puede presentar pérdida de la conciencia.

**DERIVACIÓN CARDÍACA:** Medida de la diferencia de potencial de potenciales eléctricos entre dos puntos determinados en los que se ubican los electrodos.

**VARIABILIDAD DE LA FRECUENCIA CARDÍACA:** Variación en los intervalos de tiempo que hay entre dos latidos consecutivos.

**VARIABLE FISIOLÓGICA:** Parámetros que pueden ser medidos y que indican el estado fisiológico de una persona.

**BIOMARCADOR:** Característica biológica medible que sirve como indicador de un estado biológico.

**MICROCONTROLADOR:** Circuito integrado que se programa para realizar una función específica en un sistema embebido.

**FIRMWARE:** Software o conjunto de instrucciones que se encuentran almacenadas en la memoria ROM de un dispositivo.

**HARDWARE:** Parte física y tangible que compone un dispositivo.

**FRECUENCIA DE MUESTREO:** Número de muestras por segundo tomadas de una señal continua para obtener una señal discreta.

**INTERPOLACIÓN:** Método para la estimación de nuevos valores a partir de valores conocidos.

**TRANSFORMADA DE FOURIER:** Técnica matemática para convertir una función en el tiempo a una expresada en términos de la frecuencia.

**APLICACIÓN MÓVIL:** Programa diseñado para ser ejecutado en dispositivos móviles.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

## RESUMEN

La variabilidad de la frecuencia cardíaca es una variable fisiológica que ha llamado la atención de los investigadores en los últimos años, ya que puede ser utilizada para monitorizar el sistema nervioso autónomo y está relacionada con diferentes enfermedades crónicas, como la epilepsia, que es uno de los trastornos neurológicos más comunes en el que se presentan crisis convulsivas que pueden causar lesiones y accidentes. Debido a esto, se han realizado estudios para utilizar esta variable como biomarcador para la predicción de crisis epilépticas.

Este trabajo presenta el desarrollo de un dispositivo portátil para el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca en tiempo real, que incluye medidas en tiempo y no lineales.

Inicialmente, se realizó una revisión bibliográfica para seleccionar la estrategia óptima para la obtención de la variabilidad de la frecuencia cardíaca y la parte del cuerpo más adecuada para la ubicación del dispositivo. Luego se construyó el circuito electrónico, realizando las pruebas de funcionamiento correspondientes para proceder a la elaboración del circuito impreso, y se desarrolló el firmware necesario para el análisis de la variable fisiológica en tiempo real. Finalmente, se construyó el componente externo y se realizaron las pruebas de funcionamiento del dispositivo final.

**Palabras clave:** Epilepsia, variabilidad de la frecuencia cardíaca, biomarcador, dispositivo portátil

## ABSTRACT

Heart rate variability is a physiological variable that has caught the researchers' attention over the past few years, because it can be used for monitoring the autonomic nervous system and it is associated with many chronic diseases, for example, epilepsy, which is one of the most common neurological disorders that manifests itself as seizures that can cause injuries and accidents. This is the reason why some studies have been conducted in order to use this variable as a biomarker for epileptic seizures prediction.

This work presents the development of a wearable device for real time heart rate variability analysis, which includes time and non linear measures.

Firstly, a literature review was done in order to select the best strategy for the acquisition of heart rate variability and the most suitable part of the body for putting the device. Then, the electronic circuit was built, conducting the corresponding performance tests to proceed with the development of the printed circuit, and the firmware needed for the real time physiological variable analysis was made. Lastly, the external component was manufactured and the performance tests of the final device were conducted.

**Keywords:** Epilepsy, Heart rate variability, biomarker, wearable device.

## INTRODUCCIÓN

Actualmente, en Colombia, aproximadamente 450,000 personas padecen de epilepsia, un trastorno neurológico en el que se presentan múltiples crisis convulsivas caracterizadas por la actividad neuronal excesiva. Éstas pueden ocasionar fracturas, quemaduras, cortaduras, e incluso pueden llegar a ser la causa de accidentes automovilísticos. A pesar de que existen tratamientos para su control, algunos de estos son invasivos y de alto riesgo, como la cirugía, y otros, como los fármacos antiepilépticos, no ocasionan ninguna mejoría en una cuarta parte de los pacientes. En respuesta a esto, durante los últimos años se ha buscado desarrollar soluciones que permitan predecir la ocurrencia de una crisis con unos minutos de antelación.

La variabilidad de la frecuencia cardíaca es una variable fisiológica que se puede adquirir de forma no invasiva y está estrechamente relacionada con el sistema nervioso autónomo, y con algunas enfermedades como la epilepsia. Debido a esto, recientemente se ha estudiado la posibilidad de utilizarla como biomarcador para la predicción de crisis epilépticas, por medio de medidas en el dominio del tiempo, de la frecuencia, y con medidas no lineales como la gráfica de Poincaré.

En este trabajo se presenta el desarrollo de un dispositivo portátil que analiza la variabilidad de la frecuencia cardíaca en tiempo real, por medio de técnicas de adquisición de señales y de procesamiento digital de señales. El documento está compuesto por diferentes secciones:

La primera expone el problema que se quiere resolver, contextualizándolo por medio de su formulación, y presenta los objetivos que se van a cumplir para poder lograrlo. Además, se expone información fundamental para el desarrollo del proyecto y para su comprensión.

En la segunda sección se explican brevemente las etapas necesarias para el cumplimiento de cada uno de los objetivos, mostrando las actividades que se llevaron a cabo.

La tercera sección corresponde a los resultados obtenidos en cada una de las etapas. Inicialmente, se muestra el diseño de concepto siguiendo la metodología propuesta por Ulrich y Eppinger para el desarrollo del dispositivo portátil. Luego se puede observar la implementación del circuito electrónico para la adquisición de la actividad eléctrica del corazón y la señal obtenida con el mismo. Posteriormente se presenta la lógica del código desarrollado en lenguaje de programación C para la obtención de la variabilidad de la frecuencia cardíaca y sus respectivas medidas, además de la aplicación para Android en la que se muestran los resultados del firmware y el hardware unidos. Finalmente, se puede observar el diseño del componente externo del dispositivo, y el prototipo obtenido al finalizar el proyecto.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

En la cuarta sección se exponen las conclusiones a las que se llegó a partir de los resultados obtenidos.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

# 1. PRELIMINARES

## 1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La epilepsia es uno de los trastornos neurológicos más comunes, que afecta a personas de todas las edades (University of Miami, 2017). La Organización Mundial de la Salud (OMS) estima que aproximadamente 10 de cada 1,000 personas en todo el mundo padecen esta enfermedad, lo que equivale a casi 50 millones de pacientes. De estos casos, casi el 90% se registran en países en desarrollo, mientras que en los países desarrollados se estima que hay entre 40 y 70 casos por cada 100,000 personas (IRUYA, 2017). Específicamente, en Colombia, el 1.3% de la población padece este trastorno, es decir, aproximadamente 450,000 personas (HSB Noticias, 2017) (RCN Radio, 2017).

Se sabe que en la epilepsia se presentan múltiples crisis convulsivas que pueden causar lesiones y accidentes, los cuales en muchas ocasiones llegan a ser mortales (Crespo & Paredes, n.d.). Es común que se reporten traumas craneanos, hematomas subdurales, quemaduras, fracturas, dislocaciones, lesiones de tejidos blandos, cortaduras, pérdidas dentales, broncoaspiración, accidentes por casi ahogamiento y accidentes automovilísticos ocurridos durante las crisis epilépticas (Arévalo-Estrada, Osorio, & Medina, 2009) (Téllez-zenteno, Nguyen, & Hernández-ronquillo, 2010).

Existen diferentes tratamientos que se basan en el control de las crisis. La cirugía, alternativa más invasiva, sólo es posible en casos específicos y constituye un procedimiento de alto riesgo que puede dejar complicaciones cognitivas permanentes. La medicación por medio de fármacos antiepilépticos constituye el tratamiento más común, pues aunque no representa una cura total, permite tener una disminución significativa en la frecuencia e intensidad de las crisis y, en algunos casos las elimina completamente. Sin embargo, una cuarta parte de los pacientes epilépticos es resistente al tratamiento médico y continúa presentando crisis convulsivas espontáneas sin ningún tipo de mejora, lo que hace necesaria la búsqueda de otras alternativas de solución (Rein et al., 2015). Actualmente se cuenta con diferentes métodos que ayudan a predecir la ocurrencia de una crisis con algunos minutos de antelación, pero la mayoría de estos se basan en las ondas cerebrales, obtenidas mediante electroencefalografía (EEG), lo que resulta poco ideal para un dispositivo portable (Brinkmann et al., 2016). Otros sistemas utilizan el implante de sensores de grafeno en el cerebro para el monitoreo de la enfermedad, procedimiento considerado como invasivo (Fernández, 2016).

La variabilidad de la frecuencia cardíaca ha captado la atención de los investigadores en los últimos años, los cuales han desarrollado diferentes procedimientos para su análisis, ya sea usando los dominios del tiempo y la frecuencia, o métodos no lineales. Esta variable puede ser utilizada como herramienta para monitorear la actividad del sistema nervioso autónomo y está relacionada con algunas enfermedades crónicas, como es el caso de la epilepsia (Abtahi, 2016) (Studder et al., 2017) (Chuduc, Nguyenphan, & Nguyenviet, 2013).

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Recientemente se han realizado diversos estudios para utilizar la variabilidad de la frecuencia cardíaca como biomarcador para la predicción de crisis epilépticas; obteniendo como resultado el cambio significativo de algunos parámetros durante el período pre-ictal, tanto en el dominio del tiempo como en el de la frecuencia, causado por la actividad neuronal excesiva que afecta el sistema nervioso autónomo (Fujiwara et al., 2016). De lo anterior, es posible decir que se requiere el desarrollo de un dispositivo portátil para el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca en tiempo real mediante la adquisición de señales fisiológicas.

## **1.2 OBJETIVOS DEL PROYECTO**

### **1.2.1 Objetivo General**

Desarrollar un sistema portátil para la medición de la variabilidad de la frecuencia cardíaca a partir de la adquisición de una o varias señales fisiológicas, con potenciales aplicaciones en la epilepsia.

### **1.2.2 Objetivos Específicos**

- Diseñar el sistema portátil mediante el uso de las metodologías de diseño de concepto de Ulrich con el fin de determinar las características y especificaciones que debe cumplir el equipo.
- Desarrollar el hardware del sistema por medio de técnicas de adquisición y procesamiento de señales para la obtención analógica de señales fisiológicas.
- Desarrollar el firmware del dispositivo para el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca en tiempo real, usando técnicas de procesamiento digital de señales.
- Integrar el hardware y el firmware para la verificación del funcionamiento del sistema.

## **1.3 MARCO DE REFERENCIA**

### **1.3.1 Epilepsia**

El término epilepsia se refiere a desórdenes crónicos y disfunción cerebral en la que la comunicación normal entre las neuronas del cerebro se ve afectada (Mk & Farhadi, 2017). Se caracteriza por la presencia de crisis epilépticas o convulsiones y, períodos de comportamientos y sensaciones inusuales, así como pérdida de la consciencia (Mayo Clinic, 2018b).

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

## ○ Tipos de epilepsia

- **Epilepsia del lóbulo frontal:** Dado que este lóbulo es el responsable de la planeación y ejecución de movimientos y, de la personalidad, puede afectar dramáticamente la calidad de vida de las personas. Generalmente las convulsiones duran menos de 30 segundos y suelen ocurrir por la noche (Johns Hopkins, 2017).
- **Epilepsia de lóbulo temporal:** Tienen una mayor tendencia a tener convulsiones, durante las cuales los pacientes pueden experimentar: olores peculiares, sensaciones extrañas, dolor abdominal, movimientos automáticos e inconscientes y pérdida de la consciencia (Johns Hopkins, 2017).
- **Epilepsia de lóbulo parietal:** Las convulsiones que tienen su origen en este lóbulo no son comunes (Johns Hopkins, 2017).
- **Epilepsia de lóbulo occipital:** Las convulsiones que tienen su origen en este lóbulo tampoco son comunes. Se caracterizan por observar luces brillantes o experimentar otros cambios en la visión, ya sea en el lado derecho o en el lado izquierdo (Johns Hopkins, 2017).

Todos los tipos de epilepsia son tratados con fármacos antiepilépticos, pero si estos fallan, la cirugía puede ser una opción viable (Johns Hopkins, 2017g).

## ○ Crisis epilépticas

Son episodios breves en los que se interrumpe la actividad normal del cerebro. Existen varios tipos de crisis epilépticas; la mayoría pueden ser clasificadas como generales o parciales (Epilepsy Ontario, 2017).

### • Tipos de crisis epilépticas

- **Generalizadas:** Afectan ambos hemisferios del cerebro desde el comienzo de la crisis. Producen pérdida de la conciencia, ya sea por períodos cortos o largos de tiempo. Se pueden clasificar en:
  - **Tónico-clónicas:** Son las más comunes de este tipo. Comienzan con un endurecimiento de las extremidades seguido por movimientos involuntarios de las mismas. La respiración disminuye o para por completo, puede haber incontinencia y la lengua y el interior de la boca pueden ser mordidos. Después de la crisis, el paciente va a estar confundido y con ganas de dormir, la recuperación completa puede tardar minutos u horas.



- **Mioclónicas:** Producen contracciones rápidas y breves de los músculos, generalmente en ambos lados del cuerpo. Usualmente, no se requiere de primeros auxilios.
- **Atónicas:** Producen una pérdida abrupta del tono muscular. Puede ocurrir la pérdida de la postura o el colapso repentino. Los pacientes suelen caerse fuertemente, teniendo como resultado heridas en la cabeza y en la cara. Suelen ser resistentes a los fármacos antiepilépticos.
- **De ausencia:** Ocasionalmente ocasionan la pérdida del conocimiento. Los pacientes se quedan con la mirada fija durante unos segundos y no causan ningún efecto. Son tan breves que muchas veces suelen pasar desapercibidas.

(Epilepsy Foundation, 2017)

– **Parcial:** Es causada por un solo hemisferio del cerebro. Hay dos tipos:

- **Simples:** Se localizan en un área de un lado del cerebro, pero pueden propagarse a partir de ahí. No hay pérdida de la conciencia y es posible que el paciente recuerde el episodio. Se pueden clasificar en:
  - **Motora:** Afecta la actividad muscular, causando movimientos involuntarios de pies, cara, brazos y otras partes del cuerpo.
  - **Sensorial:** Afecta la escucha y causa posibles alucinaciones.
  - **Autonómica:** Puede afectar las funciones involuntarias, como causar cambios en la presión sanguínea y en el ritmo cardíaco.
  - **Psíquicas:** Afecta la parte del cerebro que controla las emociones y las experiencias previas. Puede causar miedo y ansiedad.

(Johns Hopkins, 2017)

- **Complejas:** Pueden comenzar en cualquier lóbulo del cerebro y afectan la conciencia debido a la propagación de la actividad convulsiva. Suelen ser precedidas por crisis parciales simples. Los pacientes pueden experimentar automatismos o dejar la mirada fija por un tiempo (Johns Hopkins, 2017).

## ○ Diagnóstico

Es realizado por un neurólogo y consiste en un proceso lento, que no puede ser confirmado hasta no haber tenido más de una crisis convulsiva. Lo más importante es la caracterización de las crisis, por lo que se realiza una descripción de éstas, pues es poco probable que el médico pueda presenciar una y, por lo tanto, la única información que se tiene al respecto es la que fue observada por algunos testigos (Mayo Clinic, 2018). Además, para tomar una decisión más acertada, se pueden llevar a cabo las siguientes pruebas:

- **Electroencefalograma (EEG):** Es el examen más usado para diagnosticar la epilepsia. Consiste en ubicar unos electrodos en el cráneo para monitorear la actividad eléctrica del cerebro, la cual sufre cambios cuando se presenta una crisis, lo que hace posible determinar el tipo de epilepsia que padece el paciente (Mayo Clinic, 2018).
- **Tomografía computarizada (CT):** Usa rayos X para obtener imágenes de diferentes ángulos y unirlos para mostrar una visión transversal del cerebro y el cráneo. Puede revelar anomalías, que pueden ser consideradas como potenciales causas de epilepsia, entre las que se encuentran tumores, derrames cerebrales o malformaciones arteriovenosas cerebrales (Stanford Health Care, 2017).
- **Imagen por resonancia magnética (MRI):** Utiliza ondas de radio y campos magnéticos para obtener imágenes detalladas del cerebro. Al igual que la tomografía computarizada, pueden detectar anomalías en el cerebro que podrían estar causando las crisis epilépticas (Stanford Health Care, 2017).
- **Tomografía por emisión de positrones (PET):** Usa pequeñas cantidades de sustancias radioactivas que son inyectadas en las venas para lograr la visualización de las áreas activas del cerebro y detectar anomalías (Mayo Clinic, 2018).
- **Tomografía computarizada por emisión de fotón único (SPECT):** Se usa principalmente para identificar la región del cerebro en la que se están originando las crisis epilépticas. Utiliza pequeñas dosis de material radioactivo, que se inyecta en las venas para obtener un mapa 3D detallado del flujo de la sangre en el cerebro durante una crisis (Mayo Clinic, 2018).

## ○ Tratamiento

Busca controlar las crisis epilépticas, reduciendo su frecuencia e intensidad, aunque en algunas ocasiones se puede curar en su totalidad (Johns Hopkins, 2017h). Generalmente, se inicia el tratamiento con medicamentos; en caso de que no tengan efecto, se propone un procedimiento quirúrgico u otras alternativas de solución (Mayo Clinic, 2018).

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

- **Medicamentos:** Los fármacos antiepilépticos incluyen diferentes tipos de medicamentos que actúan como anticonvulsivos. Encontrar el medicamento correcto y la dosis adecuada es un proceso complejo y depende de la edad del paciente, el tipo de crisis epiléptica, la frecuencia y la intensidad; se comienza con dosis bajas, las cuales van aumentando hasta tener las crisis controladas o presentar una reacción tóxica. Si el tratamiento con una sola droga falla, se añaden otras drogas. Entre las más comunes se encuentran: Valproato, Carbamazepina, Fenitoína, Fenobarbital, Primidona, Etosuximida, Clonazepam, Lamotrigina, Gabapentina, Topiramato y Oxcarbazepina. Estas drogas tienen efectos secundarios adversos, como fatiga, mareo, pérdida de la densidad ósea, sarpullidos, pérdida de la coordinación y problemas de memoria. Además, los pacientes que se encuentran bajo tratamiento deben ser monitoreados porque experimentan cambios en el comportamiento y presentan signos de depresión (University of Maryland Medical Center, 2013) (Mayo Clinic, 2018).
- **Cirugía:** El objetivo es remover la parte del cerebro que se encuentra afectada para prevenir las crisis epilépticas, evitando remover el tejido que se encuentra sano. Para determinar si el paciente es apto para el procedimiento es necesario realizar MRI, EEG, PET y SPECT (University of Maryland Medical Center, 2013).
- **Estimulación del nervio vago:** Se implanta un dispositivo debajo de la piel, en la parte superior del pecho, y se conecta con el nervio vago en el cuello. El estimulador del nervio vago, que funciona con baterías, envía impulsos de energía eléctrica al cerebro reduciendo las crisis de un 20% a un 40%. La mayoría de los pacientes deben continuar tomando fármacos anticonvulsivos pero la dosis disminuye (Mayo Clinic, 2018).
- **Dieta cetogénica:** Es uno de los tratamientos más antiguos de la epilepsia y consiste en el consumo de alimentos hipergrasos y pocos carbohidratos. Se ha probado que es eficaz especialmente en niños que no responden al tratamiento con fármacos antiepilépticos; sin embargo, esta dieta debe ser monitorada cuidadosamente por un médico para evitar efectos secundarios indeseados (Johns Hopkins, 2017) (University of Maryland Medical Center, 2013).

## ○ Prognosis

El pronóstico de la epilepsia sin tratamiento se basa en estudios poblacionales realizados en países en desarrollo, con bajos ingresos, y con acceso reducido al tratamiento farmacológico. La posibilidad de remisión prolongada sin tratamiento alcanza cifras del 41% al 46%, y las tasas de remisión espontánea alcanzan cifras del 30% al 50%. Sin embargo, estas cifras pueden verse afectadas por las características individuales del paciente, el tipo de epilepsia, y la metodología y población seleccionadas para llevar a cabo los estudios (Llerda et al., 2015).

El pronóstico de la epilepsia con tratamiento a largo plazo, está estrechamente ligado a la respuesta que se tiene a los fármacos antiepilépticos, e implica varias probabilidades. En

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

algunos estudios realizados se encontró que las respuestas terapéuticas podían ser clasificadas en cuatro grupos con su respectiva probabilidad:

- Control de las crisis de forma rápida y mantenida: 37%.
- Control retardado pero mantenido de las crisis: 22%.
- Fluctuante entre períodos de control y recaídas: 16%.
- Sin control de las crisis en ningún momento: 25%.

(Llerda et al., 2015)

Las personas que continúan presentando crisis epilépticas tienen mayor riesgo de muerte que las personas que no sufren de epilepsia, debido a lesiones y accidentes que se pueden presentar durante la crisis (University of Maryland Medical Center, 2013).

### 1.3.2 Variabilidad de la frecuencia cardíaca

Es la variación en el tiempo del período entre dos latidos consecutivos. A diferencia de la frecuencia cardíaca que promedia el número de latidos por minuto, la VFC se basa en las pequeñas fluctuaciones que ocurren en el corazón debido a eventos internos o externos (EliteHRV, 2017). Está directamente ligada al sistema nervioso autónomo y se conoce como un marcador de riesgo cardiovascular. Los cambios en la VFC pueden ocurrir como respuesta a estrés fisiológico o mental, enfermedades cardíacas o enfermedades no cardíacas, y tratamiento farmacológico o invasivo. Se ha convertido en una importante herramienta para identificar pacientes en riesgo de muerte cardiovascular y, teniendo en cuenta la relación que hay entre el corazón y el cerebro, se ha convertido en una herramienta de diagnóstico en la detección de problemas autónomos y en la predicción de diversos desórdenes neurológicos (Cygankiewicz & Zareba, 2013).

#### ○ Sistema nervioso autónomo

Tiene un componente simpático y otro parasimpático. La estimulación simpática ocurre en respuesta a estrés, ejercicio y enfermedades cardíacas, causando un incremento en la frecuencia cardíaca al aumentar la tasa de disparo del nodo sinusal, marcapasos del corazón. La actividad parasimpática resulta de la función de órganos internos, traumas, reacciones alérgicas y la inhalación de sustancias irritantes; ésta disminuye la tasa de disparo del nodo sinusal. Las contribuciones de ambos modulan la actividad del corazón (Acharya, Joseph, Choo, Lim, & Suri, 2006).

#### ○ Estrategias para su medición

- **Electrocardiograma (ECG):** Es una representación de cómo la actividad eléctrica del corazón cambia con el paso del tiempo, a medida que los potenciales de acción se propagan durante un ciclo cardíaco. Usando electrodos en la superficie de la piel, se puede detectar la diferencia de voltaje entre dos puntos

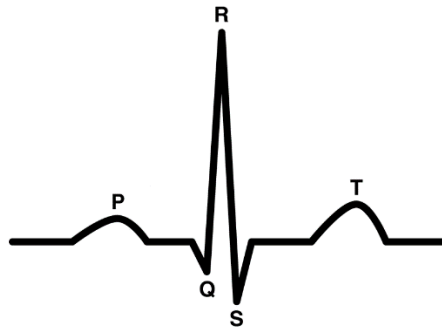
La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

determinados, lo que se conoce como una derivación, y se presenta en una gráfica de voltaje (mV) vs tiempo (s) (Dupre, Vincent, & laizzo, 2005). Existen doce derivaciones:

- Derivaciones periféricas bipolares:
  - I: brazo izquierdo – brazo derecho.
  - II: brazo derecho – pie izquierdo.
  - III: brazo izquierdo – pie izquierdo.
  
- Derivaciones periféricas unipolares: Comparan cada uno de los electrodos con un electrodos de referencia:
  - aVR: brazo derecho.
  - aVL: brazo izquierdo.
  - aVF: pie izquierdo.
  
- Derivaciones precordiales: Son derivaciones unipolares que se originan de seis electrodos ubicados en la pared torácica:
  - V1: cuarto espacio intercostal paraesternal derecho.
  - V2: cuarto espacio intercostal paraesternal izquierdo.
  - V3: quinta costilla entre V2 y V4.
  - V4: quinto espacio intercostal sobre la línea medioclavicular izquierda.
  - V5: línea axilar anterior, en el plano horizontal que pasa por V4.
  - V6: línea axilar media, en el plano horizontal que pasa por V4.

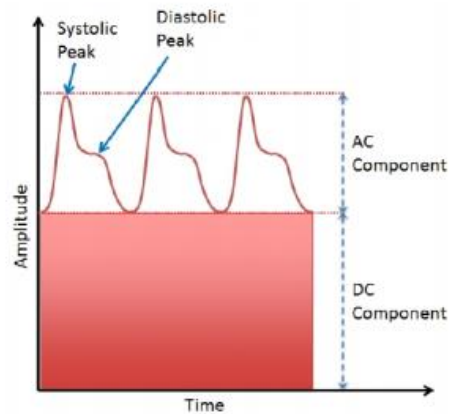
(Hamm & Willems, 2010)

En un ECG típico aparecen tres ondas claramente reconocibles en cada latido (Figura 1.1). La onda P es una pequeña deflexión positiva que representa la despolarización auricular, la cual se propaga desde el nodo sinusal a través de las fibras contráctiles en ambas aurículas. La segunda onda, llamada complejo QRS, comienza con una deflexión negativa, continúa con una importante onda triangular positiva, y termina con una onda negativa. Representa la despolarización ventricular, a medida que el potencial de acción progresa a través de las fibras ventriculares contráctiles. La tercera onda es una deflexión positiva, denominada onda T. Representa la repolarización ventricular y aparece justo cuando los ventrículos están empezando a relajarse. La onda T es más pequeña y más ancha que el complejo QRS debido a que la repolarización se produce más lentamente que la despolarización (Tortora & Derrickson, 2007).



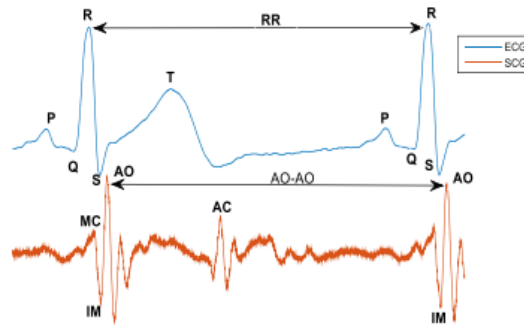
**Figura 1.1** Electrocardiograma. Tomado de (Quiroz & Vazquez, 2015).

- **Fotopleletismografía (PPG):** Es un método simple y no invasivo para medir los cambios instantáneos del volumen sanguíneo usando principios optoelectrónicos (Banerjee, Sinha, Pal, & Kumar, 2013). Estos cambios están sincronizados con los latidos del corazón, por lo tanto, pueden ser utilizados para obtener la frecuencia cardíaca. Hay dos tipos básicos de PPG: De transmitancia y de reflectancia. En el primero la fuente de luz se encuentra al lado opuesto de un fotodetector, mientras que en el segundo se encuentran situados en el mismo lado. Generalmente, la fuente de luz es un LED infrarrojo y el detector es un fototransistor. Cuando el tejido es iluminado por la fuente, una parte es absorbida, otra es reflejada y otra es transmitida, cantidades que varían dependiendo del volumen sanguíneo que se tiene en ese instante; una intensidad más baja en la luz reflejada indica un volumen sanguíneo mayor. La señal de PPG tiene dos componentes: El componente AC, que resulta de los cambios pulsátiles en el volumen sanguíneo arterial y que puede ser usado para obtener la frecuencia cardíaca, y el componente DC que está relacionado con los tejidos, los huesos y el volumen sanguíneo medio, como se observa en la Figura 1.2. El componente AC constituye una parte muy pequeña de la señal, por lo tanto, para poder analizarlo, se debe eliminar el componente DC (Saquib, Papon, Ahmad, & Rahman, 2015).



**Figura 1.2** Señal de fotoplestismografía. Tomado de (Saquib et al., 2015).

- Seismocardiografía (SCG):** Consiste en el registro de las vibraciones de la pared torácica que ocurren como respuesta a los latidos del corazón, reflejando aspectos mecánicos de la actividad cardíaca (Yang & Tavassolian, 2015). Usa sensores conocidos como acelerómetros, que con el desarrollo de Sistemas Microelectromecánicos (MEMS), son muy pequeños y de bajo peso, por lo que se pueden obtener mejores resultados (Kumar & Anil, 2015). La señal de SCG contiene varios puntos notables, que corresponden con el cierre de la válvula mitral (MC), la contracción ventricular isovolumétrica (IM), la apertura de la válvula aórtica (AO) y el cierre de la válvula aórtica (AC). La frecuencia cardíaca se puede calcular de dos formas: A partir de la transformada de la señal y mediante la búsqueda del inicio de cada latido, y a partir de este reconocimiento realizar el cálculo correspondiente. Los latidos de la señal de SCG se pueden reconocer mediante la detección de sus puntos más significativos, para lo que se cuenta con varios enfoques (Figura 1.3). Uno consiste en identificar las principales deflexiones positivas y negativas de cada latido; otro enfoque se basa en una combinación de filtrado y detección de picos máximos mediante wavelets; y el último se basa en la correlación cruzada, es decir, busca la relación entre una plantilla y segmentos de señal consecutivos con un alto grado de similitud (Pouymiró, Córdova, & Pérez, 2017).



**Figura 1.3** Señal de ECG comparada con señal de SCG. Tomado de (Pouymiró et al., 2017).

### ○ **Análisis de la VFC**

- **Métodos en el dominio del tiempo:** Con estos métodos es posible obtener la frecuencia cardíaca en cualquier punto en el tiempo o los intervalos entre complejos QRS sucesivos. Algunas de las variables que puede ser calculadas son: promedio del intervalo NN (es lo mismo que el intervalo RR), promedio de la frecuencia cardíaca, diferencia entre el mayor y el menor intervalo NN, diferencia de la frecuencia cardíaca entre el día y la noche, entre otros (Task Force of The European Society of Cardiology, 1996).
  - **Métodos estadísticos:** Las medidas se calculan a partir de ciclos de intervalos registrados por un período de tiempo prolongado, y se pueden dividir en dos clases: las que se derivan directamente de los intervalos NN y las que se derivan de la diferencia de los intervalos. La variable más fácil de calcular es la desviación estándar del intervalo NN (SDNN), que corresponde a la raíz cuadrada de la varianza; incluye variaciones de alta frecuencia, así como componentes de baja frecuencia. Esta variable depende de la duración del período de registro, por lo tanto, ésta debe ser estandarizada; para períodos cortos es común tener registros de 5 minutos, mientras que para períodos largos se utilizan registros de 24 horas. Otras variables que pueden ser calculadas a partir de las diferencias entre los intervalos son: el cuadrado de la raíz media de los intervalos NN consecutivos (RMSSD), número de diferencias entre intervalos NN adyacentes mayores de 50 ms (NN50), y la proporción derivada de la división de NN50 por el número total de intervalos NN (pNN50); todas estas variables estiman variaciones de alta frecuencia, por lo que están altamente correlacionadas.
  - **Métodos geométricos:** Los intervalos NN pueden ser convertidos en patrones geométricos para posteriormente usar una fórmula simple basada

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.



en las propiedades geométricas de los patrones resultantes. Generalmente se usan tres aproximaciones: Medida básica de un patrón geométrico, interpolación de los patrones por medio de una función matemática definida, y clasificación de la forma geométrica en diferentes categorías que representan diferentes clases de VFC. La mayoría de estos métodos requieren que los intervalos NN sean convertidos a una escala discreta que permita la construcción de histogramas suavizados. Las medidas que se pueden obtener son: Índice triangular de la VFC, que es el número total de intervalos NN dividido por la altura del histograma de todos los intervalos NN medidos en una escala discreta; interpolación triangular del histograma de intervalos NN, que es el ancho de la línea base de la distribución medida como la base del triángulo; índice diferencial, que es la diferencia entre los anchos del histograma de diferentes intervalos NN adyacentes; y el índice logarítmico, que es una aproximación de las diferencias absolutas del histograma entre intervalos NN adyacentes. Para la construcción del patrón geométrico es necesario tener registros de al menos 20 minutos, aunque es preferible 24 horas, por lo que estos métodos no son muy adecuados para evaluar cambios en periodos cortos de tiempo.

(Task Force of The European Society of Cardiology, 1996)

- **Métodos en el dominio de la frecuencia:** Utilizan la Transformada Rápida de Fourier (FFT) para hallar la densidad espectral de potencia (PSD). Los componentes espectrales que se pueden hallar son:
  - **Registros de corta duración:** Hay tres componentes principales que se distinguen en un espectro calculado a partir de registros de 2 a 5 minutos: Muy baja frecuencia (VLF) ( $\leq 0.04$  Hz), al que no se le atribuye ningún proceso fisiológico específico; baja frecuencia (LF) (0.04 Hz – 0.15 Hz) y alta frecuencia (HF) (0.15 Hz – 0.4 Hz), que se relacionan con cambios en la modulación autonómica cardíaca. Además, se encuentra la relación LF/HF que refleja el balance simpático-vagal
  - **Registros de larga duración:** Comprenden componentes de ultra baja frecuencia (ULF) ( $\leq 0.003$  Hz), además de VLF, LF y HF.

(Task Force of The European Society of Cardiology, 1996)

- **Métodos tiempo-frecuencia**

- **Transformada Wavelet Continua:** Usa intervalos cortos de tiempo para analizar frecuencias altas e intervalos largos para analizar las frecuencias bajas. Gracias a esta propiedad los componentes de poca duración a altas frecuencias pueden ser observados correctamente. Además, permite

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

descomponer señales en diferentes resoluciones, lo que asegura mucha efectividad a la hora de analizar señales no estacionarias, como lo es un ECG. La Transformada Wavelet de una señal  $f(t)$  es definida como la integral en el tiempo de la señal, multiplicada por la función de wavelet  $\phi(t)$  corrida y escalada (García, 2014).

- **Transformada Wavelet Discreta (DWT):** Transforma un vector de datos de longitud  $n$  en otro vector de coeficientes wavelets de longitud  $n$ , usando un conjunto  $n$  de funciones bases ortogonales llamadas wavelets. Es similar a la Transformada de Fourier, pero a diferencia de las funciones base seno y coseno de ésta, los wavelets están localizados tanto en el espacio como en la escala (Azor, 2015).

- **Métodos no lineales**

- **Ploteo de Poincaré (PPA):** Es un mapa de retorno que permite hacer un análisis gráfico de la información y evaluar la VFC. En el diagrama, cada intervalo NN es graficado como una función del intervalo NN previo, y los valores de cada par de intervalos sucesivos definen un punto en la gráfica. Generalmente, se calculan tres índices: SD1, es la desviación estándar de la variabilidad de los intervalos NN de corta duración; SD2, es la desviación estándar de la variabilidad de los intervalos NN de larga duración; y radio SD1/SD2 que mide la actividad cardíaca (Voss, Schulz, Schroeder, Baumert, & Caminal, 2009) (Hsu et al., 2012).
- **Entropía aproximada (ApEn):** Permite cuantificar el grado de complejidad de un sistema a partir de una secuencia temporal que de éste provenga (Rodríguez & Altuve, 2014). Una secuencia de datos que contenga una gran cantidad de patrones repetitivos tendrá una ApEn más pequeña que una secuencia más irregular. Para calcularla de una serie temporal de longitud  $N$ , es necesario fijar dos parámetros: una longitud  $m$  y una ventana de tolerancia  $r$ . La ApEn mide la similitud logarítmica de que patrones próximos o repetitivos, separados menos que  $r$ , para  $m$  observaciones contiguas, permanezcan a una distancia menor que  $r$  en las siguientes comparaciones aumentando  $m$  (Cárdenas Granados, 2016).
- **Análisis de fluctuaciones sin tendencia (DFA):** Cuantifica la presencia o la ausencia de propiedad de correlación fractal de los intervalos NN y ha sido validado para datos en series temporales. Esa medida está parcialmente relacionada con cambios en la característica espectral del comportamiento de la frecuencia cardíaca. En cada segmento, los exponentes de escala de corto plazo,  $\alpha_1$  de 4-11 latidos, y de exponentes de escala de largo plazo,  $\alpha_2$  más de 11 latidos, son evaluados (Corrêa, Catai, Takakura, Machado, & Godoy, 2010).

## **2. METODOLOGÍA**

### **2.1 DISEÑAR EL SISTEMA PORTÁTIL MEDIANTE EL USO DE LAS METODOLOGÍAS DE DISEÑO DE CONCEPTO DE ULRICH CON EL FIN DE DETERMINAR LAS CARACTERÍSTICAS Y ESPECIFICACIONES QUE DEBE CUMPLIR EL EQUIPO.**

En la primera etapa del proyecto se realizó el diseño conceptual del dispositivo portátil para el análisis de la VFC en tiempo real, utilizando la metodología propuesta por Ulrich y Eppinger (Ulrich & Eppinger, 2013).

Inicialmente se realizó una revisión de la bibliografía con el objetivo de identificar las principales necesidades, y de esta forma, poder construir la lista de especificaciones con su respectiva calificación. A partir de esto se obtuvieron las entradas y salidas del sistema, así como las principales funciones que éste debía llevar a cabo, información con la que se construyó la matriz morfológica para la generación de los diferentes conceptos. Luego, estos fueron evaluados para seleccionar el ganador, utilizando como criterios de selección las necesidades identificadas anteriormente.

Finalmente se hizo una descripción del concepto ganador, explicando detalladamente las características más relevantes.

### **2.2 DESARROLLAR EL HARDWARE DEL SISTEMA POR MEDIO DE TÉCNICAS DE ADQUISICIÓN Y PROCESAMIENTO DE SEÑALES PARA LA OBTENCIÓN ANALÓGICA DE SEÑALES FISIOLÓGICAS.**

La segunda etapa consistió en implementar el circuito electrónico para la adquisición de la señal fisiológica seleccionada, es decir, la actividad eléctrica del corazón.

Se hizo un diagrama de bloques y se diseñó el circuito con todas las etapas de amplificación y filtrado requeridas, teniendo como guía la hoja de datos del componente INA333, y se procedió a su montaje en una protoboard para la realización de las respectivas pruebas de funcionamiento.

Finalmente, por medio del software Altium Designer se diseñó el circuito impreso. Una vez teniendo la tarjeta, se soldaron los componentes de montaje superficial y se realizaron las pruebas para comprobar su correcto funcionamiento.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

### **2.3 DESARROLLAR EL FIRMWARE DEL DISPOSITIVO PARA EL ANÁLISIS DE LA VARIABILIDAD DE LA FRECUENCIA CARDÍACA EN TIEMPO REAL, USANDO TÉCNICAS DE PROCESAMIENTO DIGITAL DE SEÑALES.**

En esta etapa se implementó un código para la obtención y análisis de la VFC en el dominio del tiempo y con métodos no lineales.

Se realizó el diagrama de flujo correspondiente, teniendo como base el algoritmo propuesto por Pan y Tompkins para la detección de complejos QRS (Pan & Tompkins, 1985). Finalmente, se desarrolló el código en el software Kinetis Design Studio que utiliza lenguaje de programación C, y se comprobó su correcto funcionamiento.

### **2.4 INTEGRAR EL HARDWARE Y EL FIRMWARE PARA LA VERIFICACIÓN DEL FUNCIONAMIENTO DEL SISTEMA.**

En la etapa final del proyecto, se unió el hardware y el firmware para poder obtener el prototipo final.

Inicialmente, se realizaron las pruebas de funcionamiento respectivas para el circuito impreso y el código en conjunto, y se procedió a la creación de una aplicación móvil para Android, por medio del entorno de desarrollo llamado MIT App Inventor, para mostrar las mediciones en tiempo y del gráfico de Poincaré, cada cierto período de tiempo. Luego se tomaron todas las medidas necesarias para la realización del diseño del componente externo utilizando el software Solid Edge.

Finalmente, se imprimió la carcasa en ABS utilizando una impresora 3D, y se hicieron las pruebas de funcionamiento del dispositivo final.

## 3. PRESENTACIÓN Y DISCUSIÓN DE RESULTADOS

### 3.1 DISEÑO DE CONCEPTO

Siguiendo la metodología propuesta por Ulrich y Eppinger, se generaron posibles conceptos del dispositivo y se seleccionó el más conveniente según las especificaciones y funciones que éste debe cumplir (Ulrich & Eppinger, 2013).

Inicialmente, se realizó una revisión de la bibliografía buscando los antecedentes más relevantes con el objetivo de identificar las necesidades. Un resumen de los dos más relacionados se encuentra a continuación:

Yamakawa y otros, en el año 2014, desarrollaron un sistema telemétrico para la medición de la VFC en tiempo real con un proceso de fabricación de bajo costo y un diseño de bajo consumo. El dispositivo portátil mide la señal de ECG, específicamente la derivación II, por medio de electrodos desechables, detecta los picos R y transmite la información de los RRI a un Smartphone vía Bluetooth, donde se almacena la información y se calcula la VFC. Para mejorar la vida útil de la batería, la duración del consumo de corriente durante la comunicación inalámbrica debe ser minimizada; por eso, el dispositivo telemétrico trabaja en tres modos: modo Tx, en el que se da la transmisión de la información principal; modo Rx, en el que se da una comunicación inalámbrica bidireccional en la que el receptor manda un mensaje de éxito y; finalmente, modo Stand-by, en el que se espera hasta la próxima transmisión con un consumo mínimo de corriente. Se concluyó que el sistema desarrollado funciona correctamente para personas de diferente edad y sexo, y tiene una probabilidad de error lo suficientemente baja y una resolución temporal adecuada para realizar un análisis de la VFC (Yamakawa et al., 2014).

En 2015, en la Universidad Nacional de Seúl, se desarrolló un dispositivo portátil para la medición de la señal eléctrica cardíaca, conectando un pequeño módulo de medición a un parche de hidrogel, en el que se imprime un arreglo de electrodos y se hace un recubrimiento para aislarlo. El módulo se compone de circuitos de amplificación y filtrado que detectan la señal de ECG, un acelerómetro para detectar el movimiento y la postura del cuerpo, un procesador que ejecuta el procesamiento de la señal y la transmisión de datos, una batería de litio que lo permite operar por 90 horas y un puerto serial. También, se desarrolló un algoritmo para la detección de los picos R, la obtención de su amplitud y RRI, para que fuera posible analizar la VFC cardíaca en el dominio del tiempo y de la frecuencia. Al analizar los resultados obtenidos en varios experimentos, se llegó a la conclusión de que el dispositivo es capaz de obtener medidas estables de ECG en actividades de la vida diaria, incluidas aquellas que tienen una cantidad de movimiento moderado, como caminar a 5km/h, y que es adecuado para todas aquellas aplicaciones que necesitan un monitoreo a largo plazo del ECG,

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

especialmente aquellas relacionadas con el sueño y las enfermedades crónicas (Ee, Oon, & Ark, 2016).

Una vez se identificaron las principales necesidades (Tabla 3.1), teniendo en cuenta diferentes factores que permiten el desarrollo óptimo del dispositivo, incluyendo los resultados mencionados disponibles en la literatura, y buscando tener un impacto positivo en los usuarios potenciales se construyó una lista de especificaciones que deben cumplirse, incluyendo sus medidas respectivas (Tabla 3.2).

**Tabla 3.1** Lista de necesidades identificadas en la bibliografía.

<b>Número</b>	<b>Necesidad</b>	<b>Importancia</b>
1	Exactitud en las mediciones	5
2	Dispositivo económico	3
3	Cómodo para el paciente	4
4	No presenta problemas alérgicos	4
5	Facilidad para usarlo	2
6	Es portable	5
7	Su peso es ligero	4
8	No se afecta con la humedad	5
9	No limita los movimientos del paciente	4
10	Larga duración de la batería	4
11	Análisis de datos en tiempo real	5
12	Interfaz amigable para interpretar datos	3
13	Dispositivo de bajo consumo eléctrico	4
14	No requiere conocimiento previo por parte del usuario	2
15	No es invasivo	5

**Tabla 3.2** Lista de especificaciones formuladas.

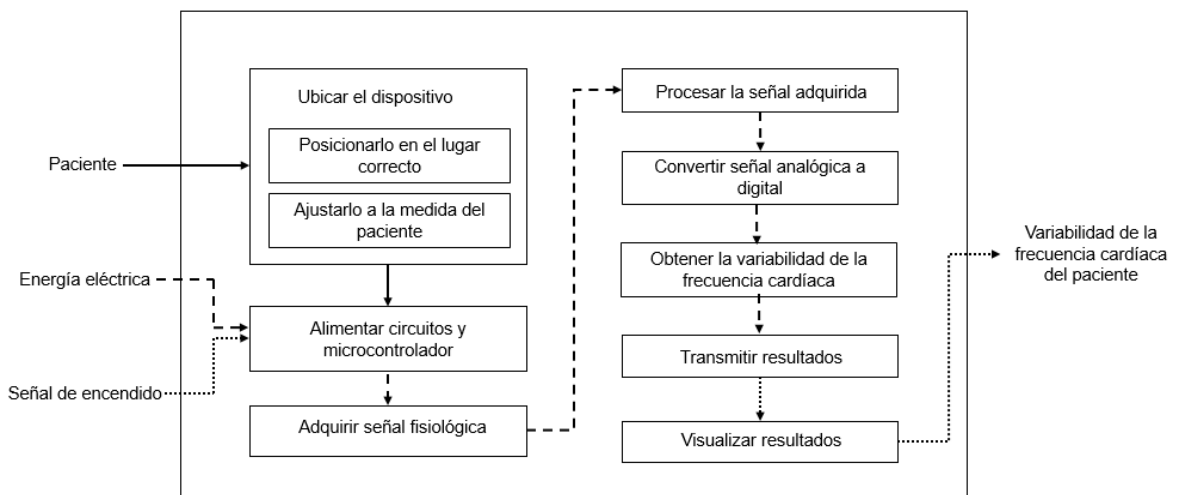
<b>Núm.</b>	<b>Núm. necesidad</b>	<b>Medida</b>	<b>Imp.</b>	<b>Unidades</b>	<b>Valor estimado</b>
1	3, 6, 7, 9	Masa total	3	Gramos	<400
2	10, 13	Voltaje requerido	4	Voltios	3.3
3	10, 13	Corriente requerida	4	Miliamperios	10
4	10, 13	Duración de la batería	5	Horas	2
5	3, 4	Aceptación alergénica	5	Sí/No	Sí
6	8	Resistencia a la humedad	5	Sí/No	Sí
7	3, 5	Tiempo de postura	2	Minutos	<5
8	1	Sensibilidad	5	Porcentaje	90
9	3, 6, 7, 9	Área total	4	Centímetros <sup>2</sup>	40
10	5, 12, 14	Capacitación previa	2	Sí/No	No
11	2	Precio por unidad	3	Pesos	200.000
12	11	Delay	4	Segundos	<1
13	15	Sistema externo al cuerpo	5	Sí/No	Sí

A partir de esto, se identificaron las entradas al sistema: energía eléctrica, para alimentar los circuitos de adquisición de la señal y el microcontrolador; señal de encendido, la cual indica el comienzo de la toma de datos; y el paciente, que es la persona que va a ser evaluada. En este caso, el sistema sólo tiene una salida que corresponde a la variabilidad de la frecuencia cardíaca, que es el resultado del procesamiento de la señal fisiológica adquirida. Teniendo esto se realizó el diagrama de caja negra y el diagrama de funciones, que se observan en la Figura 3.1 y en la Figura 3.2, respectivamente.



**Figura 3.1** Diagrama de caja negra.

Inicialmente, el dispositivo debe adquirir la señal fisiológica del paciente que va a ser evaluado. Esta señal es procesada en tiempo real, con el objetivo de hallar los intervalos RR, y de este modo obtener las diferentes mediciones de la variabilidad de la frecuencia cardíaca, valores que pueden ser observados por el usuario. Conociendo las principales funciones que cumple el dispositivo (Anexo 1), así como las entradas y salidas del sistema, se realizó el diagrama de funciones (Figura 3.2).



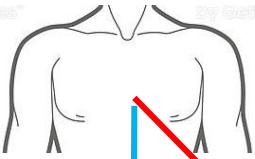
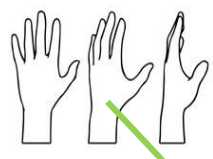
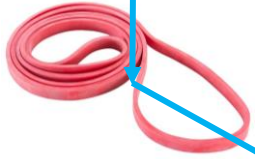





**Figura 3.2** Diagrama de funciones.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.


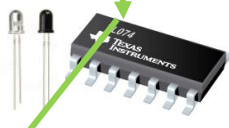
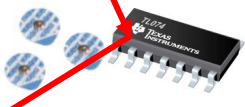
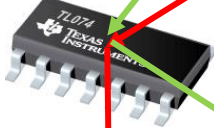
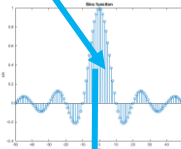








Una vez determinadas las funciones, se plantearon las posibles soluciones para lograr llevar a cabo cada una de ellas. Éstas se pueden visualizar en la Tabla 3.3, y son descritas detalladamente en el Anexo 2. Finalmente, para la definición de los conceptos, se seleccionaron tres combinaciones de las soluciones, que también se encuentran en la Tabla 3.3 representadas por flechas de diferentes colores: azul para el concepto 1, rojo para el concepto 2, y verde para el concepto 3. Su evaluación se encuentra en la Tabla 3.4, utilizando como criterios de selección las necesidades identificadas previamente, cada una con su respectiva ponderación de acuerdo a la importancia que le fue asignada.






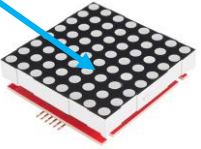
**Tabla 3.3** Matriz morfológica y definición de conceptos.

Función		Conceptos		
Ubicar el dispositivo	Posicionarlo en el lugar correcto	<b>Pecho:</b>  (Getty Images, 2018)	<b>Muñeca:</b>  (Shutterstock, 2018)	
	Ajustarlo a la medida del paciente	<b>Banda elástica:</b>  (DECATHLON, 2018)	<b>Velcro:</b>  (B&H, 2018)	<b>Hebilla plástica:</b>  (Mercado Libre, 2018)
Alimentar circuitos y microcontrolador		<b>Batería de iones de litio:</b>  (EngeHall, 2018)	<b>Batería de níquel-metal hidruro:</b>  (Amazon, 2018)	<b>Batería alcalina:</b>  (Equipos y Laboratorio, 2018)

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

<p>Adquirir señal fisiológica</p>	<p><b>Electrodos y circuito integrado ADS1292R:</b></p>  <p>(Texas Instruments, 2018) (HETPRO, 2018)</p>	<p><b>LEDs, fotodiodo y circuito basado en amplificadores operacionales y de instrumentación:</b></p>  <p>(Texas Instruments, 2018) (Mercado Libre, 2018)</p>	<p><b>Electrodos y circuito basado en amplificadores operacionales y de instrumentación:</b></p>  <p>(HETPRO, 2018) (Texas Instruments, 2018)</p>
<p>Procesar la señal adquirida</p>	<p><b>Procesamiento analógico:</b></p>  <p>(Texas Instruments, 2018)</p>	<p><b>Procesamiento digital:</b></p>  <p>(Askaruly, 2015)</p>	<p style="background-color: #cccccc;"> </p>
<p>Convertir la señal analógica a digital</p>	<p><b>Microcontrolador KL27:</b></p>  <p>(RS, 2018)</p>	<p><b>Arduino UNO:</b></p>  <p>(SPARKPCB, 2018)</p>	<p><b>Raspberry Pi 2:</b></p>  <p>(Raspberry Pi, 2018)</p>
<p>Obtener la variabilidad de la frecuencia cardíaca</p>	<p><b>Microcontrolador KL27:</b></p>  <p>(RS, 2018)</p>	<p><b>Arduino UNO:</b></p>  <p>(SPARKPCB, 2018)</p>	<p><b>Raspberry Pi 2:</b></p>  <p>(Raspberry Pi, 2018)</p>

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

<p>Transmitir resultados</p>	<p><b>Comunicación serial alámbrica:</b></p>  <p>(ALSW, 2018)</p>	<p><b>Bluetooth:</b></p>  <p>(LOGOK, 2018)</p>	<p><b>WiFi:</b></p>  <p>(SeekLogo, 2018)</p>
<p>Visualizar la variabilidad de la frecuencia cardíaca</p>	<p><b>Pantalla externa LCD</b></p>  <p>(BricoGeek, 2018)</p>	<p><b>Pantalla de Smartphone.</b></p>  <p>(Samsung, 2018)</p>	<p><b>Pantalla de matriz de puntos:</b></p>  <p>(SparkFun, 2018)</p>

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

**Tabla 3.4** Evaluación y selección del concepto.

<b>Necesidad</b>	<b>Porcentaje</b>	<b>Concepto 1</b>	<b>Concepto 2</b>	<b>Concepto 3</b>
Exactitud en las mediciones	9	5	5	2
Dispositivo económico	5	3	4	4
Cómodo para el paciente	7	3	3	5
No presenta problemas alérgicos	7	4	5	5
Facilidad para usarlo	2	5	5	5
Es portable	9	4	4	5
Su peso es ligero	7	4	4	4
No se afecta con la humedad	8	2	4	3
No limita los movimientos del paciente	7	3	5	5
Larga duración de la batería	7	3	4	4
Análisis de datos en tiempo real	9	5	5	5
Interfaz amigable	5	2	5	3
Dispositivo de bajo consumo eléctrico	7	4	4	4
No requiere conocimiento previo por parte del usuario	2	4	4	5
No es invasivo	9	5	5	5
<b>TOTAL</b>	<b>100</b>	<b>3.77</b>	<b>4.41</b>	<b>4.21</b>

El concepto ganador es el dos: El dispositivo se ubica en el pecho del paciente, es decir, la señal fisiológica a partir de la cual se va a obtener la VFC es ECG; y se ajusta por medio de una correa de velcro, que hace que el movimiento del dispositivo, y por tanto, de los sensores, sea mínimo, disminuyendo el posible ruido presente en la señal, sin interferir con la comodidad del paciente. Tanto el circuito de adquisición, como el microcontrolador serán alimentados por una batería de litio recargable, la cual tiene un tamaño adecuado y garantiza el funcionamiento del sistema por un período continuo de al menos dos horas. La adquisición de la señal se hace utilizando amplificadores operacionales, amplificadores de instrumentación, y electrodos como transductores; su procesamiento es analógico, y también se hace por medio de amplificadores operacionales, los cuales permiten llevar a cabo las etapas de amplificación y filtrado necesarias para este biopotencial. El microcontrolador KL27 de la marca NXP, que se programa por medio del software libre Kinetis Design Studio 3 IDE, convierte la señal analógica a digital y permite obtener la VFC en tiempo real. Finalmente, para hacer posible la visualización de los resultados

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

obtenidos por parte del usuario, los datos se transmiten por medio de un módulo Bluetooth a un Smartphone, con sistema operativo Android, que permite el desarrollo de una aplicación para tener una interfaz gráfica agradable e intuitiva.

El microcontrolador que se mencionó anteriormente, KL27, es ideal para aplicaciones que requieren bajo consumo de energía, alto desempeño y bajo costo. Dentro de sus principales características se encuentran: Reloj interno de 48MHz de alta precisión, memoria Flash de hasta 256KB, memoria RAM de 32KB, módulo ADC de 16 bits, dos módulos UART de bajo consumo y voltaje de operación entre 1.71 V y 3.6 V (Mklzvf, 2016). Además, cuenta con el procesador Cortex-M0 de 48MHz, que es el más eficiente en el consumo de energía desarrollado por ARM y tiene un alto desempeño (ARM, 2018).

La ubicación del dispositivo es uno de los parámetros más importantes a la hora de desarrollar el proyecto, pues de esto depende la ubicación de los sensores que se van a utilizar para obtener la señal fisiológica. Como se dijo anteriormente, se seleccionó el pecho para posicionar el dispositivo. En esta zona del cuerpo es posible usar electrodos para medir la actividad eléctrica cardíaca que se da por la despolarización del corazón, es decir, es posible obtener la señal de ECG. La otra opción que se tenía era ubicar los sensores en las muñecas; aunque es posible obtener la señal de ECG desde este punto, la alternativa se refería a utilizar la señal de PPG, que se basa en métodos ópticos. Ésta es muy dependiente de algunas características del paciente, como: temperatura, estructura y color de la piel; además se ve muy afectada por la luz del ambiente y los artefactos por movimiento (Banerjee et al., 2013).

Se han realizado algunos estudios que demuestran que la variabilidad de la frecuencia cardíaca que se obtiene a partir de la señal de PPG no es pertinente para aplicaciones que requieren alta precisión; por ejemplo, en un estudio realizado en Corea en el año 2015, se demostró que incluso cuando ambas señales (PPG y ECG) eran tomadas en el mismo momento, el intervalo RR hallado con la primera no coincidía con el que se halló con la segunda, debido a que la fisiología del cuerpo humano tiene diferentes efectos no lineales en el flujo sanguíneo (Park, Jang, Park, & Youm, 2015). En otro estudio realizado en el 2017 para la detección automática de crisis epilépticas en un ambiente hospitalario, basado en dispositivos portátiles para la medición de ECG y de PPG, se llegó a la conclusión de que esta última es afectada drásticamente por los artefactos por movimiento, por lo que un 55% de las crisis, valor considerablemente elevado, no pudieron ser detectadas. Estos artefactos por movimiento se presentan principalmente por las variaciones que hay en el acople entre la piel y los sensores ópticos, lo que impide que se obtenga una variabilidad de la frecuencia cardíaca confiable (Vandecasteele et al., 2017).

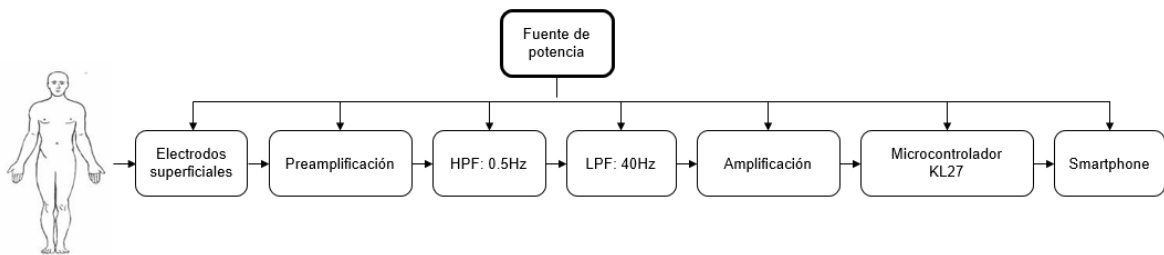
Aunque la señal de PPG, por la zona del cuerpo en la que se ubican los sensores, sería la más adecuada para el desarrollo de un dispositivo portátil, se seleccionó la señal de ECG por las razones que se mencionaron previamente, es decir, es esencial adquirir una señal buena y confiable para poder obtener la VFC y que sea posible analizarla correctamente.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

## 3.2 DISEÑO Y DESARROLLO DEL HARDWARE DEL SISTEMA

### 3.2.1 Diagrama de bloques del circuito electrónico

El hardware del sistema consiste en el circuito electrónico para la adquisición de ECG, señal fisiológica que será procesada para obtener la VFC. Teniendo en cuenta que los transductores que se van a utilizar son electrodos superficiales, y que sólo es necesario obtener una derivación cardíaca, se construyó el diagrama de bloques observado en la Figura 3.3.



**Figura 3.3** Diagrama de bloques circuito para adquisición de ECG

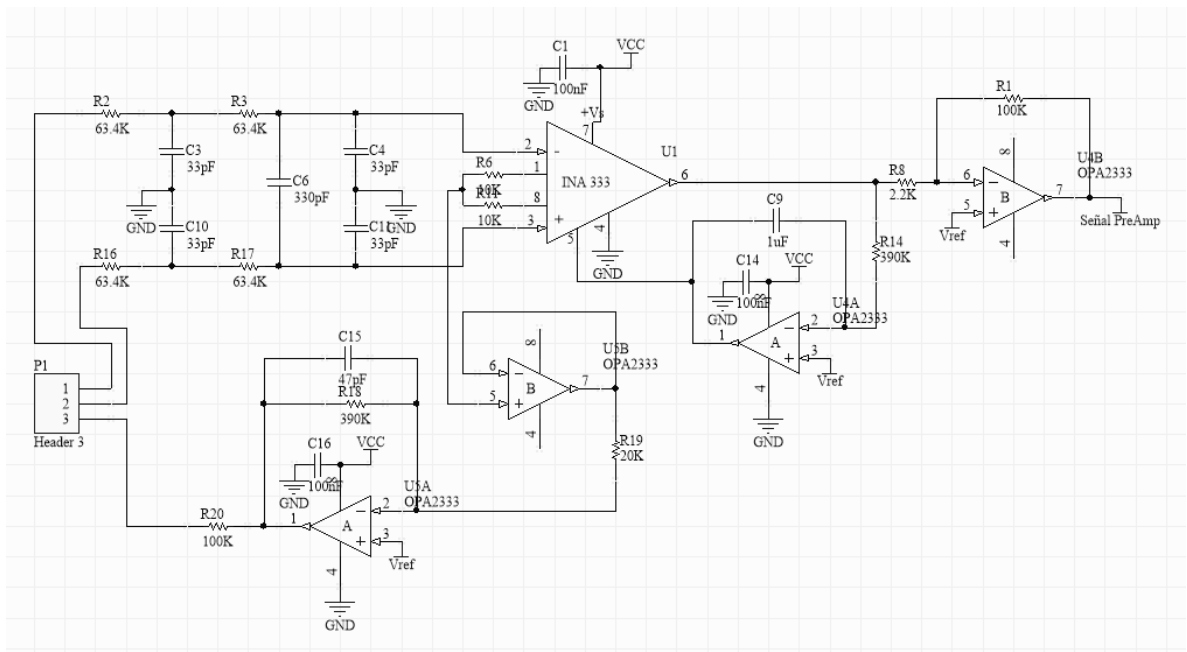
El diagrama de bloques anterior está constituido por cuatro etapas principales. En la primera se da la adquisición de la señal a partir de la medida y los transductores utilizados, que en este caso serían la actividad eléctrica cardíaca del usuario y los electrodos superficiales. Luego, se encuentra el acondicionamiento de la señal que consta de varias etapas de amplificación y filtrado, según lo recomendado en la literatura. Finalmente, están las dos últimas etapas, que son el procesamiento y análisis de la señal que se hace utilizando el microcontrolador KL27, y la visualización de los resultados obtenidos en un Smartphone por medio de un módulo Bluetooth HC06.

### 3.2.2 Diseño del circuito electrónico

Teniendo en cuenta lo anterior, se realizó el diseño del circuito en el software Altium Designer. Se podía hacer con amplificadores operacionales y de instrumentación, de alimentación sencilla o de alimentación dual. Se seleccionaron los primeros, teniendo en cuenta que se busca tener un dispositivo portátil y esto permite disminuir el espacio ocupado por la batería. En el laboratorio de Bioinstrumentación de la Universidad EIA, se cuenta con los componentes INA333 y OPA2333 fabricados por Texas Instruments, por lo que fueron utilizados en el diseño y la implementación del circuito.

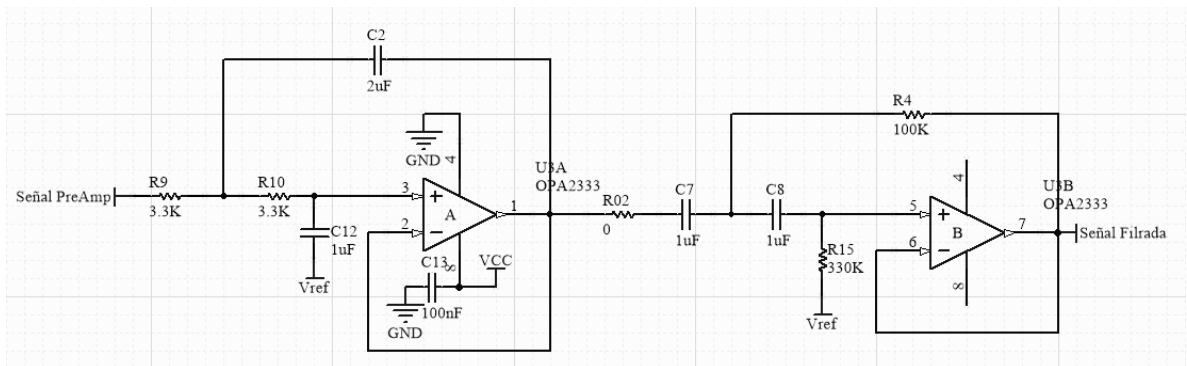
Para la etapa de preamplificación se usó como guía el circuito que se encuentra propuesto en la hoja de datos del INA333 (Texas Instruments, 2015). En la Figura 3.4 se observa el resultado obtenido.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.



**Figura 3.4** Etapa de preamplificación de la señal de ECG.

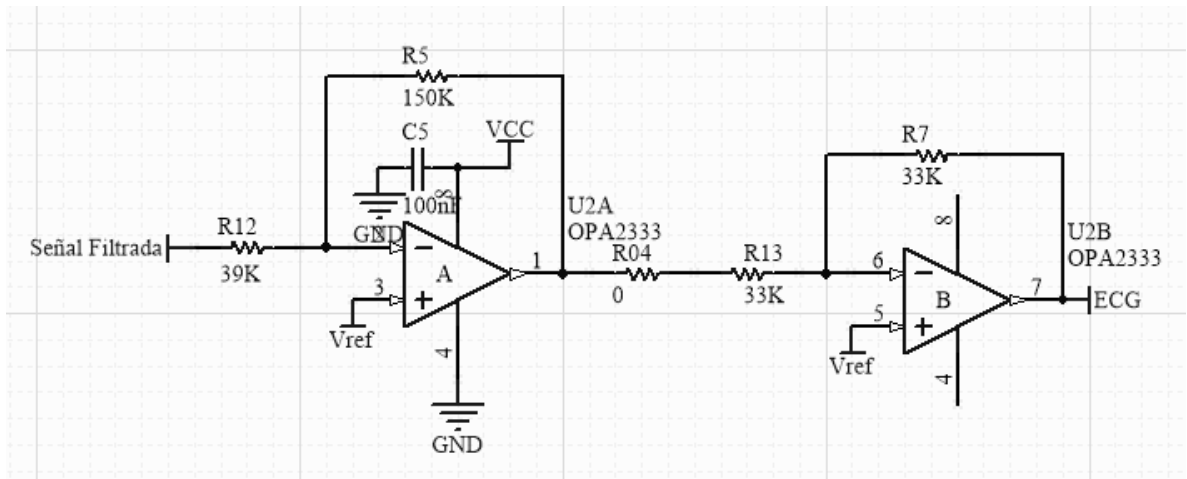
Sabiendo que la función principal del dispositivo es el monitoreo, las frecuencias de corte ideales para la etapa de filtrado son 0.5 Hz y 40 Hz, tal como se observa en el diagrama de bloques mostrado en la Figura 3.3, que es lo que se recomienda en la literatura. Dado que es un biopotencial, se diseñaron filtros Butterworth, que son los más adecuados para este tipo de señales. Para hacerlo se utilizó FilterPro, software de diseño de filtros activos desarrollado por Texas Instruments. Una vez conocidos los valores de las resistencias y los capacitores tanto para el filtro pasa altas como para el filtro pasa bajas, se realizó el diseño que se observa en la Figura 3.5.



**Figura 3.5** Etapa de filtrado de la señal de ECG.

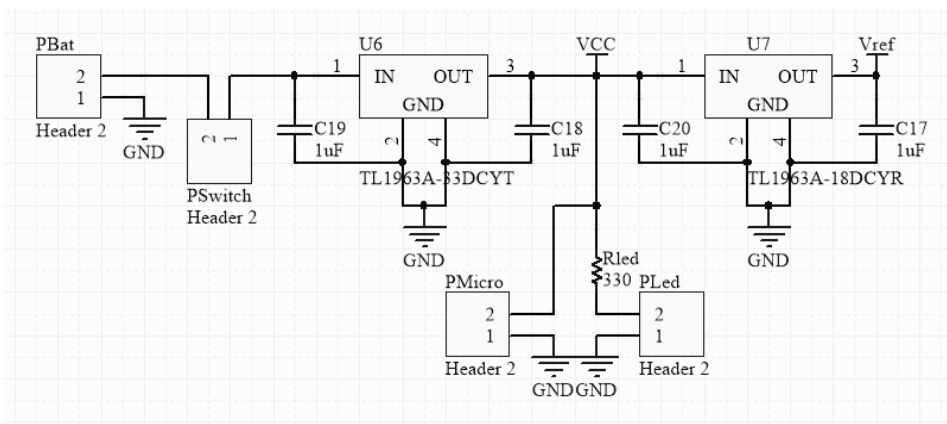
La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

La última etapa de procesamiento analógico de la señal corresponde a la amplificación, en la que se tiene una ganancia de 4 y está constituida por dos amplificadores inversores (Figura 3.6).



**Figura 3.6** Etapa de amplificación de la señal.

Finalmente, para la alimentación del circuito y del microcontrolador, se utilizaron los reguladores de voltaje TL1963A-18 y TL1963A-33, fabricados por Texas Instruments, para obtener 1.8V y 3.3V, respectivamente, a partir del voltaje de 3.7 V entregado por la batería. Además se utilizó un switch que permite el paso de la corriente para encender el dispositivo, y un diodo emisor de luz que indica que efectivamente, éste se encuentra encendido, tal como se observa en la Figura 3.7.



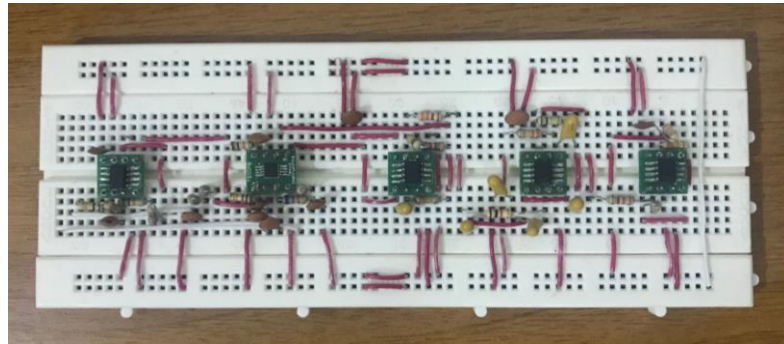
**Figura 3.7** Alimentación del circuito y el microcontrolador.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.



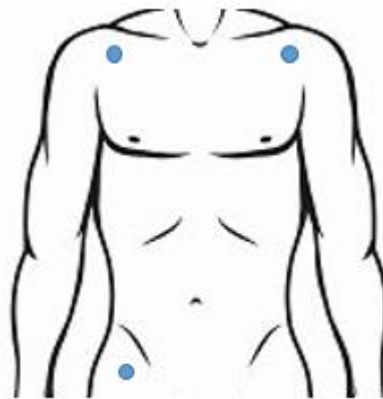
### 3.2.3 Pruebas de funcionamiento del circuito electrónico

Una vez terminado el diseño del circuito, se procedió a realizar su montaje en una protoboard para realizar las pruebas de funcionamiento, utilizando los componentes adecuados que se encontraban en el laboratorio de Bioinstrumentación y Procesamiento de Señales de la Universidad EIA (Figura 3.8).



**Figura 3.8** Montaje del circuito de adquisición de ECG en una protoboard.

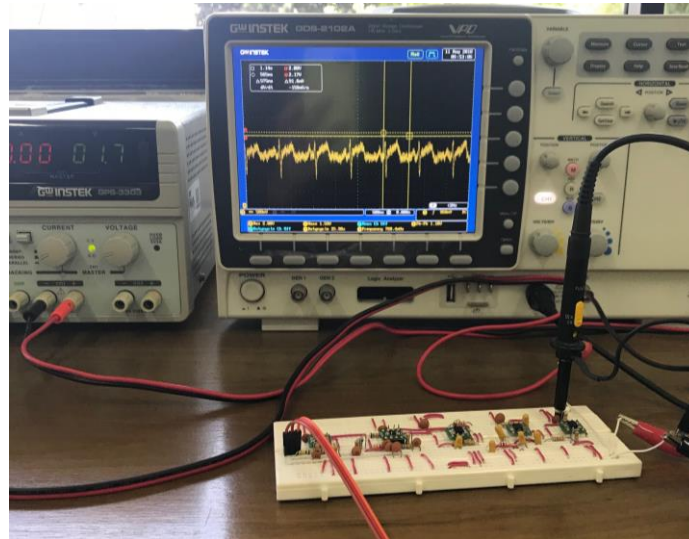
Generalmente, para obtener la señal de ECG, los electrodos superficiales se ubican en el cuerpo del paciente en unos puntos anatómicos que ya se encuentran determinados para cada derivación cardíaca, por ejemplo, para la segunda, que es la que se utiliza en el proyecto, éstos se ubican en brazo derecho, brazo izquierdo y pierna derecha, como se observa en la Figura 3.9.



**Figura 3.9** Ubicación de los electrodos superficiales.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Para realizar las pruebas de funcionamiento, se usó el circuito previamente fabricado. En éste no se utilizaron los reguladores de voltaje que se tienen en el diseño realizado en Altium Designer, por lo tanto, por medio de una fuente de poder dual se alimentó el circuito con los dos voltajes requeridos: 1.8V y 3.3V. Por medio de un osciloscopio se evaluó la señal obtenida en cada etapa y se comprobó que el resultado estuviera de acuerdo con lo esperado. En la Figura 3.10 se puede observar el montaje y la salida final del circuito.

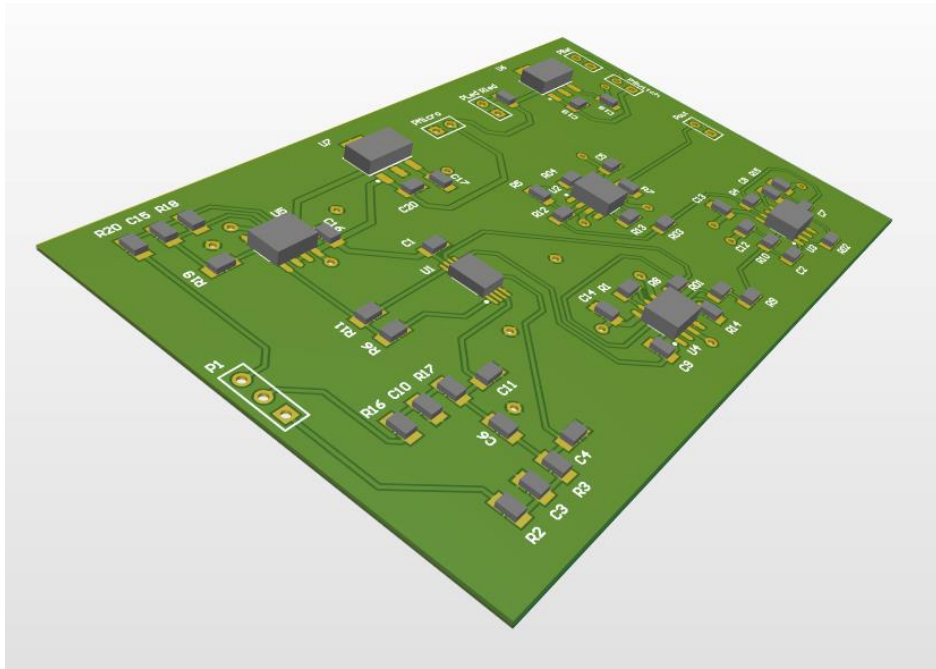


**Figura 3.10** Prueba de funcionamiento del circuito electrónico

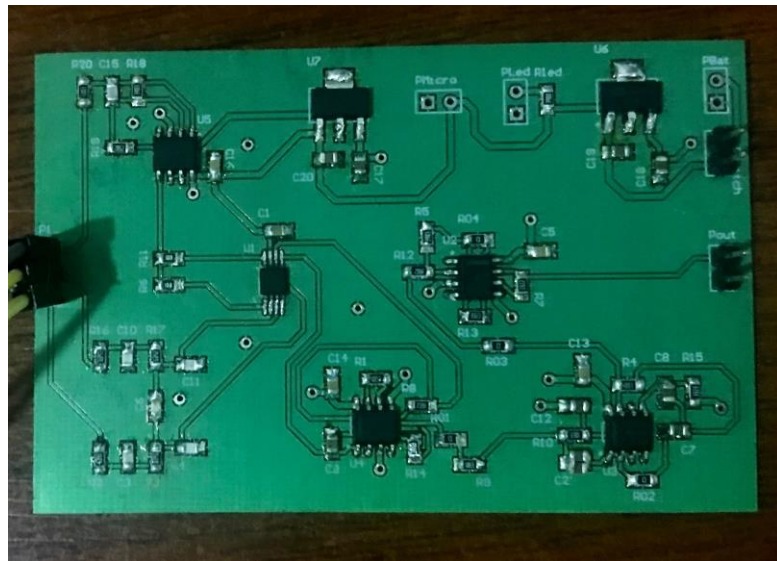
### **3.2.4 Fabricación de la tarjeta de circuito impreso (PCB)**

Luego de comprobar la funcionalidad del circuito se diseñó la PCB, utilizando el software Altium Designer, de forma que ésta resultara de las mismas dimensiones que la placa de desarrollo del microcontrolador KL27 para facilitar la construcción del componente externo en la última etapa del proyecto (Figura 3.11).

Se envió a la empresa de manufactura electrónica, Colcircuitos, para su impresión. Una vez se tenía la tarjeta, se soldaron los componentes de montaje superficial correspondientes, obteniendo la PCB que se observa en la Figura 3.12.



**Figura 3.11** Vista ortogonal PCB en 3D.



**Figura 3.12** PCB final.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

### 3.2.5 Pruebas de funcionamiento de la tarjeta impresa

Al igual que en las pruebas realizadas para el circuito electrónico, se utilizó una fuente de poder para alimentar la PCB. En este caso, dado que se tienen soldados los reguladores de voltaje que permiten obtener los voltajes necesarios, con la fuente se obtuvieron 3.7 V, pues es el valor que se obtiene con la batería recargable que se va a utilizar en el dispositivo final. Por medio el osciloscopio se comprobó el correcto funcionamiento de cada una de las etapas y se pudo observar la señal que se obtiene finalmente para ser procesada en el microcontrolador (Figura 3.13).

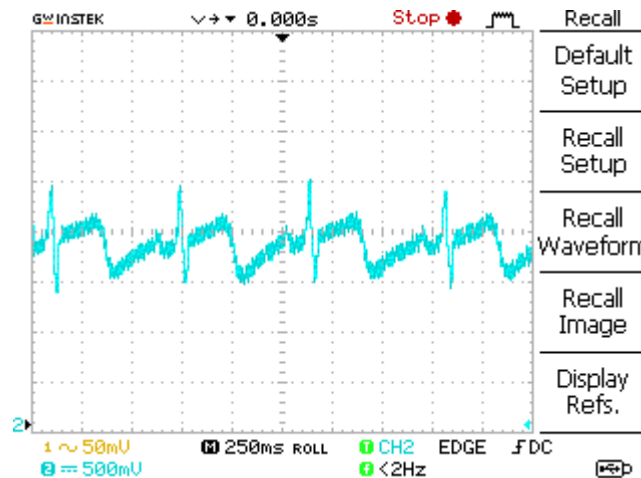


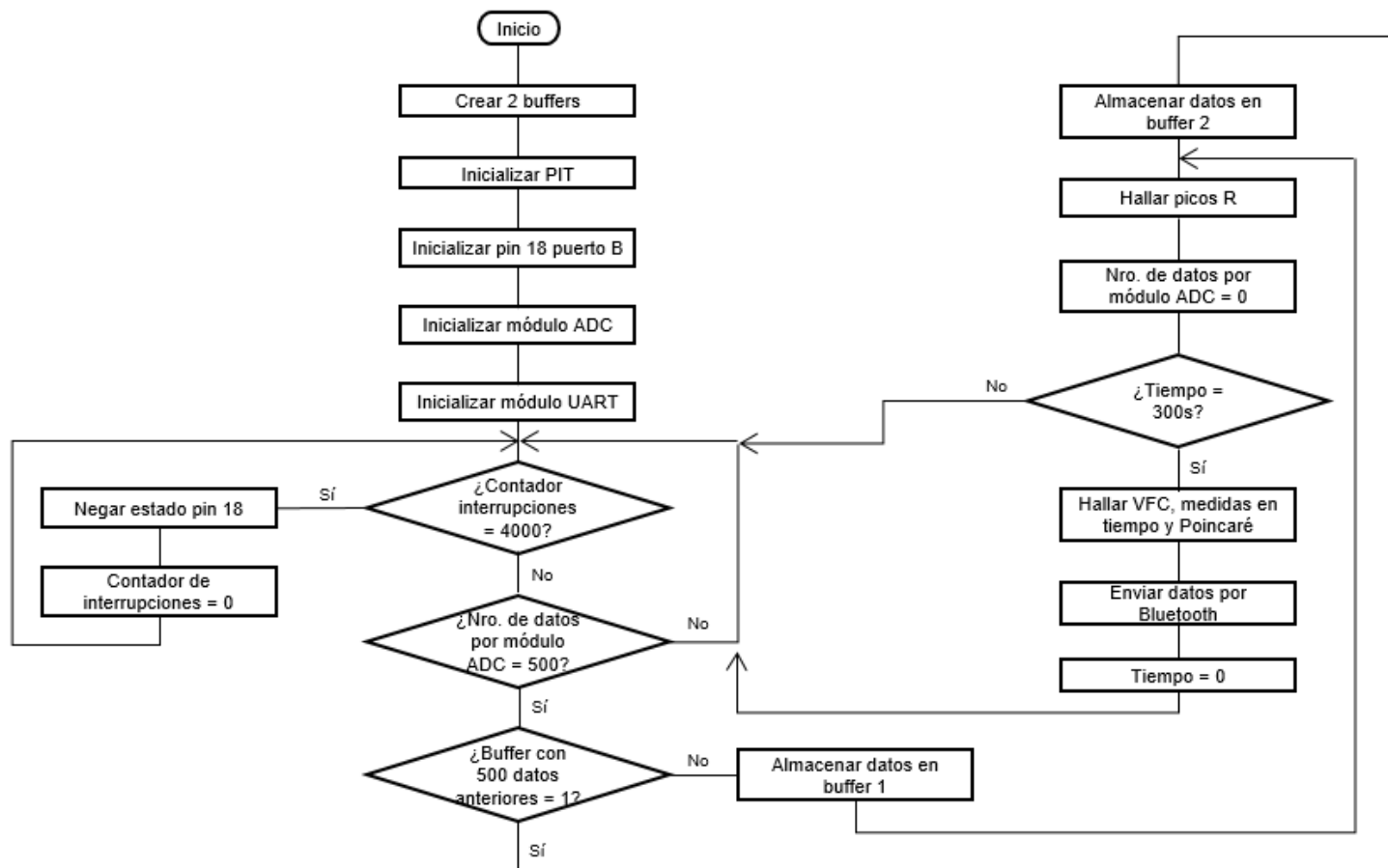
Figura 3.13 Señal de ECG obtenida con la PCB

### 3.3 DESARROLLO DEL FIRMWARE DEL SISTEMA

Se desarrolló un algoritmo para realizar el procesamiento digital de la señal adquirida previamente, es decir, la señal de ECG, y derivar la información de la VFC por medio del microcontrolador. Para hacerlo se usó el software Kinetis Design Studio que trabaja con lenguaje de programación C.

Inicialmente se crean dos buffers, es decir, dos espacios de memoria que garantizan que los datos obtenidos durante cierto período de tiempo, en este caso 2 segundos, no se modifican antes de que se hayan analizado y se haya obtenido la información que se requiere. Luego se inicializan el temporizador de interrupciones periódicas (PIT) y el pin 18 del puerto B. El primero genera interrupciones cada 4 ms, en cada una de ellas se incrementa un contador y se lee la información disponible en el módulo ADC. El segundo se inicializa como salida, y es el pin al que se encuentra conectado el diodo emisor de luz que indica que el microcontrolador está funcionando correctamente.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.



**Figura 3.14** Diagrama de bloques del firmware del sistema.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Para la adquisición de los datos se inicializa uno de los módulos de conversión analógica a digital (ADC). La frecuencia de muestreo utilizada es de 250 Hz, valor que cumple con el teorema de Nyquist, teniendo en cuenta que la frecuencia máxima de la señal de ECG para esta aplicación es de 40 Hz. Para la comunicación serial con el Smartphone por medio de Bluetooth se inicializa el módulo UART que permite la transmisión y recepción de datos.

Finalmente se hace un ciclo infinito. En éste, cuando se han dado 4000 interrupciones, se llama una función para reiniciar el contador de interrupciones y negar el estado del pin 18 del puerto B al que se encuentra conectado el diodo emisor de luz, es decir, encenderlo si se encuentra apagado o viceversa. Además, cuando el número de datos disponibles en el módulo ADC es igual a 500, estos se guardan en uno de los dos buffers y se llama la función que permite obtener las posiciones de los picos R, las cuales, se van acumulando en espacios de memoria hasta que se tienen datos correspondientes a un período de 5 minutos. Cuando la condición vuelve a cumplirse, los datos se guardan en el otro buffer, y así sucesivamente. El valor de 500 se estableció según la frecuencia de muestreo, como en este caso es de 250 Hz, lo anterior se va a dar cada 2 segundos, lo que garantiza que en ese intervalo de tiempo se encuentre al menos un pico R, evitando posibles errores en la ejecución del firmware. Una vez han pasado 5 minutos, se llama la función que, teniendo como entrada las posiciones de los picos R previamente halladas, permite obtener la VFC y las medidas en tiempo y no lineales seleccionadas. Por último, se envía la información encontrada por medio de Bluetooth.

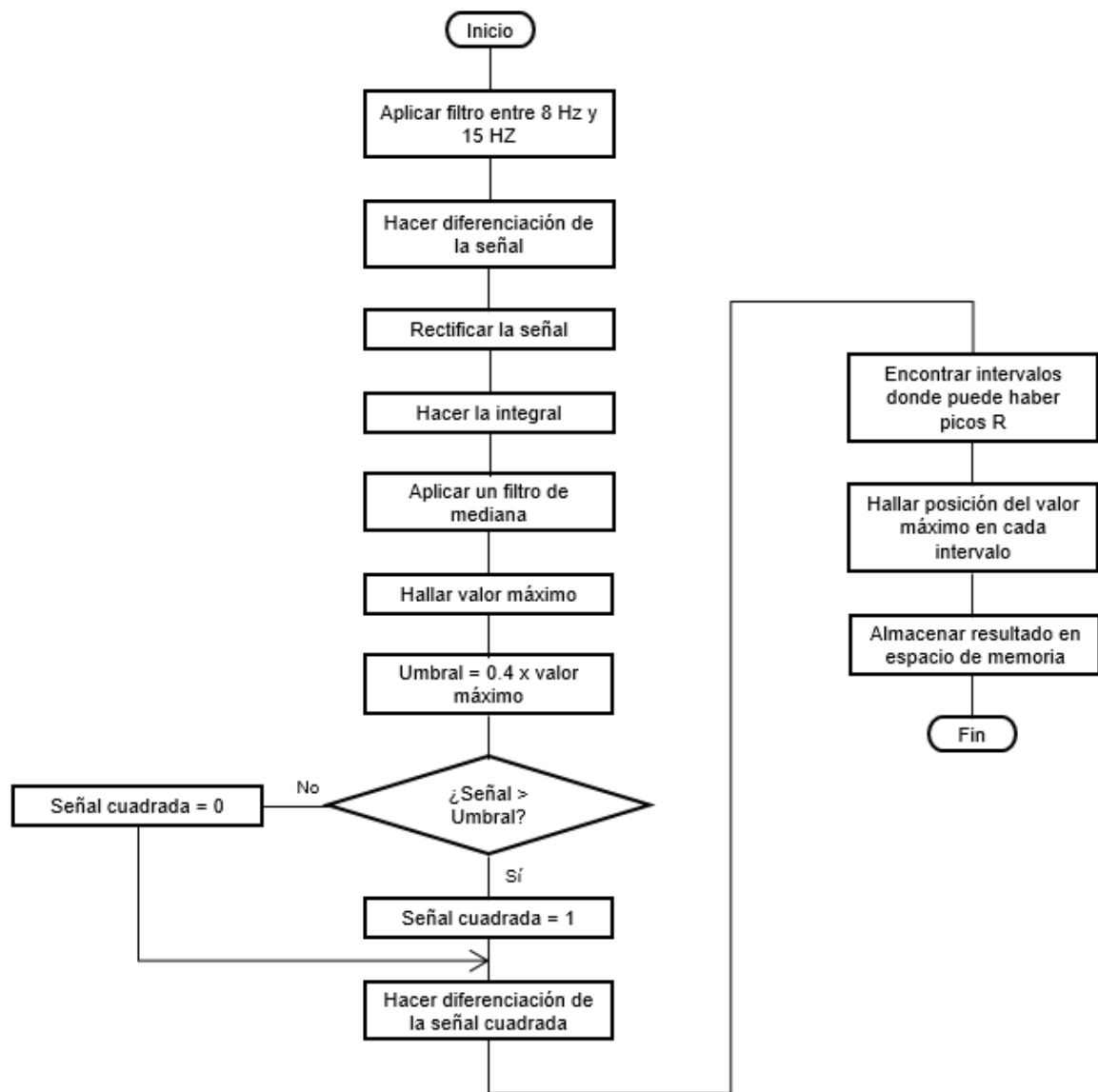
En la Figura 3.14 se observa el diagrama de flujo del firmware para el procesamiento de la señal.

### **3.3.1 Algoritmo para la detección de picos R en la señal de ECG**

Encontrar las posiciones de los picos R es un paso fundamental para poder llegar a obtener la VFC; para lograrlo se siguió el método de detección de complejos QRS de Pan y Tompkins y sus modificaciones realizadas por Clifford (Pan & Tompkins, 1985) (Clifford, n.d.). En la Figura 3.15 se puede observar el diagrama de bloques correspondiente.

Inicialmente, se aplica un filtro con frecuencias de corte entre 8 Hz y 15 Hz, ya que en esta banda se encuentra el complejo QRS. Luego se hace la diferenciación de la señal para que sean más evidentes los cambios significativos, es decir, los componentes de alta frecuencia, como es el pico R. Se procede a rectificar la señal resultante para garantizar que todos los valores sean positivos, y se encuentran los intervalos en los que posiblemente hay un pico R, teniendo un valor umbral correspondiente al 40% del máximo de la señal. Finalmente se encuentra la posición del pico R en cada una de estas ventanas.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.



**Figura 3.15** Algoritmo para detección de picos R.

### 3.3.2 Algoritmo para obtención y análisis de la VFC

Una vez se tienen las posiciones de los picos R para un período de tiempo de 5 minutos, es posible obtener la VFC y las diferentes medidas para su análisis.

Inicialmente, se encuentran los intervalos RR por medio de la diferencia entre las posiciones consecutivas de los picos R, y se procede a corregir los valores que posiblemente son erróneos y podrían afectar el análisis, reemplazando por la mediana de los intervalos RR los que son mayores o menores que el 30% de ésta .

Se hallan las 5 medidas en el dominio del tiempo, tomando N como la cantidad de intervalos RR hallados.

- RRmean: Es el promedio de los intervalos RR. Para encontrarlo se hace la sumatoria de todos los valores y se divide por el número total de datos (Task Force of The European Society of Cardiology, 1996) .
- SDRR: Es la desviación estándar de los intervalos RR. Se encuentra aplicando la Ecuación 3.1 (Gil, 2007).

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

**Ecuación 3.1** Desviación estándar de los intervalos RR (Vollmer, 2015).

- RMSSD: Es el valor RMS o el valor efectivo de las diferencias sucesivas de los intervalos RR. Se halla utilizando la Ecuación 3.2 (Gil, 2007).

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

**Ecuación 3.2** Valor RMS de las diferencias sucesivas de los intervalos RR (Vollmer, 2015).

- NN50: Número de intervalos RR consecutivos cuya diferencia es mayor que 50 ms. Para obtenerlo se hace la diferenciación de los intervalos RR y se incrementa un contador cada vez que se cumple la condición (Gil, 2007)..
- pNN50: Es el porcentaje de intervalos RR consecutivos cuya diferencia es mayor que 50 ms. Para encontrarlo se divide NN50 por N-1 (Gil, 2007).

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.



Para obtener las medidas en el dominio de la frecuencia es necesario aplicar la Transformada de Fourier. Pero antes, para poder aplicar la técnica, se debería realizar una interpolación lineal a 4 Hz debido a que la VFC por su naturaleza no se encuentra muestreada regularmente (Clifford, 2002). En el proyecto, al interpolar utilizando la herramienta CMSIS (Cortex Microcontroller Software Interface Standard, de los microcontroladores basados en arquitectura ARM), que permite implementar en el código propio algoritmos que han sido desarrollados previamente para el procesamiento digital de señales en microcontroladores, se obtenían resultados incorrectos, por lo que no fue posible aplicar la Transformada de Fourier. Por lo tanto, por limitaciones del software no se hallaron las medidas en el dominio de la frecuencia generalmente utilizadas para el análisis de la VFC, es decir, VLF, LF, HF y LF/HF (Task Force of The European Society of Cardiology, 1996).

Finalmente, para hacer el análisis por métodos no lineales se utiliza la gráfica de Poincaré, a partir de la cual se obtiene una elipse cuyo eje mayor se alinea con la línea identidad del plano, es decir la línea que pasa por el origen con un ángulo de 45° (Shaffer, 2017). Ésta se obtiene con la serie de intervalos RR que se corrigió previamente, no con la serie interpolada que sólo se utiliza para las medidas en el dominio de la frecuencia. Se obtienen las siguientes mediciones:

- SD1: Es dispersión de la variabilidad instantánea de los intervalos RR. Se obtiene con la desviación estándar de los puntos perpendiculares a la línea identidad; para lograrlo se utiliza la Ecuación 3.3, teniendo en cuenta que SDSD es la desviación estándar de las diferencias sucesivas de los intervalos RR (Gil, 2007) (Vollmer, 2015).

$$\frac{1}{\sqrt{2}}SDSD$$

**Ecuación 3.3** SD1 del gráfico de Poincaré (Habib, Karmakar, Brennan, & Voss, 2013).

- SD2: Es dispersión de la variabilidad de los intervalos RR en el largo plazo. Se obtiene con la desviación estándar de los puntos que se encuentran a lo largo de la línea identidad; para lograrlo se utiliza la Ecuación 3.4 (Gil, 2007) (Vollmer, 2015).

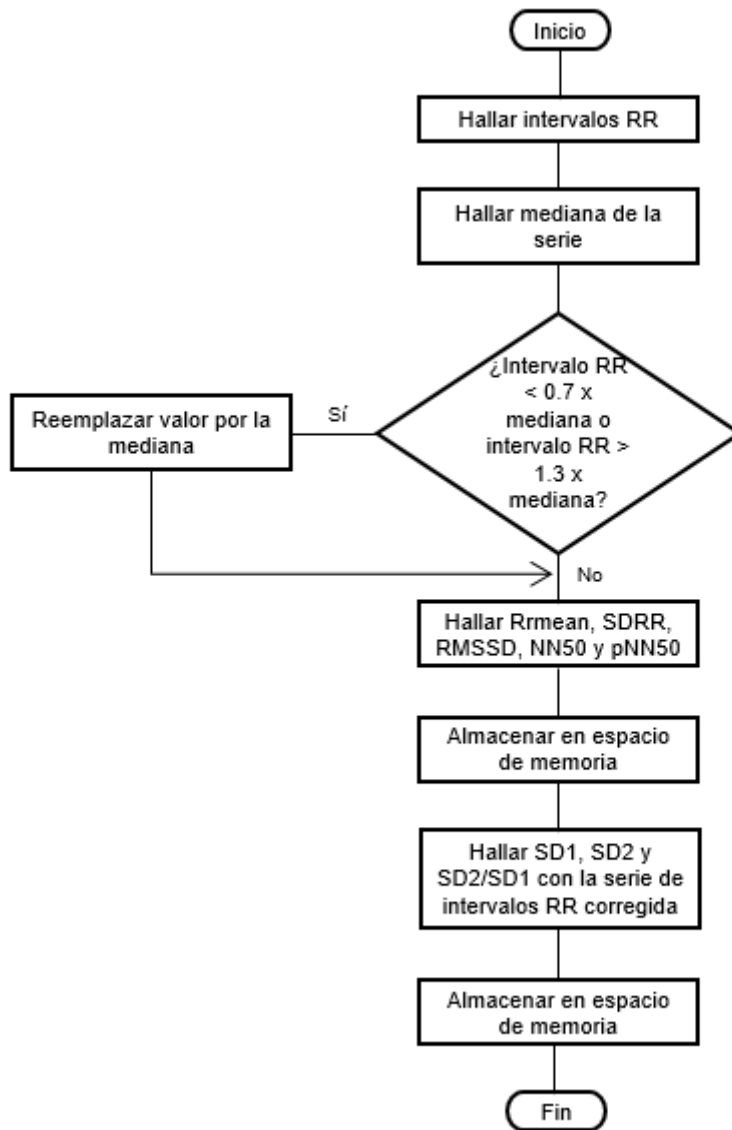
$$\sqrt{2SDRR^2 - \frac{1}{2}SDSD^2}$$

**Ecuación 3.4** SD2 del gráfico de Poincaré (Habib et al., 2013).

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

- $SD2/SD1$ : Es el radio entre estos dos valores. Se obtiene dividiendo  $SD2$  entre  $SD1$  (Vollmer, 2015).

En la Figura 3.16 se observa el diagrama de flujo para la obtención de la VFC y las medidas en el dominio del tiempo, de la frecuencia y con el método de Poincaré.



**Figura 3.16** Diagrama de flujo para la obtención y análisis de la VFC.

### 3.3.3 Pruebas de funcionamiento del firmware

Una vez se tuvo el código finalizado se hicieron las pruebas de funcionamiento utilizando una señal de ECG obtenida previamente a una frecuencia de muestreo de 250 Hz. Se analizaron los resultados de cada una de las etapas del código comparando con los resultados obtenidos por medio del software Matlab. Para esto se utilizó el modo de depuración del software Kinetis Design Studio que permite obtener los resultados de una variable deseada. Estos valores se llevaron a Excel, donde fueron graficados para poder efectuar la comparación y comprobar el correcto funcionamiento. A continuación, en la Figura 3.17, se observan las gráficas obtenidas para cada una de las etapas tanto con Kinetis como con Matlab.



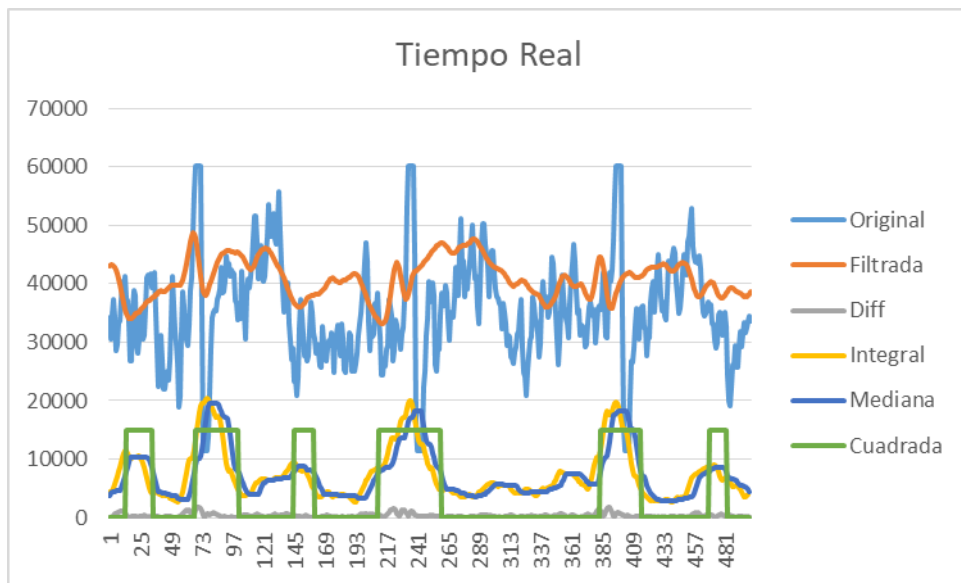
**Figura 3.17** Comparación entre los resultados obtenidos con Kinetis Design Studio (arriba) y Matlab (abajo).

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

### 3.4 INTEGRACIÓN DE HARDWARE Y FIRMWARE

#### 3.4.1 Pruebas de funcionamiento del firmware y el hardware acoplados

Para realizar las pruebas de funcionamiento del sistema en tiempo real, se acoplaron el firmware y el hardware, y se ubicaron los electrodos en la pierna derecha, pierna izquierda y brazo derecho de un usuario, con el objetivo de obtener la derivación II. Al igual que lo mencionado anteriormente, se utilizó el modo de depuración del software Kinetis Design Studio y los valores obtenidos en cada una de las etapas se llevaron a Excel para poder realizar las gráficas correspondientes y comprobar el correcto funcionamiento de la detección de picos (Figura 3.18).



**Figura 3.18** Resultados en tiempo real obtenidos con Kinetis Design Studio

Como se puede evidenciar en la Figura 3.18, el firmware funciona correctamente, sin embargo, el usuario del que se adquirió la señal tiene una onda T con una amplitud mayor de lo que se espera normalmente, superando el umbral asignado en el código para la detección de picos, razón por la cual el algoritmo reconoce algunas de éstas como picos R. En futuras mejoras del sistema, podría implementarse un umbral adaptativo para evitar que este tipos de errores.

Una vez se comprobó el correcto funcionamiento del algoritmo para la detección de picos R, se procedió a comprobar el funcionamiento del mismo para los intervalos RR y la obtención de las medidas en el dominio del tiempo y con métodos no lineales. Para esto, los latiguillos se conectaron a un simulador de paciente fabricado por Fluke que se programó para generar 80 latidos por minuto con una amplitud de 1.5 mV. Nuevamente, se utilizó el modo de depuración del software Kinetis Design Studio y se llevaron los

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

valores a Excel para realizar las operaciones correspondientes para cada una de las medidas deseadas y comparar los resultados con los obtenidos directamente por medio de Kinetis Design Studio (Figura 3.19).

Dominio del tiempo			
Medida	Kinetis Design Studio	Excel	Porcentaje de error (%)
RRmean	0,750570536	0,75057	7,14123E-05
SDRR	0,0613149	0,061392	0,12574513
RMSSD	0,106315732	0,106449	0,125351157
NN50	111	111	0
pNN50	0,2781955	0,278894	0,251082422

Dominio del tiempo			
Medida	Kinetis Design Studio	Excel	Porcentaje de error (%)
SD1	0,075176552	0,075271	0,125635052
SD2	0,043214809	0,043269	0,125398911
SD2/SD1	0,574844241	0,574839	0,000911725

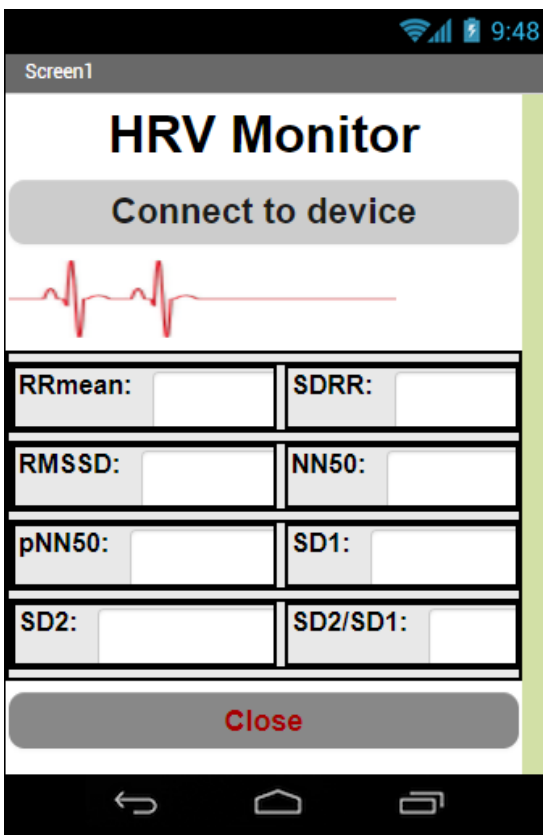
**Figura 3.19** Medidas en el dominio del tiempo y con Poincaré obtenidas con Excel y Kinetis Design Studio

### 3.4.2 Aplicación móvil

Teniendo la PCB y el código implementado en el microcontrolador acoplados y funcionando correctamente, se procedió a realizar la aplicación móvil que permite la visualización de los resultados por parte del usuario. Para hacerlo se utilizó la herramienta llamada MIT App Inventor que permite desarrollar aplicaciones para dispositivos móviles que tienen sistema operativo Android.

Los datos, enviados por medio de Bluetooth usando el módulo comercial de referencia HC-06, se transmiten por medio de paquetes de aproximadamente 200 datos, con la información de las características cardíacas medidas. Los datos dentro de los paquetes se encuentran separados por ';'. Sabiendo esto se implementó un código que permite mostrar cada uno de los datos por separado en intervalos de 5 minutos, el mismo en el que se realiza el envío del paquete desde el microcontrolador. En la Figura 3.20 se observa la interfaz de la aplicación tal como la verá el usuario. Éste solamente debe conectarse desde su Smartphone al módulo de Bluetooth HC06 que se encuentra incluido en el hardware.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

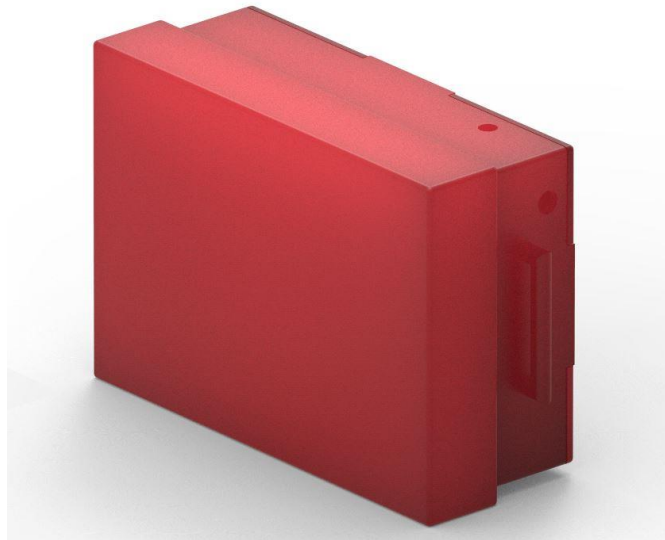


**Figura 3.20** Aplicación móvil para visualización de resultados.

### 3.4.3 Desarrollo del componente externo

Posteriormente se diseñó el componente externo del dispositivo. Para esto se tomaron las medidas de la PCB junto con el módulo de Bluetooth, la placa de desarrollo KL27 y la batería que alimenta el circuito. Se realizó un CAD en el software de diseño Solid Edge, haciendo un compartimiento para cada uno de los componentes mencionados anteriormente. Teniendo en cuenta que el usuario debe poder acceder a la batería para recargarla, el compartimiento de ésta se ubicó en un extremo y cuenta con una tapa que se puede remover fácilmente, pero que garantiza que mientras el dispositivo se encuentra en uso la batería se mantiene en su lugar. También tiene los dos espacios en los que se van a ubicar las tiras de velcro para asegurar el dispositivo en el pecho del usuario. Además, la carcasa cuenta con dos orificios, uno para el diodo emisor de luz que va a indicar el estado del dispositivo y otro para que sea posible conectar los electrodos a la PCB por medio de latiguillos. En la Figura 3.21 se observa el diseño final en vista isométrica y en el Anexo 5 se presentan los planos con las medidas respectivas.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.



**Figura 3.21** CAD del componente externo en vista isométrica

El diseño se imprimió en una impresora 3D utilizando ABS como material. Una vez se tuvo la carcasa impresa, se lijó para eliminar algunas imperfecciones y mejorar la apariencia. El resultado final se observa en la Figura 3.22.

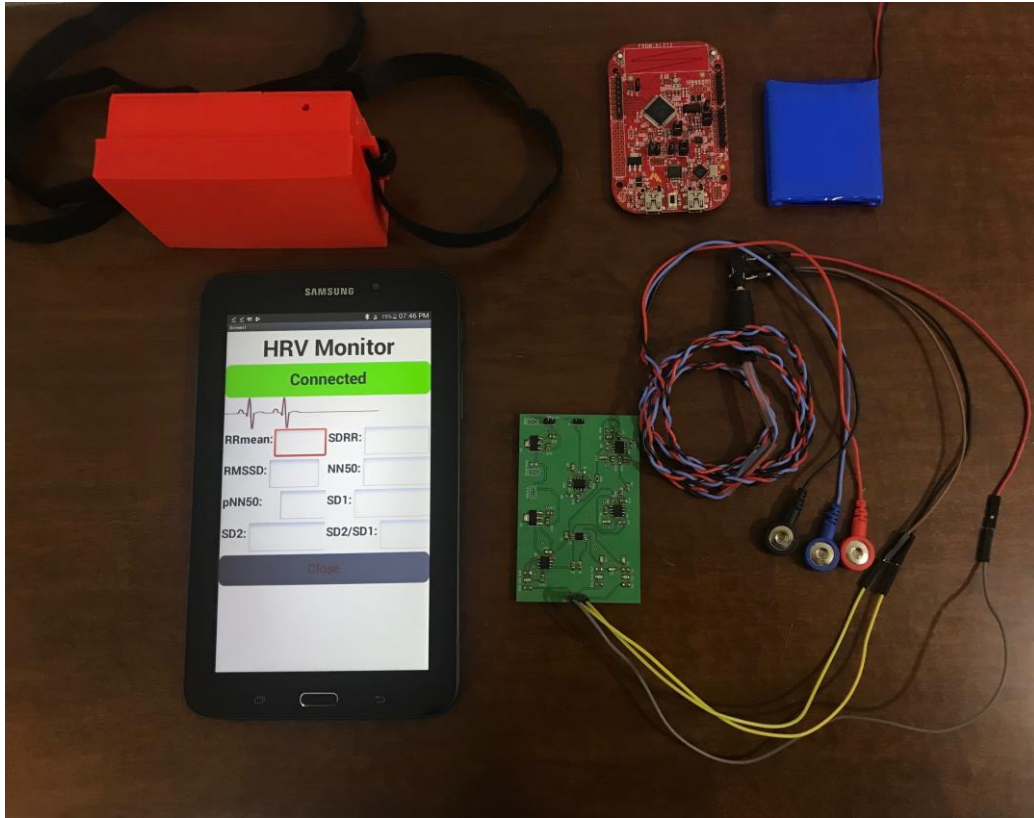


**Figura 3.22** Carcasa impresa en impresora 3D

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

### 3.4.4 Pruebas de funcionamiento del prototipo final

Finalmente, se unieron todos los componentes, es decir, la PBC, la placa de desarrollo KL27 y la batería se ubicaron dentro de la carcasa; se pusieron las tiras de velcro y se conectaron al dispositivo los latiguillos que van a los electrodos, como se observa en la Figura 3.23. Teniendo esto, se ubicaron los electrodos en los puntos mostrados previamente (Figura 3.9), y se comprobó que funcionaba correctamente.



**Figura 3.23** Componentes del dispositivo final.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.



## 4. CONCLUSIONES Y CONSIDERACIONES FINALES

La tarjeta de circuito impreso fabricada funciona correctamente, permitiendo obtener la señal de ECG a partir de los electrodos ubicados en los puntos anatómicos del cuerpo, previamente determinados. Al realizar las pruebas de funcionamiento se puede evidenciar que la señal no se satura y que el ruido presente en la misma se encuentra muy atenuado, lo que garantiza la obtención de mejores resultados a la hora de ser analizada en el microcontrolador. Para mejoras futuras es posible fabricar una tarjeta de menores dimensiones con el objetivo de favorecer la portabilidad del dispositivo.

Los resultados obtenidos con el firmware del sistema para el análisis de la señal fisiológica en tiempo real se encuentran muy cercanos a lo esperado. Cada vez que la señal de ECG supera el umbral establecido para la detección de picos, se almacena en la memoria del microcontrolador el mayor valor que hay dentro del intervalo, lo que permite obtener la variabilidad de la frecuencia cardíaca y analizarla de forma satisfactoria. El porcentaje de error para cada una de las medidas en tiempo y con la gráfica de Poincaré obtenidas con el dispositivo y mediante el uso de Excel se encuentra por debajo del 1%. Para trabajos futuros será necesario plantear la medición de los índices en frecuencia que se utilizan comúnmente para el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca, es decir, VLF, LF, HF y LF/HF.

Todas las pruebas de funcionamiento fueron realizadas con el usuario sentado y en un ambiente tranquilo, lo que permitió obtener mejores resultados. El desempeño del dispositivo se puede ver afectado por la presencia de ruido por artefactos de movimiento, los cuales se pueden producir durante la realización de las actividades cotidianas de una persona. Se recomienda estudiar la posibilidad de incorporar un acelerómetro al dispositivo que permita identificar la posición en la que se encuentra el usuario e implementar filtros adaptativos con el objetivo de obtener resultados satisfactorios incluso cuando éste se encuentra en movimiento. Además, se recomienda la implementación de un umbral adaptativo en el algoritmo de detección de picos R, pues la morfología y amplitud de la señal de ECG es diferente para cada persona.

La carcasa fabricada permite la postura del dispositivo en el pecho del usuario y contiene los diferentes componentes del mismo en compartimientos individuales (PCB, placa de desarrollo del microcontrolador KL27, módulo Bluetooth HC-06 y batería recargable). Sin embargo, teniendo en cuenta que para las aplicaciones potenciales del dispositivo, éste debería permanecer durante períodos prolongados en el pecho del usuario, se recomienda implementar un diseño más ergonómico que se adapte mejor al cuerpo, brindando mayor comodidad.

La aplicación móvil permite visualizar los resultados obtenidos para cada una de las medidas en intervalos de tiempo de 5 minutos. Para mejoras futuras del dispositivo se recomienda estudiar la posibilidad de obtener estas medidas en tiempo y con el gráfico de Poincaré en intervalos de tiempo menores que 5 minutos; además, para el envío de datos

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

se recomienda implementar un protocolo Bluetooth de bajo consumo que permita prolongar el uso de la batería. También, para mejoras futuras sería posible crear una base de datos en la que se almacenen los resultados obtenidos para su posterior análisis.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

## REFERENCIAS

- Abtahi, F. (2016). *Towards Heart Rate Variability Tools in P-Health*.
- Acharya, U. R., Joseph, Æ. K. P., Choo, N. K. Æ., Lim, M., & Suri, Æ. J. S. (2006). Heart rate variability : a review, 1031–1051. <https://doi.org/10.1007/s11517-006-0119-0>
- ALEGSA. (2018). Definición de pantalla de matriz de puntos. Retrieved from [http://www.alegsa.com.ar/Dic/pantalla\\_de\\_matriz\\_de\\_puntos.php](http://www.alegsa.com.ar/Dic/pantalla_de_matriz_de_puntos.php)
- ALSW. (2018). Cable USB. Retrieved from [http://alsw.net/tienda/cables\\_conectores/cables-usb/cable-usb-de-a-a-b-6ft/](http://alsw.net/tienda/cables_conectores/cables-usb/cable-usb-de-a-a-b-6ft/)
- Amazon. (2018). Amazon. Retrieved from <https://www.amazon.es/GP-Batteries-ACCU-T436-recargable-hidruro/dp/B0038LRN1W>
- Arévalo-Estrada, D. B., Osorio, J. R., & Medina, J. (2009). QUEMADURAS ASOCIADAS A CRISIS EPILÉPTICAS, ACCIDENTES NO TAN INFRECIENTES, 77(4), 180–181.
- ARM. (2018). Cortex-M0. Retrieved from <https://developer.arm.com/products/processors/cortex-m/cortex-m0-plus>
- Askaruly, S. (2015). Digital Signal Processing. Retrieved from [https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/54530-lab-1-digital-signal-processing-sampling-and-quantization?focused=5802189&tab=function&s\\_tid=gn\\_loc\\_drop](https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/54530-lab-1-digital-signal-processing-sampling-and-quantization?focused=5802189&tab=function&s_tid=gn_loc_drop)
- Azor, J. (2015). La transformada wavelet. Retrieved from <http://dsp.space.ups.edu.ec/handle/123456789/14201>
- B&H. (2018). B&H. Retrieved from [https://www.bhphotovideo.com/c/product/504596-REG/TecNec\\_VEL90209\\_VEL\\_90209\\_4\\_Sets\\_of.html](https://www.bhphotovideo.com/c/product/504596-REG/TecNec_VEL90209_VEL_90209_4_Sets_of.html)
- Banerjee, R., Sinha, A., Pal, A., & Kumar, A. (2013). Estimation of ECG Parameters using Photoplethysmography.
- Barea, A. (2016). *Diseño, desarrollo y test de un prototipo de pulsera para adquirir el electrocardiograma y la onda de pulso*.
- Baterías de Grafeno. (2018). Tipos de baterías. Retrieved from <http://bateriasdegrafenopara.com/tipos-de-baterias/>
- BricoGeek. (2018). Pantalla LCD gráfica. Retrieved from <http://tienda.bricogeek.com/pantallas-lcd-oled/179-pantalla-lcd-grafica-160x128.html>
- Brinkmann, B. H., Wagenaar, J., Abbot, D., Adkins, P., Bosshard, S., & Chen, M. (2016). Crowdsourcing reproducible seizure forecasting in human and canine epilepsy. *BRAIN*. Retrieved from <https://academic.oup.com/brain/article/139/6/1713/1753653>
- Cánepa, V. M., Ferrari, F., & Picard, A. (2014). Comunicación Serie.
- Cárdenas Granados, R. D. (2016). *Entropía aproximada y muestral de la variabilidad de la frecuencia cardíaca en electrocardiogramas cortos y largos de hombres jóvenes*. Universidad Nacional de Colombia.
- Chuduc, H., Nguyenphan, K., & Nguyenviet, D. (2013). A Review of Heart Rate Variability and its Applications. *APCBEE Procedia*, 7, 80–85. <https://doi.org/10.1016/j.apcbee.2013.08.016>

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

- Clifford, G. (n.d.). rpeakdetect.
- Clifford, G. (2002). Signal Processing Methods for Heart Rate Variability. Retrieved from <http://web.mit.edu/~gari/www/papers/GDCliffordThesis.pdf>
- Corrêa, P. R., Catai, A. M., Takakura, I. T., Machado, M. N., & Godoy, M. F. (2010). Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca e Infecciones Pulmonares Post Revascularización Miocárdica, 448–456.
- Crespo, D., & Paredes, E. (n.d.). Sistema de monitoreo de convulsiones tónico-clónicas para pacientes con Epilepsia.
- Cygankiewicz, I., & Zareba, W. (2013). *Heart rate variability* (1st ed., Vol. 117). Elsevier B.V. <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-53491-0.00031-6>
- DALCAME. (2018). Electrocardiografía. Retrieved from <http://www.dalcame.com/ecg.html#.Wt4ZDohuaM8>
- DECATHLON. (2018). DECATHLON.
- Domoprac. (2018). Protocolos de Red: Tipos y Utilidades. Retrieved from <http://www.domoprac.com/protocolos-de-comunicacion-y-sistemas-domoticos/protocolos-de-red-tipos-y-utilidades.html>
- Dupre, A., Vincent, S., & laizzo, P. A. (2005). *Basic ECG Theory, Recordings, and Interpretation*.
- Ee, W. K. L., Oon, H. Y., & Ark, K. S. P. (2016). Smart ECG Monitoring Patch with Built-in R -Peak Detection for Long-Term HRV Analysis, *44(7)*, 2292–2301. <https://doi.org/10.1007/s10439-015-1502-5>
- EliteHRV. (2017). HRV: A deeper metric. Retrieved from <https://elitehrv.com/what-is-heart-rate-variability>
- EngeHall. (2018). Baterías de Litio. Retrieved from <https://www.cursor10.com/baterias-de-litio-energia-por-mais-tempo>
- Epilepsy Foundation. (2017). Generalized Seizures. Retrieved from <https://epilepsyichicago.org/epilepsy/seizure-types/generalized-seizures/>
- Epilepsy Ontario. (2017). What is Epilepsy? Retrieved from <http://epilepsyontario.org/about-epilepsy/what-is-epilepsy/>
- Equipos y Laboratorio. (2018). Baterías (Electricidad). Retrieved from [http://www.equiposylaboratorio.com/sitio/contenidos\\_mo.php?it=3134](http://www.equiposylaboratorio.com/sitio/contenidos_mo.php?it=3134)
- Fernández, M. (2016). Sensores de grafeno para el cerebro, aplicaciones biomédicas y nuevas interfaces cerebro-máquina. Retrieved from <http://www.dicat.csic.es/dicat/es/2016/523-sensores-de-grafeno-para-el-cerebro-aplicaciones-biomedicas-y-nuevas-interfaces-cerebro-maquina>
- Fujiwara, K., Miyajima, M., Yamakawa, T., Abe, E., Suzuki, Y., Sawada, Y., ... Matsushima, E. (2016). Epileptic Seizure Prediction Based on Multivariate Statistical Process Control of Heart Rate Variability Features, *63(6)*, 1321–1332.
- García, N. (2014). Uso de la Transformada Wavelet para detección de complejo QRS en electrocardiogramas, 1–4.
- Getty Images. (2013). iStock. Retrieved from <https://www.istockphoto.com/vector/plain-illustration-of-the-male-body-gm166007458-22874819>
- Gil, A. (2007). VARIABILIDAD DE LA FRECUENCIA CARDIACA: CONCEPTO, MEDIDAS Y RELACIÓN CON ASPECTOS CLÍNICOS (I). Retrieved from

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

[http://archivosdemedicinadeldeporte.com/articulos/upload/Variabilidad\\_41\\_123.pdf](http://archivosdemedicinadeldeporte.com/articulos/upload/Variabilidad_41_123.pdf)

- Habib, A., Karmakar, C., Brennan, M., & Voss, A. (2013). *Poincaré Plot Methods for Heart Rate Variability Analysis*. Retrieved from [https://books.google.com.co/books?id=Svq6BAAAQBAJ&pg=PA17&lpg=PA17&dq=ellipse+fiting+technique+hrv&source=bl&ots=CkHhHyATdM&sig=Jj\\_hr7X5aZ3wD\\_6nF53ltnWipX0&hl=es-419&sa=X&ved=2ahUKEwii8fmaloveAhWnuVkkHbQnAUQQ6AEwA3oECAMQAQ#v=onepage&q=ellipse fitting technique hrv&f=false](https://books.google.com.co/books?id=Svq6BAAAQBAJ&pg=PA17&lpg=PA17&dq=ellipse+fiting+technique+hrv&source=bl&ots=CkHhHyATdM&sig=Jj_hr7X5aZ3wD_6nF53ltnWipX0&hl=es-419&sa=X&ved=2ahUKEwii8fmaloveAhWnuVkkHbQnAUQQ6AEwA3oECAMQAQ#v=onepage&q=ellipse fitting technique hrv&f=false)
- Hamm, C., & Willems, S. (2010). *El electrocardiograma*. Panamericana.
- Hernández, L. (2018). Sistemas de comunicación inalámbricas. Retrieved from <https://programarfacil.com/podcast/65-sistemas-de-comunicacion-inalambricas/>
- HETPRO. (2018). ELECTRODOS ECD DESECHABLES. Retrieved from <https://hetpro-store.com/electrodos-ecg-desechable/>
- Hipertextual. (2013). Todo lo que necesitas saber sobre LED, LCD, IPS, OLED y otros tipos de pantalla. Retrieved from <https://hipertextual.com/archivo/2013/11/tipos-pantalla-led-lcd-ips-oled/>
- HSB Noticias. (2017). El 1,3% de Colombia padece epilepsia, enfermedad que representa el 0,8% de mortalidad. Retrieved from <http://hsbnoticias.com/noticias/ciencia/salud/el-1-3-de-colombia-padece-epilepsia-enfermedad-que-represent-277430>
- Hsu, C., Tsai, M., Huang, G., Lin, T., Chen, K., Ho, S., ... Li, C. (2012). Poincaré plot indexes of heart rate variability detect dynamic autonomic modulation during general anesthesia induction. *Acta Anaesthesiologica Taiwanica*, 50(1), 12–18. <https://doi.org/10.1016/j.aat.2012.03.002>
- Ian, P. (2018). Lithium Ion Battery Advantages & Disadvantages. Retrieved from <http://www.radio-electronics.com/info/power-management/battery-technology/lithium-ion-battery-advantages-disadvantages.php>
- IRUYA. (2017). Se celebra hoy el Día Mundial de la Epilepsia. Retrieved from <https://noticias.iruya.com/a/sociedad/salud/24519-se-celebra-hoy-el-dia-mundial-de-la-epilepsia-2017.html>
- Jadiaz. (2016). Placa Arduino UNO. Retrieved from <http://www.iescamp.es/miarduino/2016/01/21/placa-arduino-uno/>
- Johns Hopkins. (2017a). Complex Partial Seizures. Retrieved from [https://www.hopkinsmedicine.org/neurology\\_neurosurgery/centers\\_clinics/epilepsy/seizures/types/complex-partial-seizures.html](https://www.hopkinsmedicine.org/neurology_neurosurgery/centers_clinics/epilepsy/seizures/types/complex-partial-seizures.html)
- Johns Hopkins. (2017b). Dietary Therapy. Retrieved from [https://www.hopkinsmedicine.org/neurology\\_neurosurgery/centers\\_clinics/epilepsy/treatment/dietary\\_therapy.html](https://www.hopkinsmedicine.org/neurology_neurosurgery/centers_clinics/epilepsy/treatment/dietary_therapy.html)
- Johns Hopkins. (2017c). Frontal Lobe Epilepsy. Retrieved from [https://www.hopkinsmedicine.org/neurology\\_neurosurgery/centers\\_clinics/epilepsy/types/frontal-lobe-epilepsy.html](https://www.hopkinsmedicine.org/neurology_neurosurgery/centers_clinics/epilepsy/types/frontal-lobe-epilepsy.html)
- Johns Hopkins. (2017d). Occipital Lobe Epilepsy. Retrieved from [https://www.hopkinsmedicine.org/neurology\\_neurosurgery/centers\\_clinics/epilepsy/types/occipital-lobe-epilepsy.html](https://www.hopkinsmedicine.org/neurology_neurosurgery/centers_clinics/epilepsy/types/occipital-lobe-epilepsy.html)
- Johns Hopkins. (2017e). Parietal Lobe Epilepsy. Retrieved from [https://www.hopkinsmedicine.org/neurology\\_neurosurgery/centers\\_clinics/epilepsy/types/parietal-lobe-epilepsy.html](https://www.hopkinsmedicine.org/neurology_neurosurgery/centers_clinics/epilepsy/types/parietal-lobe-epilepsy.html)

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

tal-lobe-epilepsy.html

- Johns Hopkins. (2017f). Simple Partial Seizures. Retrieved from [https://www.hopkinsmedicine.org/neurology\\_neurosurgery/centers\\_clinics/epilepsy/seizures/types/simple-partial-seizures.html](https://www.hopkinsmedicine.org/neurology_neurosurgery/centers_clinics/epilepsy/seizures/types/simple-partial-seizures.html)
- Johns Hopkins. (2017g). Temporal Lobe Epilepsy. Retrieved from [https://www.hopkinsmedicine.org/neurology\\_neurosurgery/centers\\_clinics/epilepsy/types/temporal-lobe-epilepsy.html](https://www.hopkinsmedicine.org/neurology_neurosurgery/centers_clinics/epilepsy/types/temporal-lobe-epilepsy.html)
- Johns Hopkins. (2017h). Treatment for Seizures & Epilepsy. Retrieved from [https://www.hopkinsmedicine.org/neurology\\_neurosurgery/centers\\_clinics/epilepsy/treatment/index.html](https://www.hopkinsmedicine.org/neurology_neurosurgery/centers_clinics/epilepsy/treatment/index.html)
- Kumar, P., & Anil, K. (2015). A novel method for suppression of motion artifacts from the seismocardiogram signal. Retrieved from <http://ieeexplore.ieee.org/document/7868504/authors>
- Linear. (2018). Batería de níquel e hidruro metálico.
- Llerda, J. A. M., Gomez, J. P., Albanell, A. M., Torres, C. V., González, F. J. L., Puig, X. S., & Mercadé, J. (2015). Pronóstico de la epilepsia. Inicio del tratamiento crónico farmacológico. *Neurología*, 30(6).
- LOGOK. (2018). Bluetooth Logo. Retrieved from <http://logok.org/bluetooth-logo/>
- Mayné, J. (2005). Estado actual de las comunicaciones inalámbricas.
- Mayo Clinic. (2018a). Diagnosis.
- Mayo Clinic. (2018b). Epilepsy. Retrieved from <https://www.mayoclinic.org/diseases-conditions/epilepsy/symptoms-causes/syc-20350093>
- Mejía, E., & López, S. (2017a). Electrocardiografía.
- Mejía, E., & López, S. (2017b). Mediciones de Flujo y Volumen.
- Mercado Libre. (2018a). Mercado Libre. Retrieved from [https://articulo.mercadolibre.com.co/MCO-458215091-correa-proper-militar-de-hebilla-plastica-color-negro-\\_JM](https://articulo.mercadolibre.com.co/MCO-458215091-correa-proper-militar-de-hebilla-plastica-color-negro-_JM)
- Mercado Libre. (2018b). Par Óptico. Retrieved from [https://articulo.mercadolibre.com.mx/MLM-572885406-par-optico-diodo-emisor-ir-led-diodo-receptor-fotodiodo-\\_JM](https://articulo.mercadolibre.com.mx/MLM-572885406-par-optico-diodo-emisor-ir-led-diodo-receptor-fotodiodo-_JM)
- Mk, M., & Farhadi, H. (2017). Heart rate variability as a biomarker for epilepsy seizure prediction, 118(1), 3–8. <https://doi.org/10.4149/BLL>
- Mklzvm, S. (2016). KL27 Sub-Family Reference Manual.
- NPTEL. (2018). Analog versus Digital Processing.
- Onofre, D. (2016). *Análisis y diseño de un dispositivo de sensores ambientales para su integración con terminales móviles*. Retrieved from [http://oa.upm.es/47295/1/PFC\\_Diego\\_Onofre\\_Artes\\_Garcia.pdf](http://oa.upm.es/47295/1/PFC_Diego_Onofre_Artes_Garcia.pdf)
- Pan, J., & Tompkins, W. (1985). *Biomedical Digital Signal Processing*.
- Park, J., Jang, D., Park, J. W., & Youm, S. (2015). Wearable Sensing of In-Ear Pressure for Heart Rate Monitoring with a Piezoelectric Sensor. *Sensors*, 23402–23417. <https://doi.org/10.3390/s150923402>
- Pouymiró, I. R., Córdova, E. V., & Pérez, F. E. V. (2017). Nuevo método para obtener la frecuencia cardíaca instantánea mediante el análisis espectro temporal del seismocardiograma, 11(1), 122–135.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

- Quiroz, M., & Vazquez, R. (2015). ANÁLISIS E IMPLEMENTACIÓN DE UN MODELO MATEMÁTICO PARA GENERAR SEÑALES DE ELECTROCARDIOGRAMA SINTÉTICAS. Retrieved from [https://www.researchgate.net/publication/301779825\\_ANALISIS\\_E\\_IMPLEMENTACION\\_DE\\_UN\\_MODELO\\_MATEMATICO\\_PARA\\_GENERAR\\_SENALES\\_DE\\_ELECTROCARDIOGRAMA\\_SINTETICAS\\_ANALYSIS\\_AND\\_IMPLEMENTATION\\_OF\\_A\\_MATHEMATICAL\\_MODEL\\_TO\\_GENERATE\\_SYNTHETIC\\_ELECTROCARDIOGRAM\\_SIGN](https://www.researchgate.net/publication/301779825_ANALISIS_E_IMPLEMENTACION_DE_UN_MODELO_MATEMATICO_PARA_GENERAR_SENALES_DE_ELECTROCARDIOGRAMA_SINTETICAS_ANALYSIS_AND_IMPLEMENTATION_OF_A_MATHEMATICAL_MODEL_TO_GENERATE_SYNTHETIC_ELECTROCARDIOGRAM_SIGN)
- Raspberry Pi. (2018). Raspberry Pi 2. Retrieved from <https://www.raspberrypi.org/products/raspberry-pi-2-model-b/>
- RCN Radio. (2017). En Colombia 450 mil personas padecen de epilepsia. Retrieved from <https://www.rcnradio.com/salud/colombia-450-mil-personas-padecen-epilepsia>
- Rein, A. G., Haba, V. V., Pedraza, A. J. D., Mercadé, J., Serratosa, J., Carreño, M., ... Rodríguez Osorio, X. (2015). Epilepsia resistente a fármacos. Concepto y alternativas terapéuticas. *Neurología*, 30(7).
- Rodríguez, M. G., & Altuve, M. (2014). ANÁLISIS DE LA ENTROPÍA APROXIMADA DE LA VARIABILIDAD DE LA FRECUENCIA CARDIACA Y LA VARIABILIDAD DE LA DESPOLARIZACIÓN Y REPOLARIZACIÓN VENTRICULAR EN SUJETOS DIABÉTICOS.
- RS. (2018). RS.
- Rubén Andrés. (2016). Tipos de pantalla para móvil, ¿cuál es la mejor?
- Samsung. (2018). Galaxy J7. Retrieved from <http://www.samsung.com/es/smartphones/galaxy-j7-2017/SM-J730FZKDPHE/>
- Saquib, N., Papon, T. I., Ahmad, I., & Rahman, A. (2015). Measurement of Heart Rate Using Photoplethysmography.
- SeekLogo. (2018). Wifi Logo Vector. Retrieved from <https://seeklogo.com/vector-logo/289204/wifi>
- SERNAC. (2018). Tipos de pilas domésticas. Retrieved from [http://www.edicionesespeciales.elmercurio.com/pdfs/File\\_20040716095102.pdf](http://www.edicionesespeciales.elmercurio.com/pdfs/File_20040716095102.pdf)
- Shaffer, F. (2017). An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5624990/>
- Shutterstock. (2018). Shutterstock. Retrieved from <https://www.shutterstock.com/es/image-vector/hand-gestures-different-positions-vector-hands-671831671>
- SparkFun. (2018). Led Matrix. Retrieved from <https://www.sparkfun.com/products/retired/760>
- SPARKPCB. (2018). Arduino UNO. Retrieved from <https://www.sparkpcb.com/development/boards/arduino/arduino-uno-r3-atmega328pu-with-usb-cable.html>
- Stanford Health Care. (2017). Epilepsy Diagnosis. Retrieved from <https://stanfordhealthcare.org/medical-conditions/brain-and-nerves/epilepsy/diagnosis.html>
- Studder, V., Rocchi, C., Motta, C., Lauretti, B., Perugini, J., Bambrilla, L., & Camera, G. (2017). Heart rate variability is differentially altered in multiple sclerosis: implications for acute, worsening and progressive disability. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28607756>
- Task Force of The European Society of Cardiology. (1996). Heart Rate Variability Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *European Heart Journal*, 17, 354–381. <https://doi.org/10.1161/01.CIR.93.5.1043>
- Téllez-zenteno, J. F., Nguyen, R., & Hernández-ronquillo, L. (2010). Lesiones , accidentes y

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

mortalidad en epilepsia : Una revisión de sus prevalencias , factores de riesgo y prevención, 62, 466–479.

- Texas Instruments. (2015). INA333. Retrieved from <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina333.pdf>
- Texas Instruments. (2018a). ADS1291. Retrieved from <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1292.pdf>
- Texas Instruments. (2018b). TL074. Retrieved from <http://www.ti.com/product/TL074>
- Tortora, G., & Derrickson, B. (2007). *Principios de Anatomía y Fisiología*. Panamericana.
- Ulrich, K., & Eppinger, S. (2013). *Diseño y desarrollo de productos*. Mc Graw Hill.
- University of Maryland Medical Center. (2013). Epilepsy. Retrieved from <https://www.umms.org/ummc/health/medical/reports/articles/epilepsy>
- University of Miami. (2017). Epilepsia y las Convulsiones. Retrieved from <http://es.uhealthsystem.com/enciclopedia-medica/neuro/disorder/epilepsy>
- Vandecasteele, K., De Cooman, T., Gu, Y., Cleeren, E., Claes, K., Van Paesschen, W., ... Hunyadi, B. (2017). Automated epileptic seizure detection based on wearable ECG and PPG in a hospital environment. *Sensors (Switzerland)*, 17(10), 1–12. <https://doi.org/10.3390/s17102338>
- Vollmer, M. (2015). A robust, simple and reliable measure of Heart Rate Variability using relative RR intervals. Retrieved from <https://marcusvollmer.github.io/HRV/files/paper.pdf>
- Voss, A., Schulz, S., Schroeder, R., Baumert, M., & Caminal, P. (2009). Methods derived from nonlinear dynamics for analysing heart rate variability, 277–296. <https://doi.org/10.1098/rsta.2008.0232>
- Yamakawa, T., Fujiwara, K., Miyajima, M., Abe, E., Kano, M., & Ueda, Y. (2014). Real-Time Heart Rate Variability Monitoring Employing a Wearable Telemeter and a Smartphone, 8–11.
- Yang, C., & Tavassolian, N. (2015). Motion Noise Cancellation in Seismocardiographic Monitoring of Moving Subjects, 302–305.



## ANEXO 1

### Definición de funciones

Número	Función
1	Ubicar el dispositivo
1.1	Posicionarlo en el lugar correcto
1.2	Ajustarlo a la medida del paciente
2	Alimentar circuitos y microcontrolador
3	Adquirir señal fisiológica
4	Procesar la señal adquirida
5	Convertir la señal analógica a digital
6	Obtener la variabilidad de la frecuencia cardíaca
7	Transmitir resultados
8	Visualizar resultados

## ANEXO 2

Tabla de soluciones

Función		Soluciones		
Ubicar el dispositivo	Posicionarlo en el lugar correcto	<b>Pecho:</b> Permite el registro de la actividad eléctrica del corazón a través de la medición de las derivaciones cardíacas, que son las diferencias de potenciales eléctricos entre dos puntos. (DALCAME, 2018)	<b>Muñeca:</b> Permite conocer la actividad cardíaca, a través de la detección de cambios en el volumen de la sangre, generados con cada latido del corazón. (Barea, 2016)	
	Ajustarlo a la medida del paciente	<b>Banda elástica:</b> El dispositivo puede ajustarse por medio de una banda elástica alrededor del cuerpo del paciente, con el objetivo de que quede estable pero sin causar molestias.	<b>Velcro:</b> Permite el ajuste del dispositivo por medio de correas de velcro alrededor del cuerpo del paciente, las cuales se fijan la una a la otra una vez el dispositivo esté estable.	<b>Hebilla plástica:</b> El dispositivo se ajusta por medio de una correa con una hebilla plástica, que se encuentra alrededor del cuerpo del paciente. Ésta se hala hasta que se alcanza a la posición ideal.
Alimentar circuitos y microcontrolador		<b>Batería de iones de litio:</b> Es uno de los acumuladores más usados en la actualidad gracias a su gran rendimiento. Se caracterizan por tener una alta densidad energética y una tasa de autodescarga muy baja, ser ligeras, cargar rápido y tener	<b>Batería de níquel-metal hidruro:</b> Es un tipo de batería recargable que utiliza un ánodo de óxido de níquel, como la batería de níquel cadmio (utilizadas comúnmente), pero su cátodo es de aleación de hidruro metálico. Posee una mayor capacidad de	<b>Batería alcalina:</b> Pila desechable que usa el hidróxido de potasio como electrolito. Se destacan por proporcionar una corriente de gran estabilidad y por su larga duración. Generalmente, vienen blindadas, sin embargo, siguen siendo altamente

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

	<p>un mínimo efecto memoria. Sin embargo, el costo es elevado y se debe evitar sobrecargarlas y exponerlas a altas temperaturas.</p> <p>(Ian, 2018) (Baterías de Grafeno, 2018)</p>	<p>carga y un menor efecto memoria que las de cadmio, pero presenta una mayor tasa de autodescarga. Además proporciona menor energía que las baterías de litio.</p> <p>(Linear, 2018)</p>	<p>contaminantes para el medio ambiente, y se deben tomar precauciones cuando llevan un largo período en desuso.</p> <p>(Baterías de Grafeno, 2018) (SERNAC, 2018)</p>
Adquirir señal fisiológica	<p><b>Electrodos y circuito integrado ADS1292R:</b></p> <p>Los electrodos son los sensores que permiten la adquisición de la señal al ser ubicados correctamente para medir las diferentes derivaciones cardíacas. Estos van conectados a un circuito integrado que permite realizar mediciones de diferentes biopotenciales, es de bajo consumo y utiliza un conversor analógico-digital sigma-delta de 24 bits.</p> <p>(Texas Instruments, 2018a)</p>	<p><b>LEDs, fotodiodo y circuito basado en amplificadores operacionales y de instrumentación:</b></p> <p>El fotodiodo es el sensor óptico que permite conocer los cambios de volumen sanguíneo. Éste va conectado a un circuito conformado por varias etapas de filtrado y amplificación.</p> <p>(Mejía &amp; López, 2017b)</p>	<p><b>Electrodos y circuito basado en amplificadores operacionales y de instrumentación:</b></p> <p>Los electrodos son los sensores que permiten la adquisición de la señal al ser ubicados correctamente para medir las diferentes derivaciones cardíacas. Estos van conectados a un circuito conformado por varias etapas de filtrado y amplificación.</p> <p>(Mejía &amp; López, 2017a)</p>
Procesar la señal adquirida	<p><b>Procesamiento analógico:</b></p> <p>La señal es procesada en tiempo continuo por medio de componentes electrónicos análogos, como amplificadores operacionales, comparadores, resistencias y capacitores.</p>	<p><b>Procesamiento digital:</b></p> <p>La señal es procesada en tiempo discreto por medio de computadores y microcontroladores, haciendo uso de métodos numéricos.</p> <p>(NPTEL, 2018)</p>	

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

	(NPTEL, 2018)		
Convertir la señal analógica a digital	<p><b>Microcontrolador KL27:</b></p> <p>Microcontrolador optimizado para bajo consumo que no requiere de cristal externo para funcionar. Cuenta con un procesador core ARM Cortex M0+ hasta 48MHz. Es ideal para dispositivos portátiles.</p> <p>(Onofre, 2016)</p>	<p><b>Arduino UNO:</b></p> <p>Placa electrónica basada en el microcontrolador ATmega 328. Cuenta con 14 entradas/salidas digitales de las cuales 6 pueden ser utilizadas como salidas PWM, y otras 6 son entradas analógicas. Incluye un resonador cerámico de 16 MHz, una cabecera ICSP y un botón de reseteado.</p> <p>(Jadiaz, 2016)</p>	<p><b>Raspberry Pi 2:</b></p> <p>Placa base que tiene un procesador quad-core ARM Cortex-A7 a 900MHz y una memoria RAM de 1GB. Además cuenta con 4 puertos USB, puerto HDMI, puerto Ethernet, ranuras para tarjetas microSD, conector DSI, conector CSI, conector GPIO de 40 pines y conector Jack de 3,5 mm.</p> <p>(Raspberry Pi, 2018)</p>
Obtener la variabilidad de la frecuencia cardíaca	<p><b>Microcontrolador KL27:</b></p> <p>Microcontrolador optimizado para bajo consumo que no requiere de cristal externo para funcionar. Cuenta con un procesador core ARM Cortex M0+ hasta 48MHz. Es ideal para dispositivos portátiles.</p> <p>(Onofre, 2016)</p>	<p><b>Arduino UNO:</b></p> <p>Placa electrónica basada en el microcontrolador ATmega 328. Cuenta con 14 entradas/salidas digitales de las cuales 6 pueden ser utilizadas como salidas PWM, y otras 6 son entradas analógicas. Incluye un resonador cerámico de 16 MHz, una cabecera ICSP y un botón de reseteado.</p> <p>(Jadiaz, 2016)</p>	<p><b>Raspberry Pi 2:</b></p> <p>Placa base que tiene un procesador quad-core ARM Cortex-A7 a 900MHz y una memoria RAM de 1GB. Además cuenta con 4 puertos USB, puerto HDMI, puerto Ethernet, ranuras para tarjetas microSD, conector DSI, conector CSI, conector GPIO de 40 pines y conector Jack de 3,5 mm.</p> <p>(Raspberry Pi, 2018)</p>

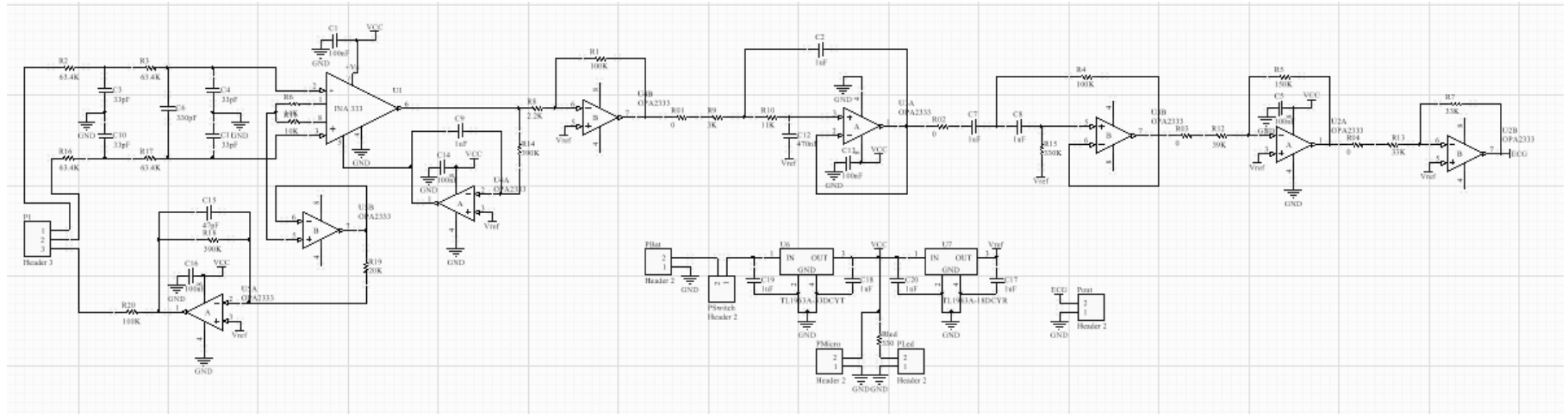
La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

<p>Transmitir resultados</p>	<p><b>Comunicación serial alámbrica:</b></p> <p>Se lleva a cabo por medio de un único cable, por lo que la transmisión de datos debe hacerse de a un bit. Trabaja en modo síncrono o asíncrono, y utiliza el protocolo RS-232.</p> <p>(Cánepa, Ferrari, &amp; Picard, 2014)</p>	<p><b>Bluetooth:</b></p> <p>Tecnología estándar de comunicación inalámbrica que permite la transferencia de datos entre dispositivos a distancias cortas mediante un enlace por radiofrecuencia. Se caracteriza por tener un bajo consumo de energía.</p> <p>(Domoprac, 2018) (Hernández, 2018)</p>	<p><b>WiFi:</b></p> <p>Tecnología creada para ser utilizada en redes locales inalámbricas. La transmisión de datos trabaja en modo bidireccional con un protocolo CSMA/CD, que evita colisiones monitorizando el nivel de señal en la red. La conexión entre los dispositivos por medio de WiFi es muy fácil de establecer, sin embargo, el consumo de energía es alto.</p> <p>(Mayné, 2005) (Hernández, 2018) (Domoprac, 2018)</p>
<p>Visualizar la variabilidad de la frecuencia cardíaca</p>	<p><b>Pantalla LCD externa:</b></p> <p>También conocida como pantalla de cristal líquido. Los pixeles están formados por este cristal, que al ser excitado mediante electricidad se vuelve translúcido u opaco con la ayuda de filtros polarizantes; de este modo evitan que la luz los atraviese o cambian el color de ésta.</p> <p>(Hipertextual, 2013)</p>	<p><b>Pantalla de Smartphone:</b></p> <p>Existen dos tipos de tecnología para estas pantallas: LCD y OLED, sin embargo, se pueden encontrar más clasificaciones de acuerdo al tipo de materiales utilizados o el proceso de construcción de cada uno, dentro de las que están: LCD TFT, LCD IPS y AMOLED.</p> <p>(Rubén Andrés, 2016)</p>	<p><b>Pantalla de matriz de puntos:</b></p> <p>Pantalla compuesta por una matriz de LEDs dispuestos en una configuración predeterminada, de tal forma que encendiendo o apagando LEDs seleccionados, se puede formar un texto o un gráfico. Para su configuración es importante saber si es de ánodo común o de cátodo común.</p> <p>(ALEGSA, 2018)</p>

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

## ANEXO 3

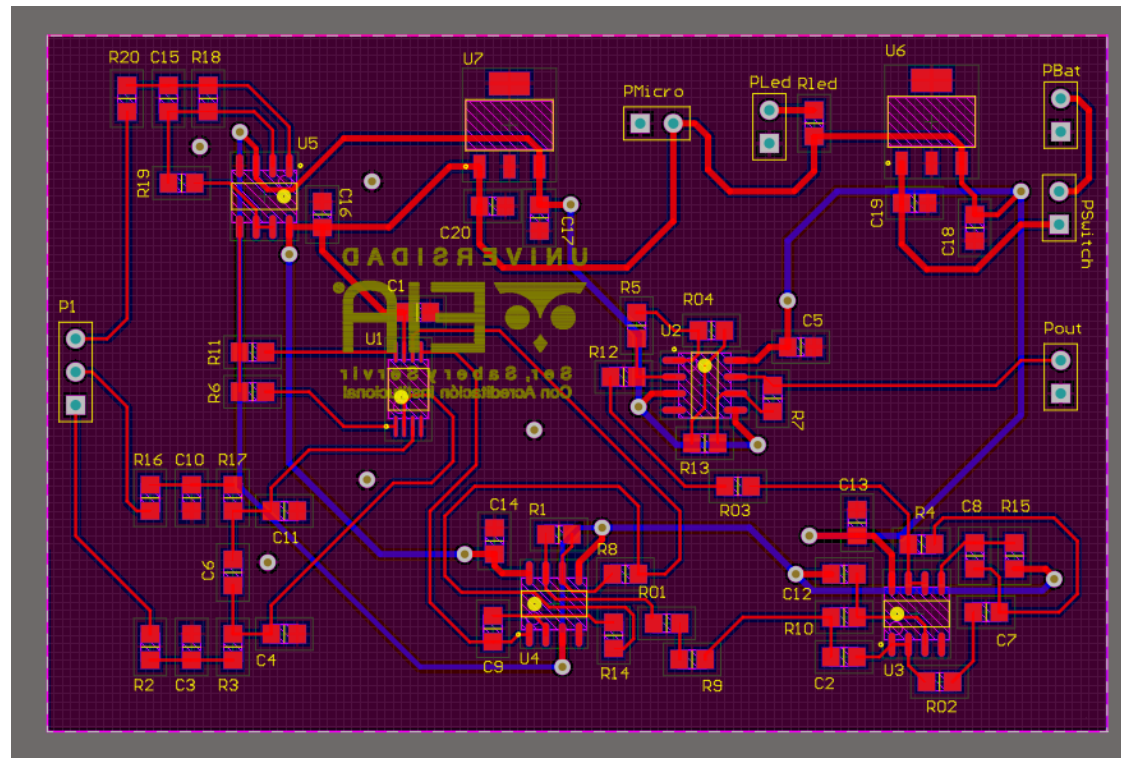
### Diseño del circuito electrónico en Altium Designer



La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

## ANEXO 4

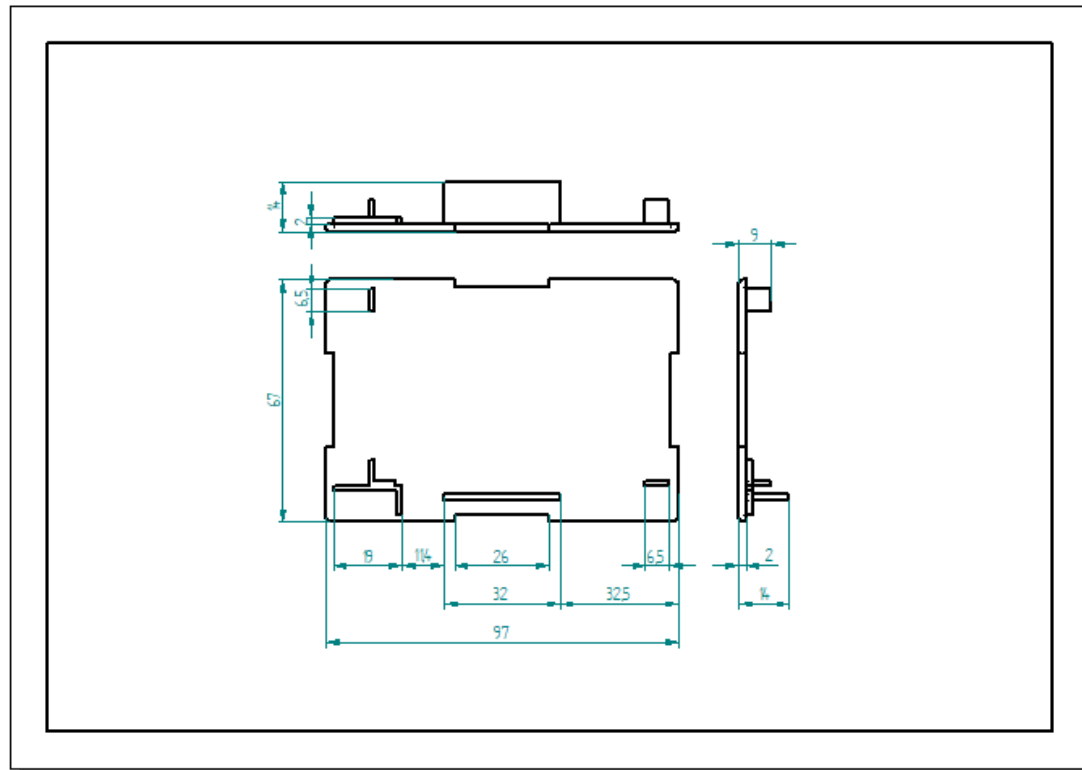
Tarjeta de circuito impreso



La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

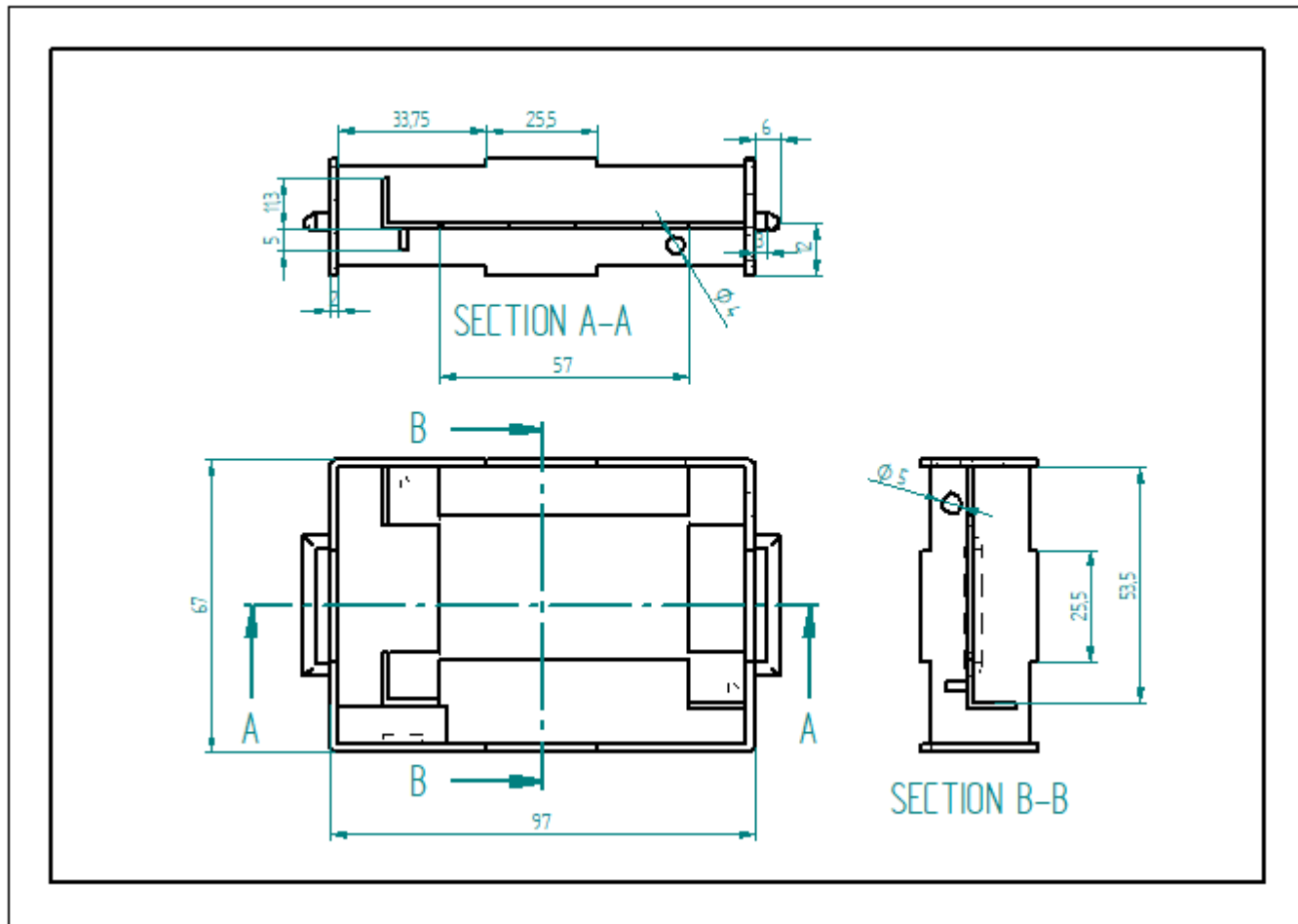
## ANEXO 5

Planos del componente externo

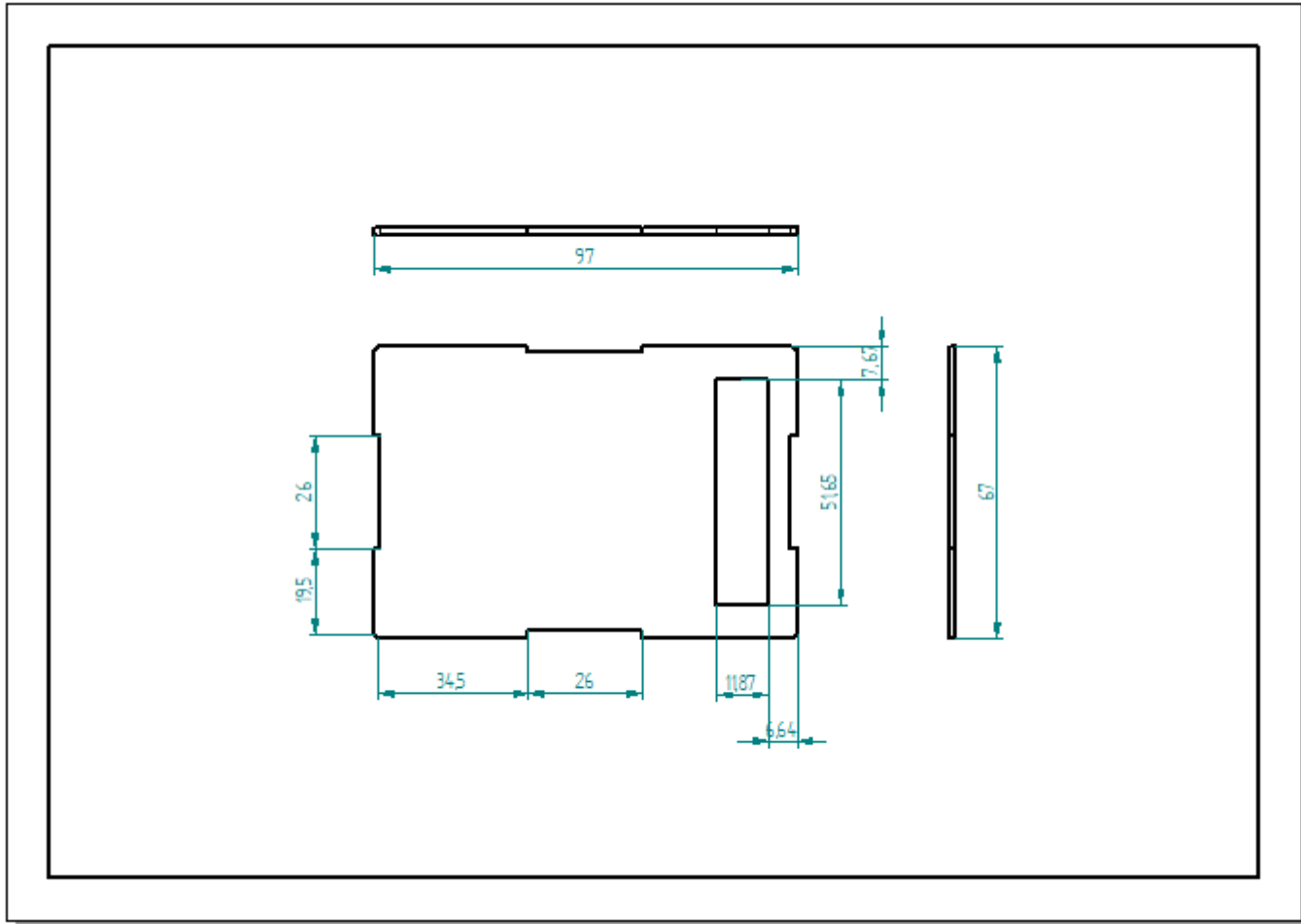


La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

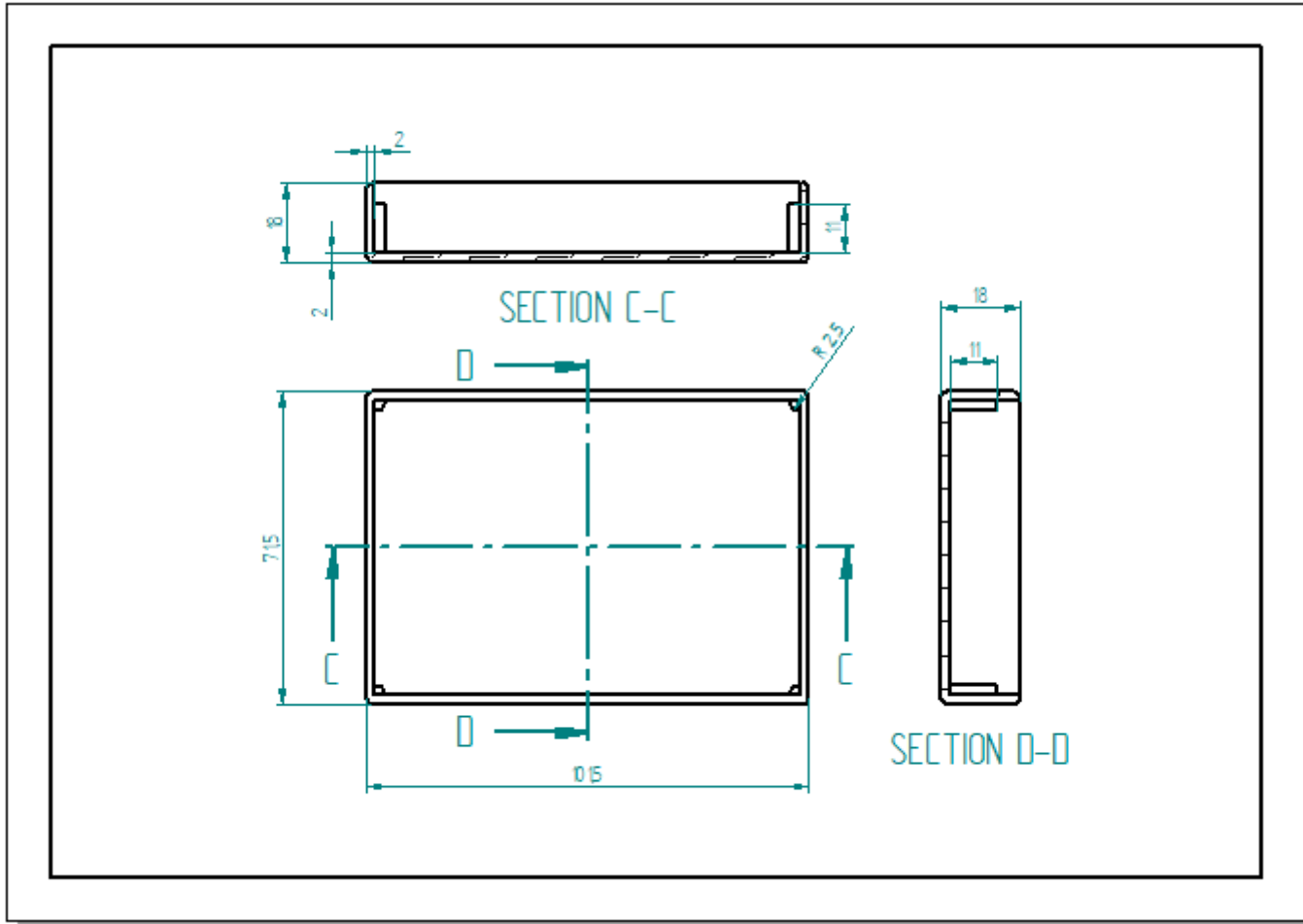




La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.



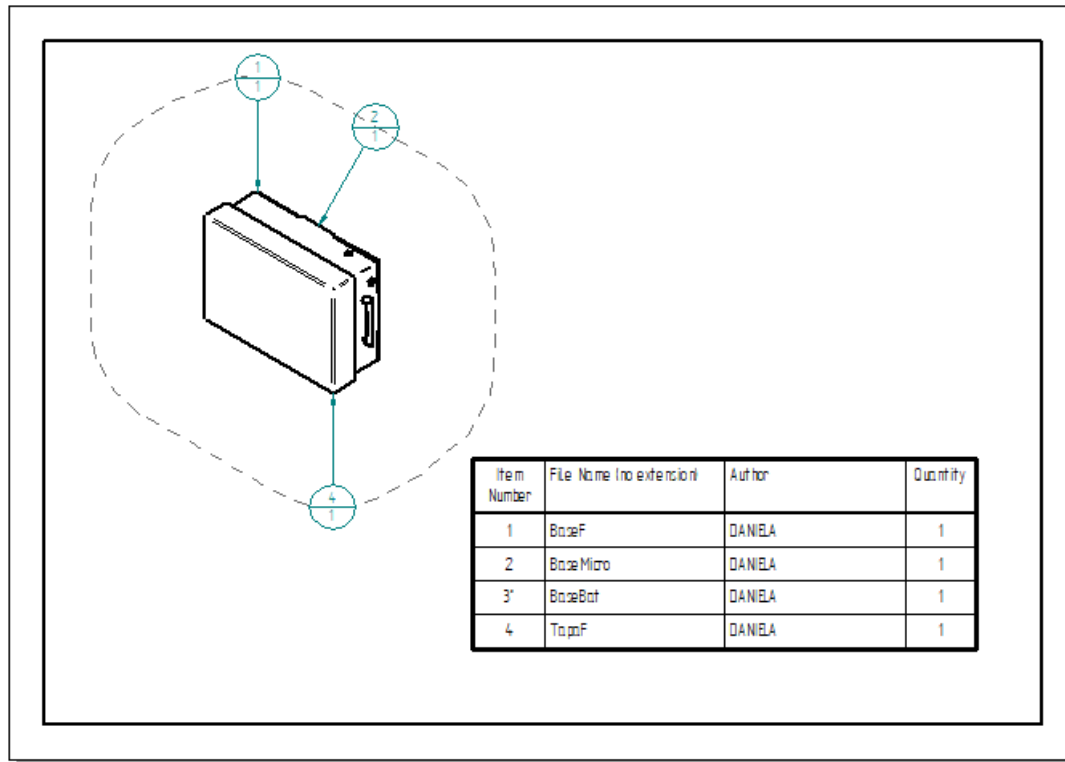
La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.



La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

## ANEXO 6

### Lista de partes del componente externo



La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.