



UNIVERSIDAD DE GRANADA
INGENIERÍA ELECTRÓNICA INDUSTRIAL

DISEÑO DE UN PULSÓMETRO POR INFRARROJOS

Autor: Rafael Bailón Ruiz

Directores: Alberto J. Palma López
Fernando Martínez Martí

Departamento: Electrónica y Tecnología de Computadores

Palabras clave: pulsómetro, fotopletismografía, instrumentación portátil, teléfono inteligente, comunicación inalámbrica

Keywords: pulse meter, photoplethysmography, portable instrumentation, smartphone, wireless communication

Resumen

La gente en los países desarrollados se hace cada vez mayor y sus necesidades sanitarias. El cuidado en casa surge como una nueva forma de atención sanitaria donde los pacientes puede gestionar su proceso de monitorización desde su hogar. La frecuencia cardíaca es uno de los signos vitales, los parámetros que miden las funciones básicas del cuerpo, por lo que determinar este valor es un procedimiento asistencial importante. Este Trabajo Fin de Grado presenta un pulsómetro pleistomográfico portátil que incluye comunicación inalámbrica Bluetooth con un teléfono inteligente.

Abstract

People of developed countries are getting older and their health care needs are growing. Home care shows as a new approach for health systems where patients can handle their monitoring process from their own houses. Heart rate data is one of the vital signs, the parameters used to measure body's basic functions, so measuring this value is an important health procedure. This Final Degree Project presents a portable fingertip pleystomographic pulse meter, including Bluetooth wireless communication with smartphone.



UNIVERSIDAD DE GRANADA
INGENIERÍA ELECTRÓNICA INDUSTRIAL

HOJA DE EVALUACIÓN Y CALIFICACIÓN

Autor: Rafael Bailón Ruiz

Título: Diseño de un pulsómetro por infrarrojos

Directores: Alberto J. Palma López
Fernando Martínez Martí

Tribunal:

Presidente:

Secretario:

Vocal:

Calificación:

Presentado en Granada, a _____ de _____ de 2015

Evaluado en Granada, a _____ de _____ de 2015

El Presidente

El Secretario

El Vocal



UNIVERSIDAD DE GRANADA
INGENIERÍA ELECTRÓNICA INDUSTRIAL

AUTORIZACIÓN DE LECTURA DE
TRABAJO FIN DE GRADO

D. Alberto J. Palma López y D. Fernando Martínez Martí profesores del Departamento de Electrónica y Tecnología de Computadores de la Universidad de Granada, como directores del Trabajo Fin de Grado titulado “Diseño de un pulsómetro por infrarrojos” y realizado por el alumno D. Rafael Bailón Ruiz

CERTIFICAN: que el citado Trabajo Fin de Grado, ha sido realizado y redactado por dicho alumno y autorizan su presentación.

En Granada a 13 julio de 2015,

Fdo. D. Alberto J. Palma López

Fdo. D. Fernando Martínez Martí



UNIVERSIDAD DE GRANADA
INGENIERÍA ELECTRÓNICA INDUSTRIAL

AUTORIZACIÓN DE DEPÓSITO EN LA BIBLIOTECA

Yo, D. Rafael Bailón Ruiz con DNI _____, autor del Trabajo Fin de Grado titulado “Diseño de un pulsómetro por infrarrojos” realizado en la Universidad de Granada

AUTORIZO: al depósito de dicho Trabajo en la Biblioteca de la Universidad de Granada, y de la visualización a través de Internet.

En Granada a 13 julio de 2015,

Fdo. D. Rafael Bailón Ruiz

Quiero agradecer a mis tutores de este Trabajo Fin de Grado la ayuda en su realización. Asimismo, expreso mi gratitud a los profesores del Grado en Ingeniería Electrónica Industrial por el conocimiento que me han transmitido.

A mis padres, mi hermano y mis amigos, que me apoyan en la aventura de ser ingeniero.

Índice general

1. Introducción, motivación y objetivos	19
1.1. Introducción	19
1.2. Motivación	20
1.3. Objetivos	20
2. Estado del Arte	23
2.1. Fundamento Teórico	23
2.1.1. Ciclo cardíaco	23
2.1.2. Las señales cardíacas	24
2.1.2.1. Electrocardiograma	24
2.1.2.2. Fotopletismograma	26
2.1.3. Medida de las pulsaciones	26
2.2. Dispositivos comerciales	28
2.2.1. Primeros pulsómetros portátiles	28
2.2.2. Pulsómetros basados en electrocardiograma	29
2.2.3. Pulsómetros basados en fotopletismograma	30
3. Diseño y desarrollo del sistema	35
3.1. Introducción	35
3.2. Hardware	35
3.2.1. Alimentación	35
3.2.2. Adquisición	36
3.2.3. Filtrado	37
3.2.3.1. Filtro paso alta	37
3.2.3.2. Filtro paso baja y amplificación	38
3.2.3.3. Filtro rechaza banda	40
3.2.4. Discretizado	41
3.2.5. Microcontrolador	41
3.2.6. Módulo de comunicación	42
3.2.7. Placa de circuito impreso	42
3.3. Firmware	43
3.3.1. Configuración del oscilador	43

3.3.2. Medida de las pulsaciones	44
3.3.3. Envío de datos al módulo de comunicaciones	47
3.4. Software	48
3.4.1. Descripción general	48
3.4.2. Arquitectura	48
3.4.2.1. Gestión de la comunicación	49
3.4.2.2. Representación de la información	51
4. Resultados	53
4.1. Pruebas de validación	53
4.1.1. Prueba estática	54
4.1.2. Prueba dinámica	55
5. Conclusiones y trabajos futuros	59
5.1. Conclusiones	59
5.2. Trabajos futuros	59
Bibliografía	64
A. Anexos	65
I. Circuito	65
II. Placa de circuito impreso	69
III. Código fuente	73

Índice de figuras

2.1. Diagrama del corazón	23
2.2. Movimientos cardíacos	25
2.3. Electrocardiograma[14]	25
2.4. Diagrama de Wiggers	26
2.5. Representación de ECG, traza superior, y PPG, traza inferior	27
2.6. Topologías de colocación del sensor fotopletismográfico	27
2.7. Determinación de la frecuencia cardíaca mediante fotopletismograma	28
2.8. Estetoscopio	29
2.9. Electrocardiógrafo portátil[23]	29
2.10. Cardiوفrecuencímetro <i>Cardio ONrhythm 50 de Geonaute</i> [6]	30
2.11. Evolución de relojes-pulsómetro	31
2.12. Pulseras de monitorización biométrica	31
2.13. Efectos de los artefactos sobre la medida de pulsaciones[38]	32
2.14. Métodos de medida PPG según colocación del sensor	33
3.1. Diagrama del sistema	35
3.2. Circuito de alimentación	36
3.3. Circuito de adquisición	36
3.4. Sensor TCRT1010	37
3.5. Circuito del filtro paso alta	37
3.6. Simulación del filtro paso alta	38
3.7. Circuito del filtro paso baja con amplificación	39
3.8. Simulación del filtro paso baja con amplificación	40
3.9. Circuito del filtro rechaza banda estrecho centrado a 50Hz	40
3.10. Simulación del filtro elimina banda	42
3.11. Simulación de las etapas de filtrado	43
3.12. Circuito comparador	43
3.13. Microcontrolador y circuito auxiliar	44
3.14. Módulo de comunicación Bluetooth RN-42	44
3.15. Diagrama de flujo del firmware	45
3.16. Icono de la aplicación Pulsómetro	48
3.17. Bluetooth	49

3.18. Vista principal de la aplicación	50
4.1. Montaje experimental del pulsómetro. El dedo está colocado sobre el sensor .	53
4.2. Representación de las pulsaciones del sujeto durante el periodo de recuperación	56
4.3. Representación del incremento de las pulsaciones del sujeto respecto al reposo	57
4.4. Representación de la correlación entre datos obtenidos del pulsómetro y del cardiofrecuencímetro	57

Índice de tablas

3.1. Valores de los componentes del filtro paso alta	38
3.2. Valores de los componentes del filtro paso baja con amplificación	39
3.3. Requisitos del filtro rechaza banda con topología <i>Fliedge</i>	41
3.4. Valores de resistencias y condensadores del filtro rechaza banda con topología <i>Fliedge</i>	41
4.1. Pulsaciones del sujeto durante la prueba estática	54
4.2. Parámetros estadísticos de la prueba estática	54
4.3. Pulsaciones del sujeto durante el periodo de recuperación	55
4.4. Incremento de pulsaciones del sujeto respecto a las de reposo durante el peri- odo de recuperación	55

Glosario

API	Application Programming Interface
CCP	Capture, Compare, and PWM
ICSP	In-Circuit Serial Programming
IDE	Integrated Development Environment
LCD	Liquid Crystal Display
PPG	Photoplethysmogram, fotopletismograma
PPM	Pulsaciones Por Minuto
RFCOMM	Radio Frequency Communications
UART	Universal Asynchronous Receiver-Transmitter
USPTO	United States Patent and Trademark Office
UUID	Universally Unique IDentifier

1. Introducción, motivación y objetivos

1.1. Introducción

Los signos vitales son los parámetros que permiten valorar el estado de las funciones corporales básicas de los seres humanos. Dichos signos son cuatro:

- Temperatura corporal
- Frecuencia cardíaca
- Tensión arterial
- Frecuencia respiratoria

La frecuencia cardíaca es la tasa de latidos del corazón e indica el nivel de actividad de este. Los latidos provocan el bombeo de la sangre a través de los vasos sanguíneos que recorren todo el cuerpo humano. Como consecuencia del paso de la sangre, se produce una expansión periódica de los vasos llamada pulso. Para una persona sana en reposo la frecuencia cardíaca se encuentra entre 60 y 100 pulsaciones por minuto.

La adquisición de la tasa de latidos es un procedimiento básico en el diagnóstico de un paciente y la pulsometría es uno de los métodos utilizadas para ello. Esta técnica se basa en el procesamiento de un fotopletismograma (PPG), una representación de la variación volumétrica de las arterias obtenida con un sensor óptico. Usa las variaciones pulsátiles en la absorbancia óptica de los tejidos y la sangre bajo luz infrarroja para determinar la frecuencia cardíaca.

La pulsometría basada en fotopletismografía no es invasiva ya que no requiere la colocación de electrodos y por tanto no supone ningún riesgo para la persona. Tan solo consiste en posar una parte del cuerpo donde el flujo sanguíneo se encuentre expuesto cerca de la piel. Esta prueba suele realizarse sobre el dedo índice pero también es apta para otras zonas como orejas y muñecas.

Este Trabajo Fin de Grado presenta el diseño de un dispositivo pulsométrico que se comunica inalámbricamente con un *smartphone*. El teléfono inteligente muestra la frecuencia cardíaca obtenida con el hardware y permite la monitorización remota de un paciente.

1.2. Motivación

La población en los países desarrollados es cada vez más anciana y cada vez son necesarios más medios su cuidado. Gracias a los avances sanitarios, muchas enfermedades ya no suponen el fallecimiento inmediato sino que se han convertido en crónicas. Los pacientes pueden mantener una gran calidad de vida si están tratados adecuadamente y se mantiene una revisión periódica de su estado de salud. No obstante los recursos son limitados y con los métodos tradicionales de trato con los pacientes son insuficientes para cubrir sus expectativas. El *telecuidado* se plantea como un posible solución al incremento de necesidades sanitarias de los ciudadanos[13].

Otro factor que hace necesario el telecuidado es el incremento en el numero de incidentes inesperadas, infarto y muerte súbita, que causan el fallecimiento en el hogar o en zonas alejadas de las instalaciones médicas[21].

Los sistemas de *cuidado en casa* actuales requieren conectar electrodos u otros sensores al cuerpo, lo que puede resultar incómodo al paciente, que ve su libertad de movimiento limitada[21]. Gracias a las comunicaciones inalámbricas, ZigBee, Bluetooth, WiFi, y a Internet la *telemedicina* es ahora posible.

La interfaz de la instrumentación médica tradicional está diseñada para ser usada por el personal sanitario que lo conoce y ha recibido entrenamiento para manipularlo, pero no por los pacientes. Si se desea que los afectados manejen el instrumental de monitorización desde casa, éste debe ser sencillo y robusto. Los teléfonos inteligentes, con sus pantallas táctiles, facilitan la interacción y su capacidad de procesamiento permite crear y mostrar interfaces gráficas adaptadas a las limitaciones que puedan tener los usuarios.

Estas nuevas situaciones hacen necesario idear sistemas revolucionarios que permitan conectar de manera más fácil y eficiente a los pacientes con los profesionales sanitarios. Los *smartphones*, teléfonos inteligentes, y *wearable devices*, dispositivos vestibles, tienen en la actualidad la potencia y la conectividad suficiente para ser la piedra angular de la medicina del futuro[15].

1.3. Objetivos

Los objetivos de este Trabajo Fin de Grado son:

- Estudio bibliográfico de las señales cardíacas y de dispositivos existentes para su medida.
- Diseño y fabricación de un pulsómetro con sensor infrarrojo.
 - Obtención del fotopletismograma.
 - Procesado de la señal.
 - Adquisición mediante un microcontrolador.
 - Comunicación inalámbrica con un sistema monitorización.

- Diseño del sistema en placa de circuito impreso.
- Diseño e implementación de una aplicación móvil para la monitorización remota del pulso cardíaco de un paciente.

2. Estado del Arte

2.1. Fundamento Teórico

El corazón es el órgano principal del aparato circulatorio. Es un músculo hueco situado en la cavidad torácica que funciona como una bomba impulsando la sangre a todo el cuerpo[10].

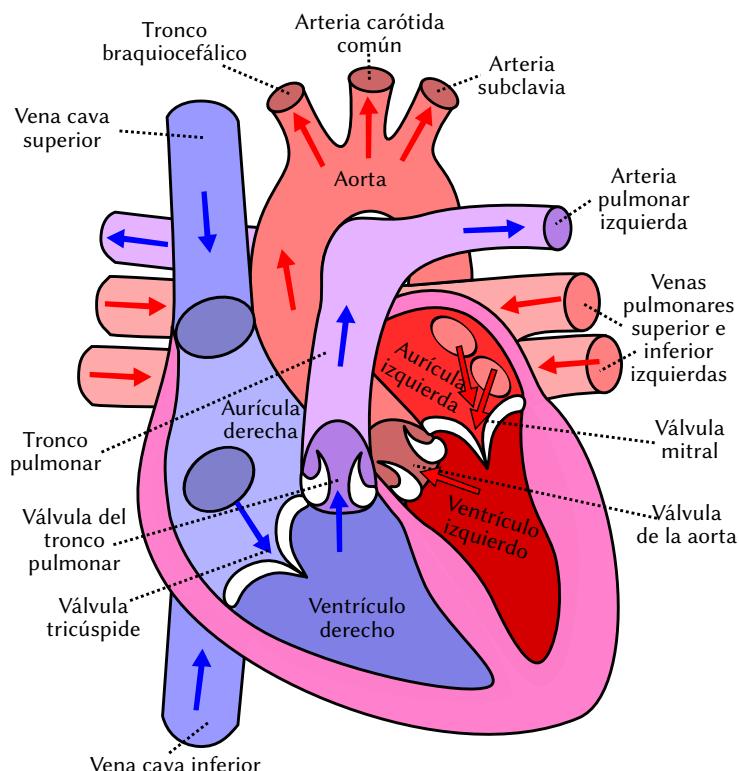


Figura 2.1.: Diagrama del corazón

Este músculo está dividido en cuatro cámaras: dos aurículas, derecha e izquierda y dos ventrículos, derecho e izquierdo (Figura 2.1).

2.1.1. Ciclo cardíaco

El ciclo cardíaco es la secuencia de eventos eléctricos, mecánicos, sonoros y de presión, relacionados con el flujo de sangre a través de las cavidades cardíacas, la contracción y relajación de cada una de ellas (aurículas y ventrículos), el cierre y apertura de las válvulas y la producción de ruidos a ellas asociados[9]. Latido es el nombre que recibe cada repetición del ciclo cardíaco.

En cada latido se distinguen cinco fases:

1. Sístole auricular
2. Contracción ventricular isovolumétrica
3. Eyección
4. Relajación ventricular isovolumétrica
5. Llenado auricular pasivo

Las tres primeras fases son llamadas la sístole (contracción) y las dos últimas, diástole (relajación). La duración de la sístole es un tercio del ciclo cardíaco y la de la diástole, dos terceras partes del periodo.

Sístole auricular Las aurículas se contraen y toda la sangre que contienen pasan a los ventrículos (Figura 2.2a)

Contracción ventricular isovolumétrica Aumenta la presión en el interior de los ventrículos debido a su contracción. El cierre de las válvulas auriculoventriculares impide el retorno de la sangre.

Eyección La válvula del tronco pulmonar y la válvula de la aorta se abren. La sangre del ventrículo derecho se impulsa a través de la arteria pulmonar hacia los pulmones para oxigenarse y la sangre del ventrículo izquierdo viaja hacia el resto de cuerpo a través de la arteria aorta. El volumen eyectado es de aproximadamente 70 mL.

Relajación ventricular isovolumétrica Disminuye la presión en los ventrículos provocando el cierre de las válvulas sigmoideas (arteriales) y la apertura de las válvulas auriculoventrales.

Llenado ventricular pasivo Durante las otras fases las aurículas han estado llenándose de sangre. El aumento de la presión en estas cavidades respecto a la de los ventrículos provoca que la sangre fluya hacia ellos, comenzando el siguiente ciclo (Figura 2.2b)

La frecuencia cardíaca en reposo evoluciona con la edad y el estado físico del sujeto, pero suele estar entre 60 y 100 PPM.

2.1.2. Las señales cardíacas

2.1.2.1. Electrocardiograma

El movimiento del músculo cardíaco tiene su origen en la actividad eléctrica del corazón. El electrocardiograma es la representación gráfica del voltaje durante el ciclo cardíaco.

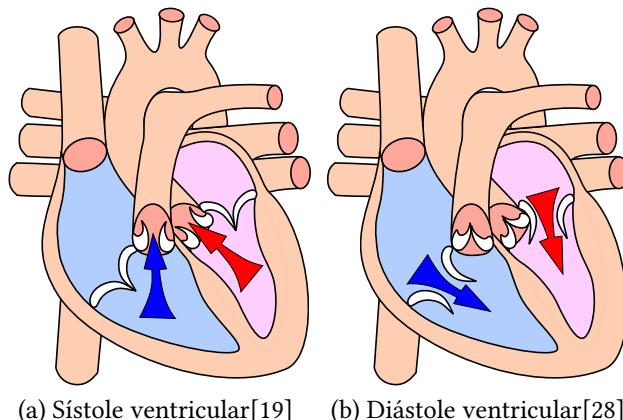


Figura 2.2.: Movimientos cardíacos

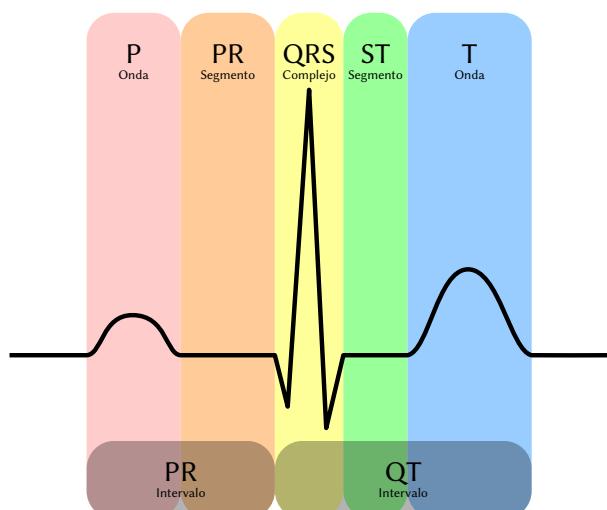


Figura 2.3.: Electrocardiograma[14]

Como se muestra en la Figura 2.3 el electrocardiograma está compuesto por ondas y segmentos sobre la línea base[12].

La onda P es la señal eléctrica que corresponde a la despolarización auricular. Su amplitud es inferior a 25 mV y su duración está entre 0,07 y 0,11 segundos. Tras esta onda, tiene origen el segmento PR. Este segmento representa el tiempo que tarda el impulso eléctrico en viajar desde la aurícula al ventrículo. La espera es importante porque permite que la sangre se desplace hacia la aurícula desde el ventrículo.

El complejo QRS se produce por la superposición de las señales eléctricas durante la contracción ventricular. Es uno de los segmentos más característicos para la detección de la frecuencia cardíaca y su amplitud es mayor porque el área muscular del ventrículo es mucho más poderosa para poder bombear la sangre.

El segmento ST refleja la despolarización auricular, es decir, la diástole, y la onda T la repolarización previa a la apertura de las válvulas para el nuevo ciclo.

2.1.2.2. Fotopletismograma

El paso de la sangre a través de las arterias da lugar a un incremento volumétrico en las mismas ligado a las variaciones de presión en el corazón. La medida de este incremento da lugar al fotopletismograma.

La fotopletismografía refleja la manifestación de la actividad cardíaca y se puede realizar en zonas del cuerpo donde el aparato circulatorio se expone cerca de la piel, como dedos, muñecas y pabellones auriculares.

El diagrama de Wigger, Figura 2.4, representa bajo los mismos ejes la evolución de varias magnitudes. Se observa como tras el complejo QRS se produce la contracción ventricular, aumenta la presión en la arteria aorta y el volumen del ventrículo disminuye al expulsarse la sangre. Tras la onda T de repolarización, se cierra la válvula aorta provocando un ligero incremento de la presión.

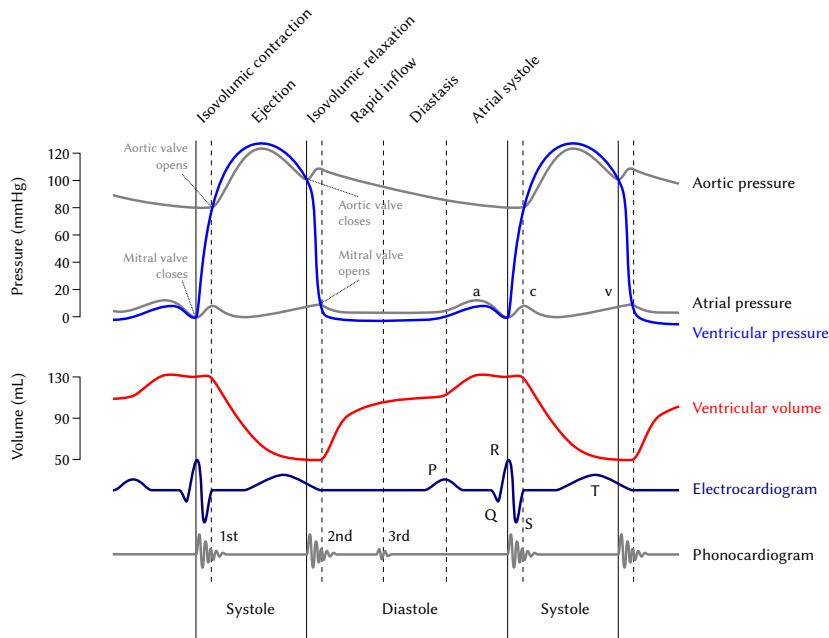


Figura 2.4.: Diagrama de Wiggers

Este efecto sobre la arteria es el que se puede percibir en todo el sistema circulatorio mediante la fotopletismografía. En ocasiones, incluso la pequeña variación producida por la onda T puede identificarse como un pico secundario. En la Figura 2.5 se observa la relación, con datos reales, entre ECG y PPG[13].

2.1.3. Medida de las pulsaciones

La fotopletismografía es un método óptico con el que se registra la variación de la absorción de tejidos, órganos y fluidos al ser iluminados. El rango de frecuencias habitual oscila entre el infrarrojo y el rojo.

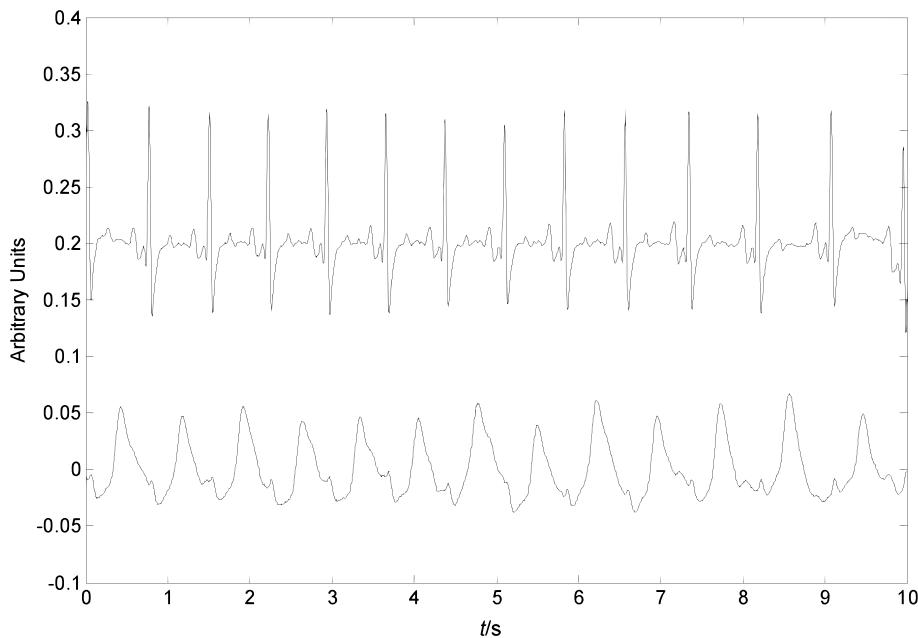


Figura 2.5.: Representación de ECG, traza superior, y PPG, traza inferior

Los sensores para fotopletismografía están compuestos por un diodo emisor y un receptor, transistor o fotodiodo, selectivo para la frecuencia emitida. Los circuitos para su polarización son los habituales: transistor en emisor común o conversor I-V para el fotodiodo.

Existen dos topologías para la colocación de los sensores. Una de ellas es por transmisión (Figura 2.6a) donde el tejido u órgano sobre el que se quiere medir se coloca entre el emisor y el receptor. La otra forma es por reflexión (Figura 2.6b), el receptor se coloca al lado del emisor captando la luz que se refleja en los tejidos. El método de transmisión solo se puede utilizar en zonas donde el espesor del órgano o tejido es pequeño. Por tanto, lo mas habitual es hacerlo por reflexión.

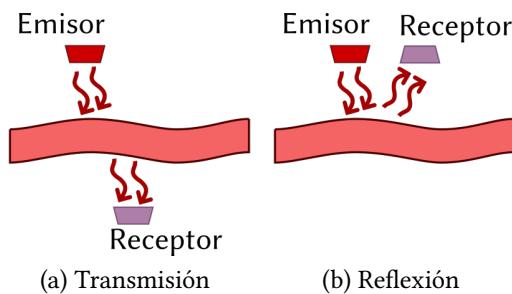


Figura 2.6.: Topologías de colocación del sensor fotopletismográfico

El fotopletismograma obtenido es la superposición de varias señales como se observa en la Figura 2.7a. Las componentes venosa de retorno, capilar y tejidos deben eliminarse con un filtro paso alta pues las pulsaciones sólo se pueden detectar sobre el flujo arterial.

Se puede incluir otros elementos de filtrado para obtener una señal mas limpia. Filtros paso baja para limitar el ancho de banda y filtros elimina-banda o peine para reducir el efecto de la

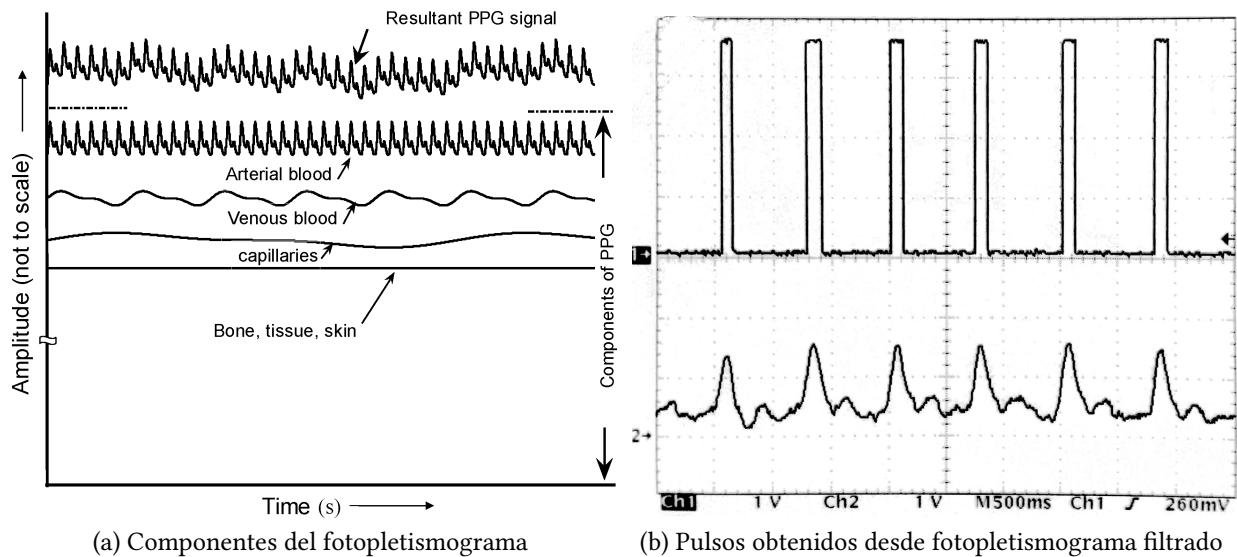


Figura 2.7.: Determinación de la frecuencia cardíaca mediante fotopletismograma

interferencia electromagnética con origen en la red eléctrica. Este ruido afecta sensiblemente a estos dispositivos ya que su frecuencia, 50 Hz o 60 Hz, es cercana a la frecuencia cardíaca, que está entorno a 1 Hz.

Finalmente, se detectan los pulsos con un comparador[21] (Figura 2.7b). Otras técnicas utilizan el análisis espectral, pero requieren hardware y software con potencia suficiente para realizar la transformada rápida de fourier[38].

2.2. Dispositivos comerciales

Existe una gran variedad de instrumentos portátiles para la medida de la frecuencia cardíaca basados, esencialmente en electrocardiograma y fotopletismograma.

2.2.1. Primeros pulsómetros portátiles

El instrumento mas rudimentario para la medida de las pulsaciones es el propio ser humano. Cualquier persona puede *tomar el pulso* de si mismo o de otro posando su dedo sobre zonas donde los cambios de presión arterial son palpables, habitualmente muñeca y cuello. El método consiste en contar los pulsos durante un periodo de tiempo, normalmente un minuto, para obtener el dato en pulsaciones por minuto (PPM). Esta forma es poco eficiente pues al no ser automático el individuo que realiza el procedimiento debe prestar su atención durante el tiempo de la prueba y realizar tareas de monitorización se hacen inviables. En algunas ocasiones el pulso del sujeto es débil y puede ser difícil encontrarlo

Otro método clásico para determinar las pulsaciones por minuto de un sujeto es utilizar un estetoscopio sobre el pecho de un paciente. Un estetoscopio, Figura 2.8, es un dispositivo acústico para oír los sonidos internos del cuerpo. Este procedimiento solo puede ser aplicado por

un especialista, que posee el instrumento adecuado y tiene el entrenamiento para realizarlo.



Figura 2.8.: Estetoscopio

2.2.2. Pulsómetros basados en electrocardiograma

Todos los centros hospitalarios están equipados con instrumental para la realización de electrocardiogramas, Figura 2.9. Sin embargo su uso en este ámbito está mucho mas orientado al diagnóstico de enfermedades cardíacas mas que a la monitorización del pulso. El ECG proporciona mucha mas información al especialista a costa de una preparación del paciente más compleja.

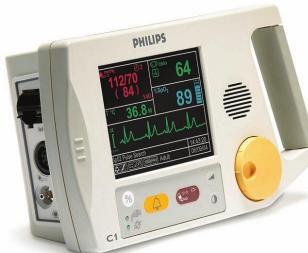


Figura 2.9.: Electrocardiógrafo portátil[23]

Fuera del ámbito sanitario, en el mundo del deporte, existen multitud de dispositivos para monitorizar la frecuencia cardíaca[11]. Para un deportista es importante conocer su pulso porque indica el nivel de esfuerzo que está realizando. En el mercado hay una gran variedad con características adicionales como reloj, los más básicos y GPS o conexión con *smartphones*, los más avanzados. Estos dispositivos son conocidos con el nombre de cardiofrecuencímetros y están compuestos de dos partes: una banda que se coloca sobre el pecho, que contiene el circuito para realizar el ECG y el emisor de radiofrecuencia, y un receptor que se coloca en la muñeca con una pantalla para mostrar la información (Figura 2.10).

Los cardiofrecuencímetros son mucho más prácticos de usar que realizar un ECG convencional y se pueden utilizar mientras se hace deporte al aire libre. Sin embargo presentan algunos problemas originados por la naturaleza eléctrica de la prueba:

- La zona del pecho donde se coloca la banda, a la altura del corazón, debe estar húmeda. Los electrodos necesitan un medio que favorezca la conducción eléctrica.



Figura 2.10.: Cardiofrecuencímetro *Cardio ONrhythm 50* de Geonaute[6]

- Su uso está fuertemente desaconsejado en usuarios de marcapasos pues el cardiofrecuencímetro puede interferir sobre él.

Estos aparatos no se podrían usar para la monitorización de muchas personas, sobre todo ancianas, que tienen problemas de corazón. Y son precisamente los cardiópatas los que mas lo necesitan.

2.2.3. Pulsómetros basados en fotopletismograma

Los pulsómetros basados en fotopletismograma tienen originariamente su nicho en la monitorización hospitalaria, sin embargo ha habido y sigue habiendo intentos en universalizar su uso fuera de ese ámbito.

Uno de los primeros dispositivos de pulsometría de uso no hospitalario es el reloj BP-400 fabricado por Casio en los años 90 del siglo XX, que ya incorporaba un sensor óptico para obtener las pulsaciones. El usuario debía colocar su dedo sobre la zona del sensor, Figura 2.11a, y esperar unos instantes hasta que la medida apareciera en la pantalla LCD. Tuvo un éxito limitado ya que requería calibrarlo para cada persona que fuera a utilizarlo[8].

Dos décadas después, la empresa Apple comercializa un reloj inteligente, *smartwatch*, que incorpora un sensor pulsimétrico (Figura 2.11b). En esta ocasión el dispositivo no requiere calibración y puede leer el pulso directamente desde la muñeca.

Otros dispositivos pulsimétricos con forma de reloj son las pulseras fabricadas por FitBit Inc. (Figura 2.12a), que han tenido mucho éxito en Estados Unidos. Esta empresa tiene asignadas al menos 100 patentes en la USPTO relacionadas con dispositivos de monitorización biométrica y de actividad. Una parte importante de ellas sobre frecuencia cardíaca y 5 tituladas *Wearable heart rate monitor* (Monitor de frecuencia cardíaca vestible). En [31] se presenta una pulsera que incluye un sensor PPG capaz de medir las características de la forma de onda y detectar cuando el usuario la lleva puesta. [32, 30, 33] reclaman métodos que combinan un sensor fotopletismográfico con acelerómetro para mejorar la medida de pulsaciones mientras se hace deporte. Algunos diseños incluyen la visualización de las pulsaciones en el mismo dispositivo [34], y la mayoría ofrecen comunicación con teléfonos inteligentes.



Figura 2.11.: Evolución de relojes-pulsómetro



Figura 2.12.: Pulseras de monitorización biométrica

El principal problema de los dispositivos fotopletismográficos es que se ven afectados por el movimiento del sujeto. Un sensor PPG colocado sobre el dedo o la muñeca de un usuario haciendo deporte recogerá artefactos, alteraciones no deseadas en la señal que dan lugar a datos erróneos (Figura 2.13).

Por un lado existen propuestas de algoritmos complejos para extraer la frecuencia cardíaca a pesar de los artefactos. En [38] se presenta un método para reducir los artefactos basado en análisis espectral y, según el investigador, consigue un error inferior al 2 % en sujetos corriendo a 15 km/h. Esta técnica se ha implementado en el Samsung Gear Fit (Figura 2.12b), un dispositivo similar a los de FitBit para monitorización de actividad.

En otra línea, una alternativa está en realizar el PPG para obtener las pulsaciones durante un instante, y no constantemente como en las otras propuestas. Se proponen topologías en la que se coloca el dedo sobre una superficie[34] (Figura 2.14a), leer desde sensores colocados sobre zonas específicas de una pulsera (Figura 2.14b) o dispositivos situados en el pabellón auricular (Figura 2.14c). Todos ellos son igual de efectivos, siendo el más básico de construir el primero.

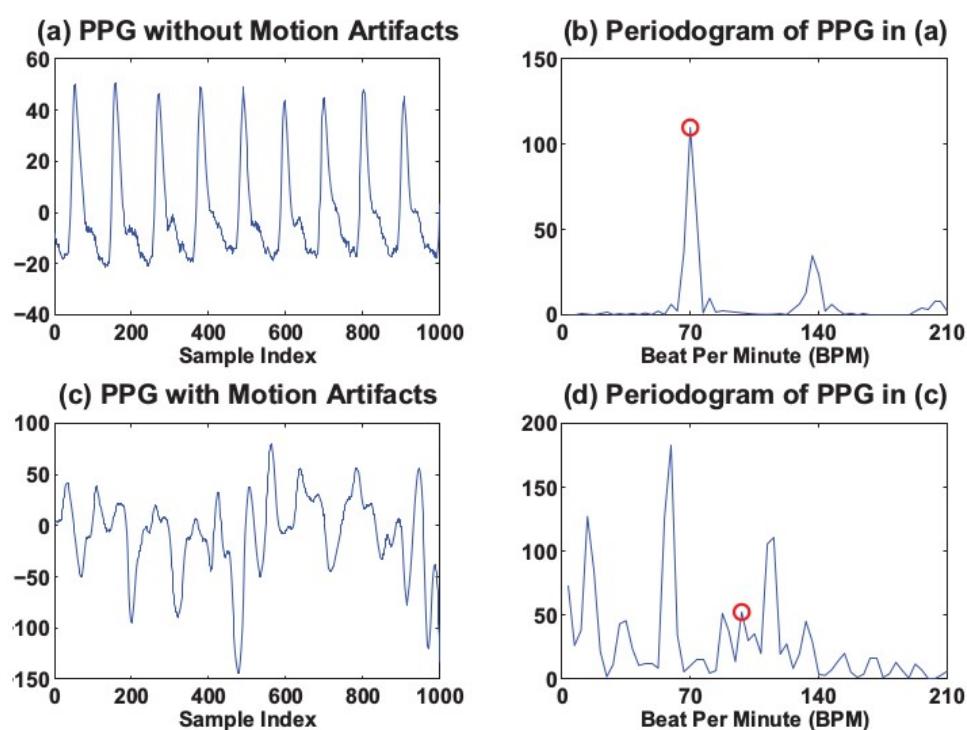


Figura 2.13.: Efectos de los artefactos sobre la medida de pulsaciones[38]

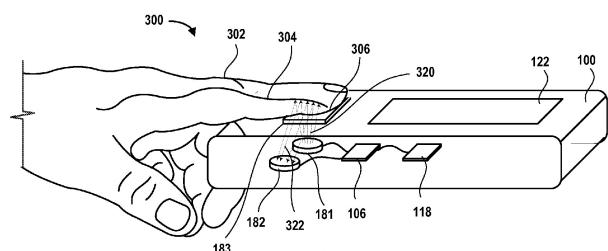


FIG. 3A

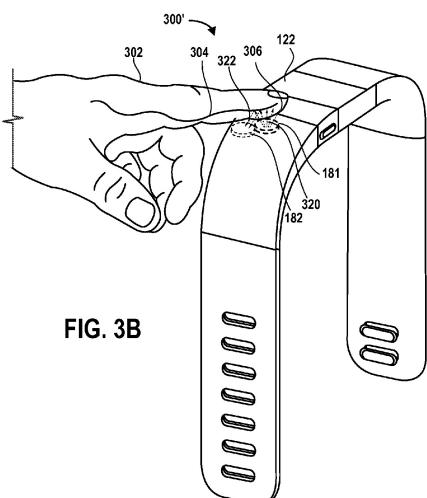
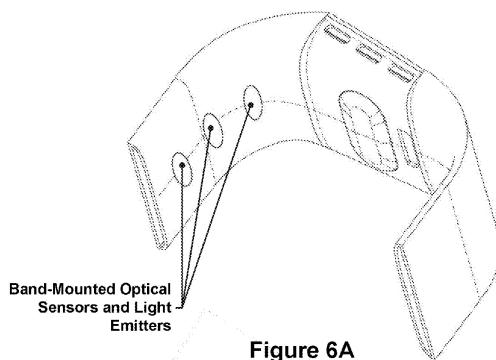
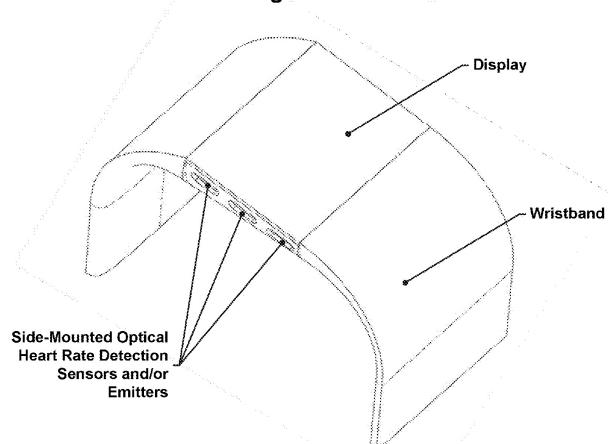


FIG. 3B



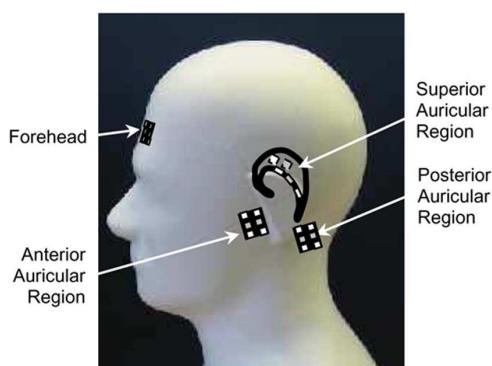
Band-Mounted Optical Sensors and Light Emitters

Figure 6A



(b) Sensores sobre pulsera[35]

(a) Pose del dedo sobre el sensor[34]



(c) Sensor sobre oreja[37]

Figura 2.14.: Métodos de medida PPG según colocación del sensor

3. Diseño y desarrollo del sistema

3.1. Introducción

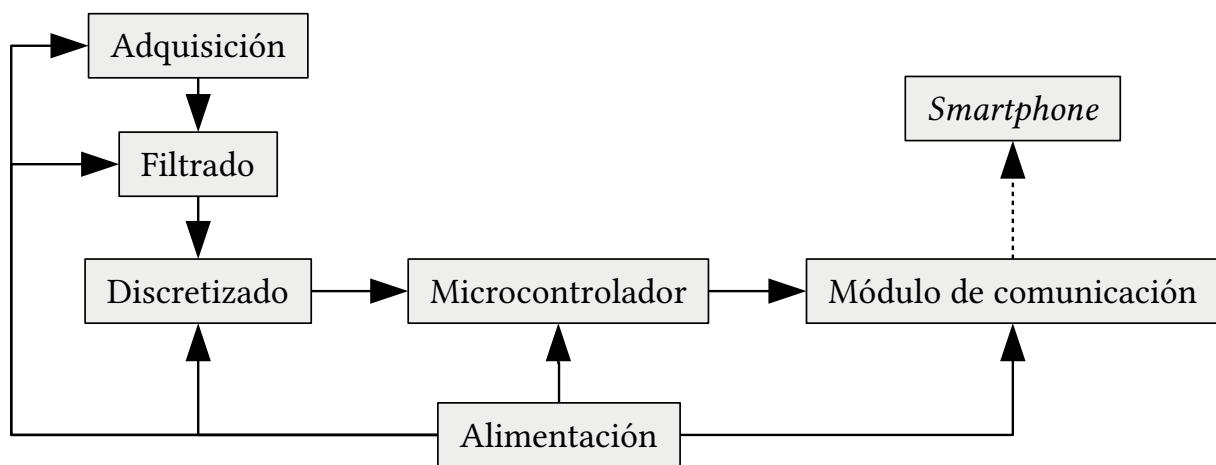


Figura 3.1.: Diagrama del sistema

El sistema de pulsometría desarrollado se compone de los elementos que se muestran en la Figura 3.1. Las flechas indican la relación de transferencia de información o energía entre los componentes.

Todos los documentos, esquemas y código fuente creados para el desarrollo de este Trabajo Fin de Grado se pueden encontrar bajo licencias libres en el repositorio del proyecto[3].

3.2. Hardware

A continuación se describe y justifica de manera pormenorizada el diseño del *hardware* del pulsómetro, cuyo circuito se encuentra en el Anexo I.

3.2.1. Alimentación

El pulsómetro está diseñado para operar a una tensión regulada, V_{DD} , de 3,3V, alimentándose a partir de un sistema de baterías. La regulación la realiza el componente MCP1700[16] que permite alimentar hasta 250 mA con un consumo de 1,6 μ A (valor típico). Posee protección integrada contra cortocircuito y sobrecalentamiento, y admite hasta 6 V en el terminal de entrada.

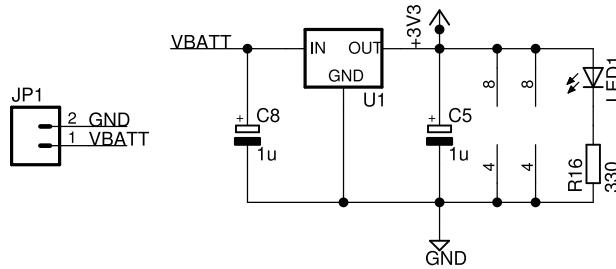


Figura 3.2.: Circuito de alimentación

Se ha elegido utilizar un regulador en lugar de un conversor DC-DC, mas eficiente, ya que su diseño e implementación en el sistema se escapa de los objetivos de este Trabajo Fin de Grado.

La alimentación se realiza mediante 4 baterías tipo AA de 1,5 V conectadas en serie, sumando 6 V en total. En un prototipo comercial se usaría una batería de litio de 3,7 V, cuyo voltaje es mas cercano a 3,3 V. Sin embargo con la batería de litio sería necesario incluir un circuito de carga y descarga.

Para el funcionamiento del regulador se necesita, según el *datasheet*[16], dos condensadores de 1 μ F: C_8 y C_5 en la Figura 3.2.

Finalmente, se incluye un LED polarizado adecuadamente como indicador de encendido.

3.2.2. Adquisición

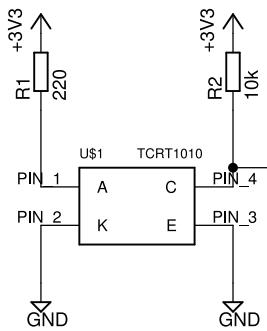


Figura 3.3.: Circuito de adquisición

La etapa de adquisición, Figura 3.3, se encarga de convertir las pulsaciones de los vasos sanguíneos en una señal eléctrica. Para ello se utiliza el componente TCRT1010 (Figura 3.4), un sensor óptico reflectivo y salida con transistor. Este dispositivo emite luz infrarroja a 950 nm, parte de ella es reflejada por los vasos sanguíneos y es recibida por el transistor que se activa con la luz recibida. Según la hoja de características, el sensor óptico tiene incorporado un filtro que bloquea las frecuencias de la luz visible.

El diodo emisor se ha polarizado para que pase por él una corriente I_F de 10 mA. Según el *datasheet*[36], para dicha corriente la caída de tensión V_F es 1,1 V. Con esta información, la resistencia de polarización R_1 viene dada por la Ecuación 3.1.

$$R_1 = \frac{V_{DD} - V_F}{I_F} = 220 \Omega \quad (3.1)$$

En el lado del transistor, la resistencia R_2 lo polariza. Para que el transistor esté siempre funcionando en zona activa, su tensión colector-emisor, V_{CE} , debe ser mayor que 0,3 V. Fijando el valor de R_2 a $10 k\Omega$ se cumple este criterio.

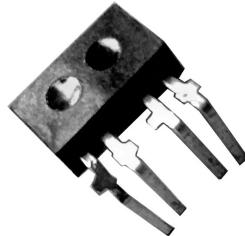


Figura 3.4.: Sensor TCRT1010

3.2.3. Filtrado

La señal eléctrica obtenida en la fase de adquisición es muy débil: su amplitud es del orden de 10 mV y está superpuesta a una señal continua. En esta fase del procesado, se adecua la onda para poder identificar los pulsos en la fase posterior.

3.2.3.1. Filtro paso alta

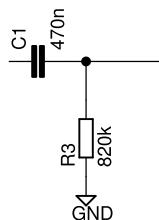


Figura 3.5.: Circuito del filtro paso alta

El filtro paso alta, Figura 3.5, elimina la componente continua de la señal debida a la polarización del transistor y otras componentes no deseadas. Con uno de tipo pasivo, de primer orden, y frecuencia de corte f_{PA} a 0,41 Hz es suficiente para alcanzar los requerimientos exigidos. La función de transferencia del filtro es la descrita en la Ecuación 3.2[26], donde $\omega_0 = 1/2\pi f_{PA}$.

$$T_{PA}(j\omega) = \frac{K}{1 - j \left(\frac{\omega_{PA}}{\omega} \right)} \quad (3.2)$$

Al ser un filtro RC, los valores de los componentes, Tabla 3.1, se pueden calcular mediante la Ecuación 3.3. Se fija en primer lugar la capacidad del condensador, ya que hay menos valores disponibles y se despeja R de la Ecuación 3.3. La constante K , de ganancia, es 1 ya que se

trata de un filtro pasivo. La tolerancia de los componentes no influye significativamente en el desempeño.

$$f_{PA} = \frac{1}{2\pi\omega_{PA}} = \frac{1}{2\pi RC} \quad (3.3)$$

Componente	Valor
C_1	470 nF
R_3	$820 \text{ k}\Omega$

Tabla 3.1.: Valores de los componentes del filtro paso alta

En la Figura 3.6 se muestra la simulación del filtro realizada con el programa *SpiceGUI*[4], una interfaz gráfica del simulador *ngspice* para sistemas operativos GNU/Linux.

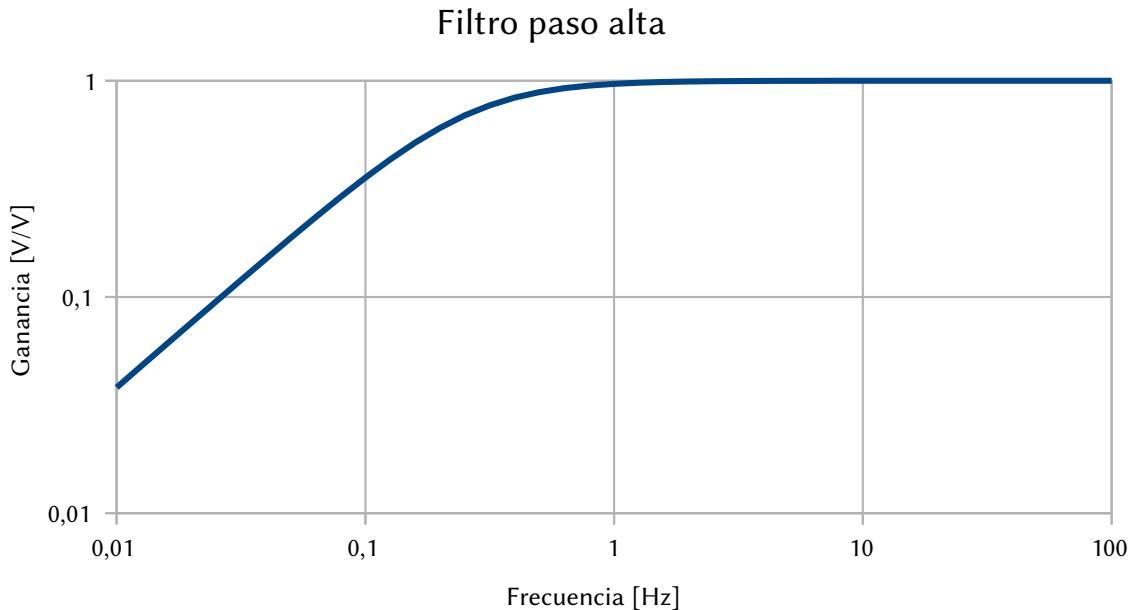


Figura 3.6.: Simulación del filtro paso alta

3.2.3.2. Filtro paso baja y amplificación

En esta etapa se limita el ancho de banda y se amplifica la señal. Está compuesta por un filtro paso baja RC activo de primer orden, con ganancia, como se muestra en la Figura 3.7.

La frecuencia de corte f_{PB} escogida es 41 Hz, suficiente tratándose de un sistema para monitorización y no diagnóstico. Se elimina el ruido significativamente a cambio de perder componentes de frecuencias superiores a la de corte.

$$T_{PB}(j\omega) = \frac{K}{1 + j \left(\frac{\omega}{\omega_{PB}} \right)} \quad (3.4)$$

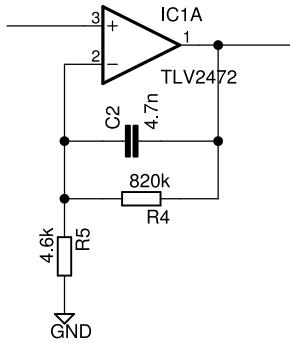


Figura 3.7.: Circuito del filtro paso baja con amplificación

A partir de la función de transferencia del filtro paso baja de primer orden[26], Ecuación 3.4, y sabiendo que es de tipo RC, se obtiene la expresión que relaciona la frecuencia de corte con los valores de R y C, Ecuación 3.5.

$$f_{PB} = \frac{1}{2\pi\omega_{PB}} = \frac{1}{2\pi RC} \quad (3.5)$$

Como la señal de entrada tiene amplitud del orden de 10 mV y la tensión de alimentación es 3,3 V, la ganancia mas adecuada se encuentra entorno a $K = 200$ para aprovechar todo el rango disponible. El filtro con amplificación de la Figura 3.7 está en configuración no inversora y por tanto el factor de amplificación viene determinado por la Ecuación 3.6.

$$K = 1 + \frac{R_4}{R_5} \quad (3.6)$$

Fijando C_2 y K , se obtienen los valores del resto de componentes mediante las Ecuaciones 3.5 y 3.6, Tabla 3.2. K está ajustada para que R_5 coincida con un valor comercial. La tolerancia de los componentes no influye significativamente en el desempeño.

Componente	Valor
C_2	4,7 nF
R_4	820 kΩ
K	174
R_5	4,7 kΩ

Tabla 3.2.: Valores de los componentes del filtro paso baja con amplificación

El amplificador operacional escogido es el TLV2472[29] por permitir usar alimentación asimétrica y ser *rail-to-rail*, importante al trabajar con baterías y con rangos de voltaje limitados como es el caso.

La Figura 3.8 muestra la simulación de la función de transferencia del filtro paso baja con amplificación.

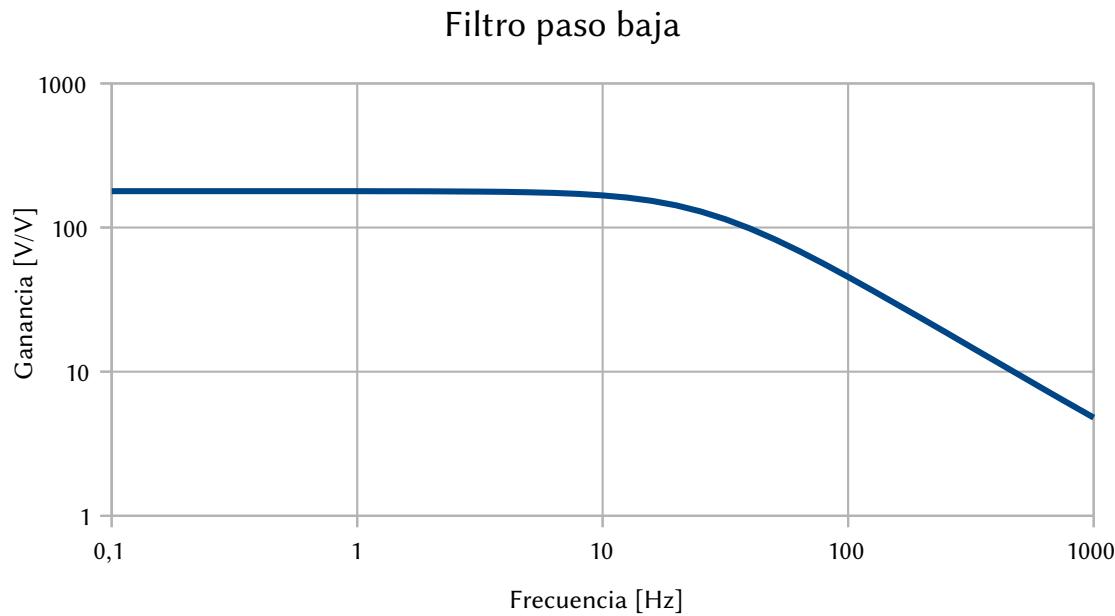


Figura 3.8.: Simulación del filtro paso baja con amplificación

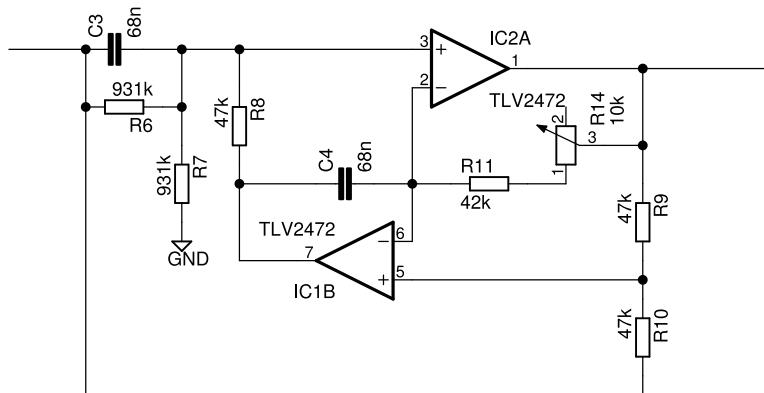


Figura 3.9.: Circuito del filtro rechaza banda estrecho centrado a 50Hz

3.2.3.3. Filtro rechaza banda

Cualquier dispositivo electrónico que procese señales de baja frecuencia, como ocurre con el pulsómetro, se ve sometido de manera significativa al ruido electromagnético que produce la red eléctrica. Esta interferencia de frecuencia 50 Hz, 60 Hz en otros lugares del mundo, debe ser atenuada lo máximo posible.

El pulsómetro incluye un circuito elimina banda selectivo a 50Hz para eliminar este ruido, Figura 3.9. Se ha escogido la topología *Fliedge* por varias ventajas[7]:

- Solo se requieren 4 componentes precisos, dos resistencias y dos condensadores para ajustar la frecuencia central.
- Pequeños desajustes en el emparejamiento de los componentes afecta a la frecuencia central, pero no a la profundidad del rechazo.

- La frecuencia central puede ajustarse independientemente del factor de calidad del filtro.

Estas características hacen que se pueda incluir el potenciómetro R_{14} para ajustar la frecuencia central manteniendo buenas prestaciones.

Los valores de los componentes se han calculado usando una herramienta online[20] con los datos de la Tabla 3.3.

Dato	Valor
Frecuencia central	50 Hz
Factor de calidad (Q)	10
Serie de resistencias	E24
Serie de condensadores	E6
Escala de las resistencias	10000 Ω

Tabla 3.3.: Requisitos del filtro rechaza banda con topología *Fliedge*

En la Tabla 3.4 están los resultados del cálculo.

Componente	Valor
$R_8 R_9 R_{10} R_{11}$	47 k Ω
$R_6 R_7$	931 k Ω
$C_3 C_4$	68 nF

Tabla 3.4.: Valores de resistencias y condensadores del filtro rechaza banda con topología *Fliedge*

Los amplificadores operacionales no requieren características especiales. Se mantiene el TLV2472 por el rango *rail-to-rail*.

La Figura 3.10 muestra la simulación del filtro donde se puede comprobar que la frecuencia central está en 50 Hz.

La simulación de las tres etapas en conjunto, Figura 3.11, corrobora los parámetros de diseño.

3.2.4. Discretizado

La fase de discretizado, Figura 3.12, consiste en convertir la señal del PPG en pulsos digitales. La técnica escogida para ello es utilizar un comparador cuya salida salte entre V_{DD} y GND en función del umbral fijado por el potenciómetro R_{13} .

Los pulsos de salida de la fase de discretizado son leídos por el microcontrolador a través del pin *CCP1*.

3.2.5. Microcontrolador

El microcontrolador se encarga de tomar los pulsos, procesarlos y transmitir el resultado al módulo de comunicación. En este apartado se describe las conexiones eléctricas entre microcontrolador y otros elementos del sistema.

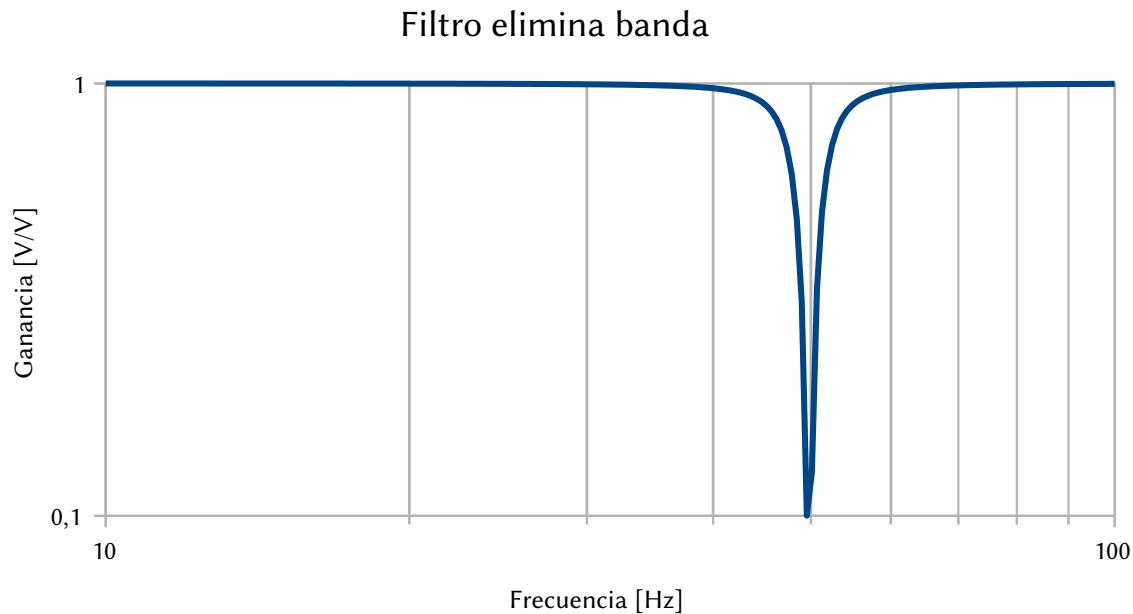


Figura 3.10.: Simulación del filtro elimina banda

El procesador utilizado es un PIC18LF2553, en encapsulado de 28 pines, que permite el funcionamiento a 3,3 V.

Entre los pines 9, *OSC1*, y 10, *OSC2*, se conecta el oscilador, de 20 Mhz, y los condensadores necesarios, C_6 y C_7 , que según la hoja de características deben ser de 15pF[17]. El pin 13 recibe los pulsos a través de la interfaz CCP.

Se ha incorporado un conector para la interfaz ICSP, que permite reprogramar el firmware.

Los pines 17, *TX*, y 18, *RX*, conectan el microcontrolador con el módulo de comunicación mediante interfaz UART.

3.2.6. Módulo de comunicación

El módulo de comunicación es un dispositivo Bluetooth modelo RN42 como el de la Figura 3.14. Recibe mediante UART las pulsaciones por minuto del paciente y las envía inalámbricamente al smartphone.

Por defecto la velocidad de transmisión a través de la interfaz serie es 115200 baudios[24].

3.2.7. Placa de circuito impreso

La placa de circuito impreso, Anexo II, integra los circuitos analógicos, el microcontrolador y el módulo de comunicaciones Bluetooth.

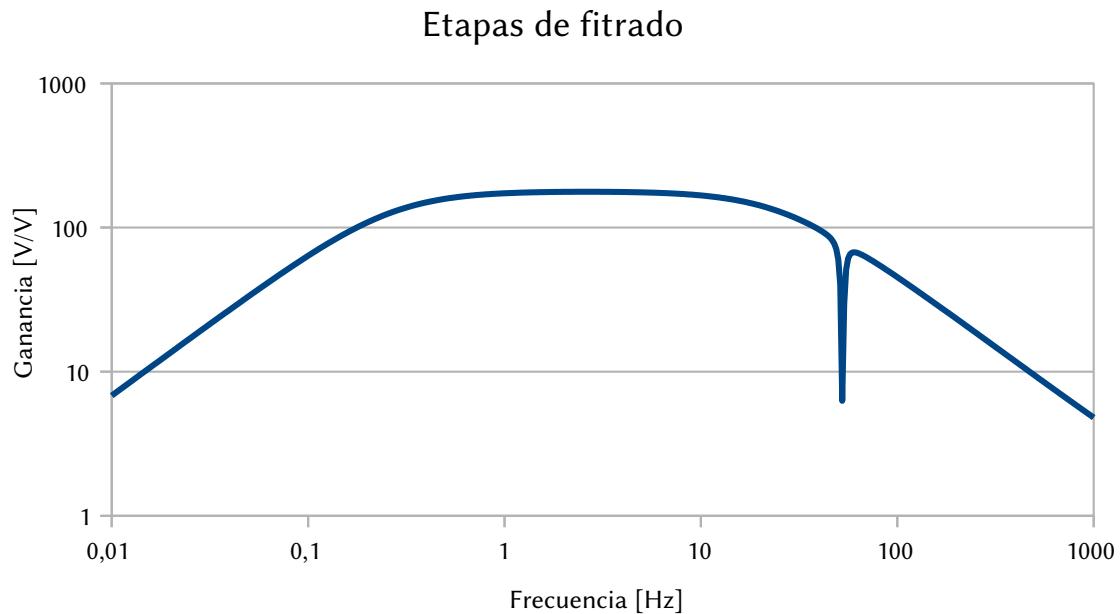


Figura 3.11.: Simulación de las etapas de filtrado

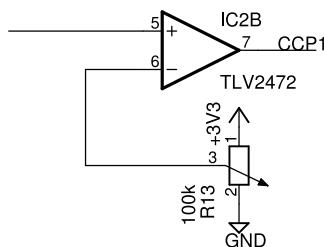


Figura 3.12.: Circuito comparador

3.3. Firmware

El firmware está compuesto por el software del microcontrolador, que se encarga de medir el periodo entre pulsos y enviar este dato al módulo Bluetooth. En la Figura 3.15 se representa el diagrama de flujo del programa.

El código fuente del microcontrolador, escrito en C, se encuentra en carpeta /src/pulsometro.X del proyecto. Es necesario el compilador XC8 y se ha utilizado el IDE MPLAB X para su desarrollo.

El programa se distribuirá bajo los términos de la licencia *GNU GPL versión 3 o posterior* (el texto completo de la licencia se encuentra en el archivo /src/LICENSE)

3.3.1. Configuración del oscilador

Al utilizar un oscilador externo, hay que indicar al compilador que active los bits de configuración necesarios para que lo utilice. Esto se realiza mediante directivas del compilador del tipo #pragma config configuración = valor.

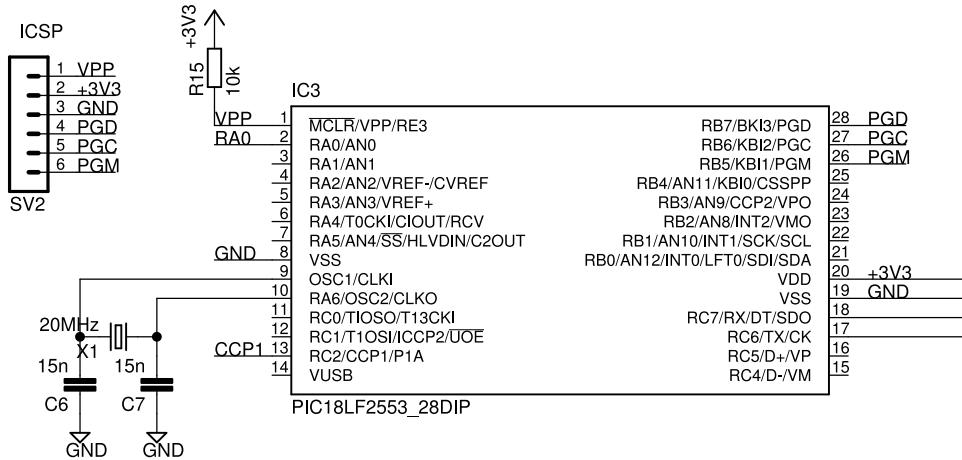


Figura 3.13.: Microcontrolador y circuito auxiliar

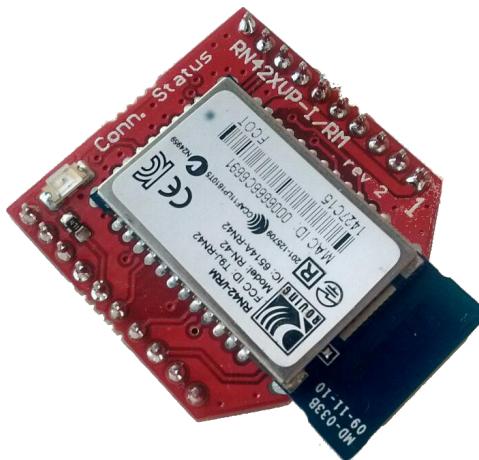


Figura 3.14.: Módulo de comunicación Bluetooth RN-42

Las directivas modificadas para configurar el oscilador externo a 20 Mhz son las que aparecen en el Código A.1, que es un extracto del archivo `configuration_bits.c`.

Además, para que funcionen algunas bibliotecas y macros, es necesario definir la frecuencia del oscilador que se está utilizando con el Código A.2.

3.3.2. Medida de las pulsaciones

El cálculo de las pulsaciones por minuto instantáneas se realiza midiendo el periodo entre latidos. El microcontrolador escogido viene con un módulo CCP integrado[17], que entre otras cosas, permite medir, con ayuda del *Timer 1*, el tiempo que transcurre entre pulsos que lleguen al pin CCP1.

El sistema CCP debe estar configurado en modo *Capture*. En esta situación, el registro CCPR1 se carga con el valor de TMR1 cuando ocurre un flanco en el pin CCP1.

Para medir el periodo de una señal los pasos son los siguientes[18]:

1. Configurar los bits de control CCP1M3:CCP1M0 para capturar los flancos de subida.

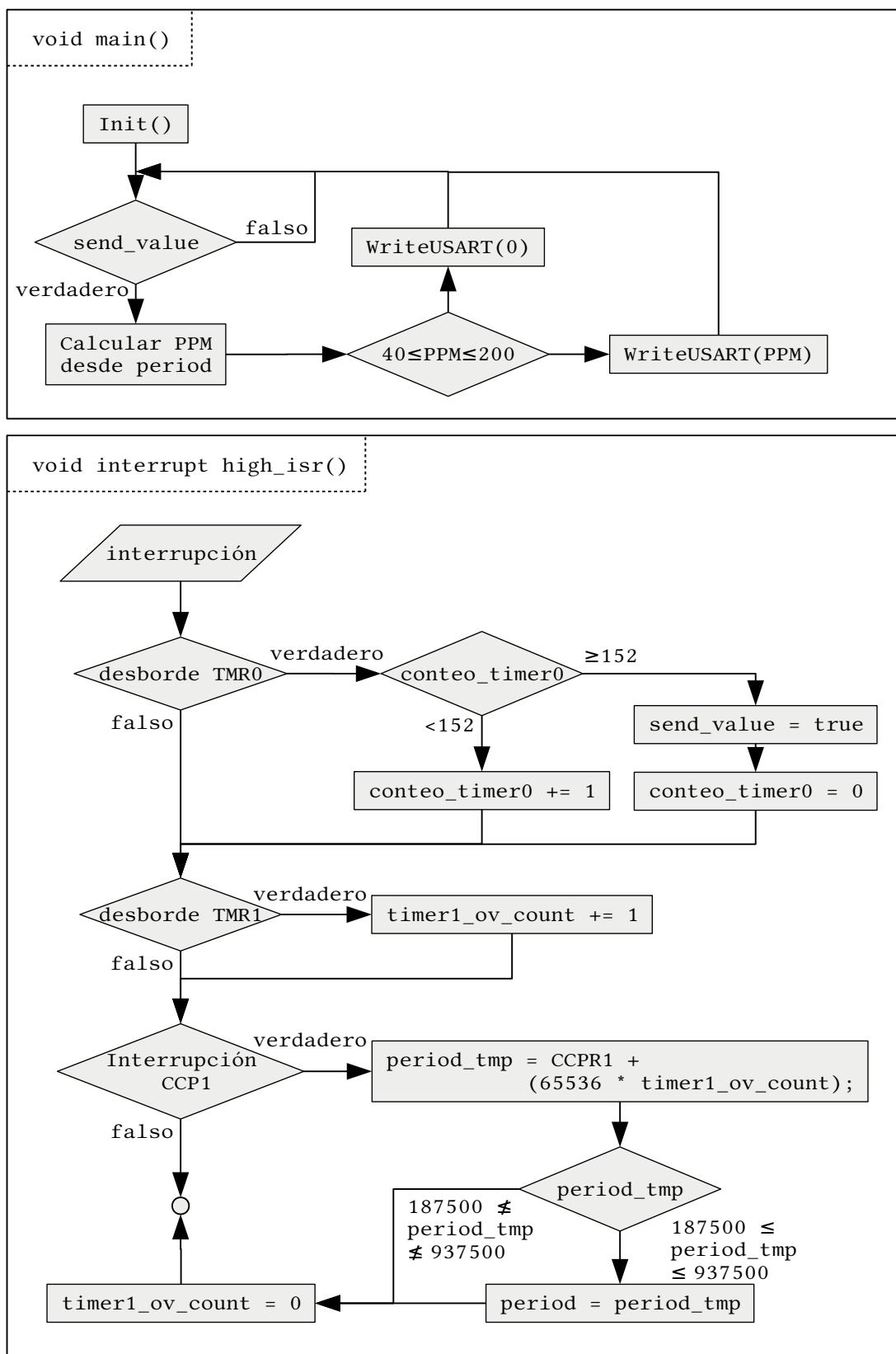


Figura 3.15.: Diagrama de flujo del firmware

2. Configurar el *prescaler* del *Timer 1* para aumentar el tiempo máximo que puede contar. Al estar midiendo una señal de muy baja frecuencia, entorno a 1 Hz, inevitablemente el registro TMR1, de 16 bits, se desbordará.
3. Activar las interrupciones CCP poniendo a 1 el bit CCP1IE.
4. Cuando ocurra una interrupción CCP:
 - a) Almacenar el valor del registro CCPR1.
 - b) Resetear el *Timer 1* poniendo a cero el registro TMR1.
 - c) Limpiar la bandera CCP1IF.
 - d) Limpiar la bandera TMR1F, por si estuviera activa.
5. Cuando ocurre un interrupción por desbordamiento del *Timer 1*:
 - a) Almacenar el número de veces que TMR1 se ha desbordado desde la última interrupción CCP ($N_{desbordamientos}$).
 - b) Limpiar la bandera TMR1F.

El periodo de los latidos, en unidades de ciclo de reloj, se calcula según la Ecuación 3.7.

$$\text{periodo} = CCPR1 + (65536 * N_{desbordamientos}) \quad (3.7)$$

En el Código A.3 se configura el *Timer 1* en modo 16 bits y preescala de $1/8$ para conseguir los mínimos desbordamientos; y en el Código A.4 se inicializa el módulo CCP para capturar los flancos de subida.

El manejo de las interrupciones se realiza en la función `high_isr()` que se ejecuta cada vez que se activa una interrupción. Discriminar cual de las interrupciones se ha lanzado corresponde al programador: Hay que comprobar las banderas y los bits de activación de las interrupciones que se desean manejar. En esta función no se deben realizar muchos cálculos ya que su ejecución paraliza el flujo normal del programa e impide manejar otras interrupciones que se lancen mientras se ejecuta.

La implementación del conteo de pulsos se encuentra en el Código A.5. Solo queda por destacar de ella que se desprecian los pulsos cuyo periodo no esté comprendido entre 187500 y 937500 pulsos, que corresponden respectivamente a 200 y 40 pulsaciones por minuto.

El valor que almacena la variable `periodo` es el periodo en unidades de ciclo de reloj. Para convertirlo a pulsaciones por minuto se hace según las Ecuaciones 3.8 y 3.9, donde $T(s)$ es el periodo en segundos; $T(ciclos)$, el periodo en ciclos; $\text{preescala}_{\text{Timer}1}$, el valor del *prescaler* del *Timer 1*; T_{clk} , el periodo de un ciclo de reloj del microcontrolador y PPM el pulso medido en pulsaciones por minuto. Este cálculo se computa en el momento en el que se va a enviar el dato al módulo de comunicaciones.

$$T(s) = T(ciclos) \cdot preescala_{Timer1} \cdot 4 \cdot T_{clk} = T(ciclos) \cdot 8 \cdot 4 \cdot (0,05 \cdot 10^{-6}) \quad (3.8)$$

$$PPM = \frac{60}{T(s)} \quad (3.9)$$

3.3.3. Envío de datos al módulo de comunicaciones

La última fase del proceso en el microcontrolador es enviar las pulsaciones por minuto al módulo de comunicaciones para que las transmita al *smartphone*.

Esta transmisión se hace mediante la interfaz UART y para configurarla se ha utilizado la biblioteca `uart.h` que incluye el compilador XC8.

Para inicializar la comunicación se llama a la función `OpenUSART` con las banderas que se quieren activar como se hace en el Código A.6.

El registro SPBRG permite configurar la velocidad de transmisión (*baud rate*). En función de las banderas de configuración activadas, su valor genera velocidades distintas. Según la hoja de características[17] para conseguir los 115200 baudios que requiere el módulo Bluetooth el valor de SPBRG debe ser 10.

Para enviar un byte a través de UART se llama a la función `WriteUSART()` que acepta un byte como argumento. El dato de pulsaciones por minuto, que siempre estará entre 40 y 200, se puede codificar sin problemas con un solo byte lo que simplifica la comunicación.

El envío de información se debe hacer periódicamente. Para ello se configura el *Timer 0* con el objetivo de activar una señal cada varios segundos (Código A.7). El tiempo de desbordamiento de este temporizador viene determinado por la Ecuación 3.10.

$$T_{desbordamiento} = 4 \cdot T_{clk} \cdot 256 \cdot TOPS = 4 \cdot (0,05 \cdot 10^{-6}) \cdot 256 \cdot 256 = 13ms \quad (3.10)$$

En la función `high_isr()` se añade el código para detectar los desbordamientos del *Timer 0* (Código A.8). Cada 152 desbordamientos transcurren 2 segundos aproximadamente y se activa la variable `send_value`, que indica al código de la función principal que debe enviar el dato de pulsaciones.

Si en el periodo entre envíos el pulsómetro no ha detectado ninguna pulsación válida, es decir, que esté entre 40 y 200 PPM, se envía un byte con valor 0 que el *smartphone* interpreta como nulo.

3.4. Software

El *software* del pulsómetro se encarga de mostrar al usuario los datos de pulsaciones por minuto obtenidos por el *hardware*. El programa está escrito en lenguaje Java para el sistema operativo Android.

El desarrollo se ha realizado con el IDE Android Studio y un smartphone Motorola Moto E. La aplicación se ha probado sobre Android 5.0, pero puede funcionar en cualquier dispositivo con Android 4.0 o superior. El programa se distribuye bajo los términos de la licencia *GNU GPL versión 3 o posterior* (el texto completo de la licencia se encuentra en el archivo `/src/LICENSE`) e incluye código desarrollado por el *Android Open Source Project* bajo licencia *Apache 2.0*. Para mostrar el gráfico de histórico se utiliza la biblioteca *AndroidPlot* versión 0.6.1 también bajo licencia *Apache 2.0*. Todo el código fuente puede encontrarse en el repositorio del proyecto[3].

3.4.1. Descripción general

El lanzamiento de la aplicación se realiza pulsando sobre su ícono, Figura 3.16, en la lista de programas. Tras ello se iniciará y, si el Bluetooth no está activo, pedirá al usuario activarlo mostrando un mensaje como de la Figura 3.17a. La respuesta negativa terminará el programa.

Una vez activado, se debe conectar al pulsómetro. Para ello hay que pulsar sobre el ícono a la derecha de la *barra de acción*, que mostrara una nueva vista, Figura 3.17b, para seleccionar un dispositivo Bluetooth. Si ya se había conectado antes, aparecerá en la sección de dispositivos vinculados; en caso contrario, puede encontrarlo pulsando en **BUSCAR DISPOSITIVOS**.

Si la conexión es satisfactoria la aplicación comenzará a recibir las pulsaciones y las mostrará en la vista principal. En la parte superior se encuentra el dato instantáneo y en la parte inferior, el histórico (Figura 3.18).



Figura 3.16.: Ícono de la aplicación Pulsómetro

3.4.2. Arquitectura

La interfaz gráfica está compuesta por dos clases que heredan de *Activity*:

- La clase *MainActivity* (*MainActivity.java*) representa la vista principal y contiene el Fragment *PulseMeterDisplayFragment* (*PulseMeterDisplayFragment.java*) que muestra las pulsaciones y la gráfica histórica. La gráfica es un objeto de la clase *XYPlot*.

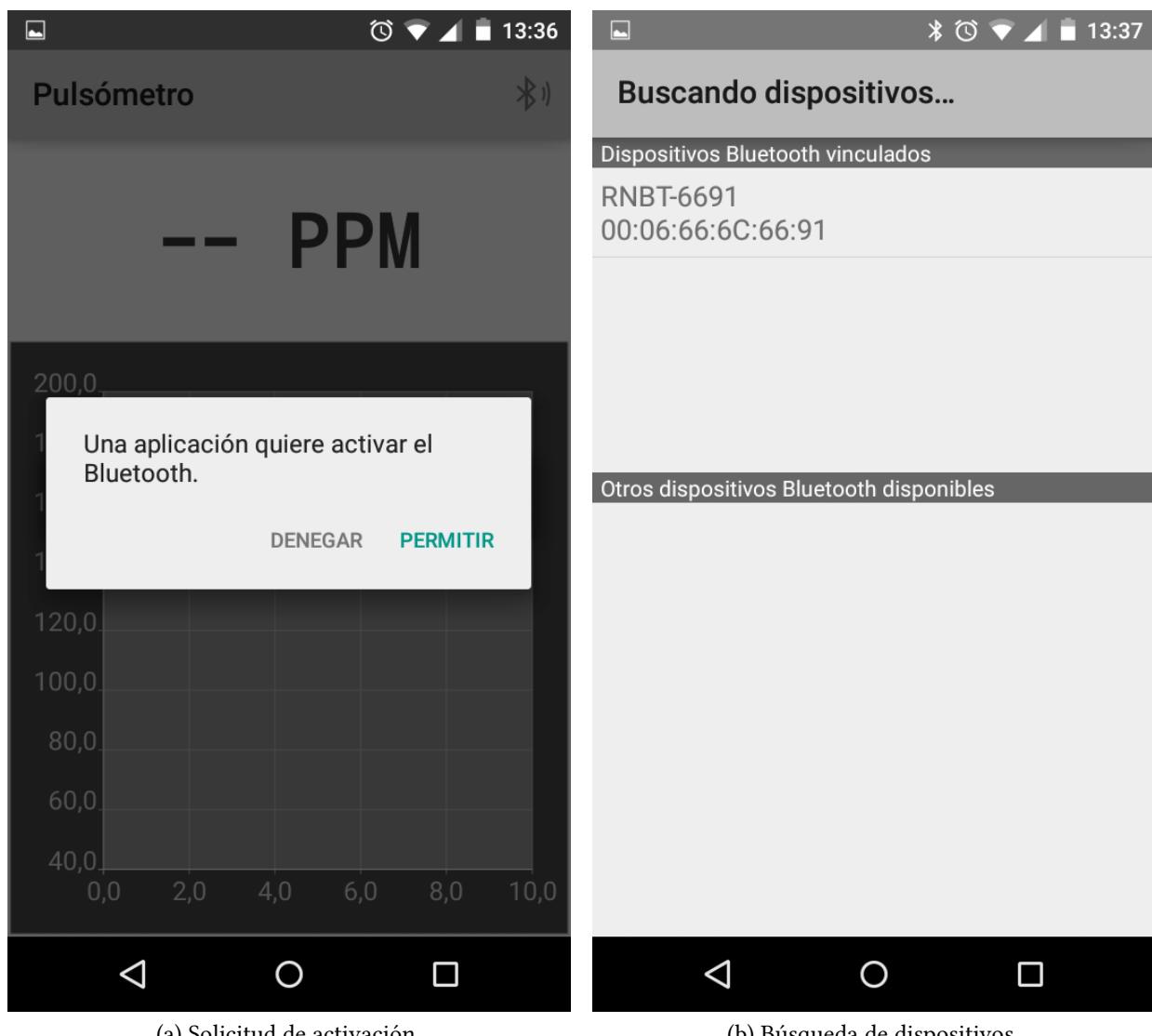


Figura 3.17.: Bluetooth

- La clase `DeviceListActivity` (`DeviceListActivity.java`) representa la vista de selección de dispositivos.

La gestión de las conexiones Bluetooth se realiza a través de la clase `BluetoothService` (`BluetoothService.java`).

3.4.2.1. Gestión de la comunicación

El primer paso para poder establecer comunicación Bluetooth es declarar los permisos para ello en el *manifiesto* de la aplicación (Código A.9). Dichos permisos son `BLUETOOTH` para poder conectar con dispositivos emparejados y `BLUETOOTH_ADMIN` para descubrir nuevos dispositivos.

Con los permisos declarados, establecer la comunicación con un dispositivo remoto consiste en los siguientes pasos[1]:

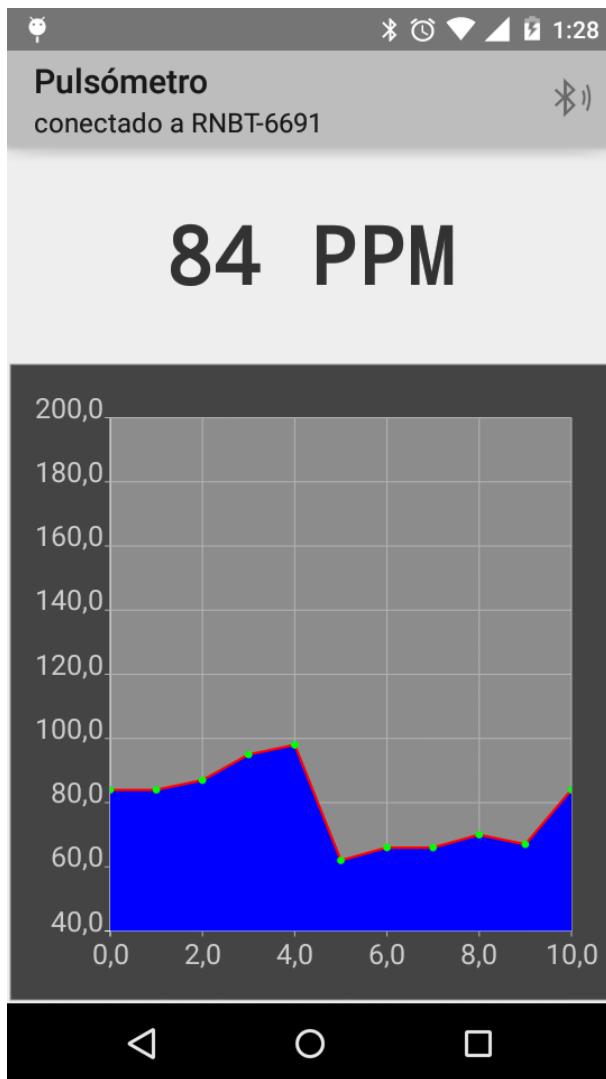


Figura 3.18.: Vista principal de la aplicación

1. Obtener BluetoothAdapter, con `BluetoothAdapter.getDefaultAdapter()`. Una clase que representa el adaptador Bluetooth local[2].
2. Activar Bluetooth con el Código A.10. Ejecutando este código se muestra el mensaje de la Figura 3.17a.
3. Buscar dispositivos:
 - Si ya están emparejados se obtienen con `mBluetoothAdapter.getBondedDevices()`.
 - Si no están emparejados se llama a `mBluetoothAdapter.startDiscovery()`, que inicia el descubrimiento de manera asíncrona. Tras 12 segundos[2] notifica a la aplicación los dispositivos encontrados que se encuentren en modo descubrimiento. El módulo RN-42 está en este modo siempre que no esté conectado ya a otro dispositivo[24].
4. Establecer la conexión entre los dispositivos (Código A.11):

- El módulo RN-42 actúa como servidor y el smartphone como cliente.
- Este proceso debe hacerse en otro hilo distinto al de la interfaz ya que la apertura del canal (*Socket*) bloquea la ejecución mientras se realiza. Si no se paralelizara, Android mostraría el mensaje «Esta aplicación no responde».
- El socket abierto utiliza el protocolo RFCOMM, que proporciona un flujo de datos serie virtual similar a RS-232 sobre Bluetooth[5].
- Cliente y servidor deben compartir el mismo UUID para que estén en el mismo canal[2].

La recepción de datos, Código A.12, también debe hacerse en otro hilo ya que el método `read(byte[])` bloquea la ejecución hasta que recibe algo para leer. Una vez cargado el buffer con datos, estos se envían al hilo principal a través de un objeto de la clase `Handler`. Esta clase, incluida en la API de Android, permite enviar y recibir mensajes e información entre hilos de forma segura.

El dato de pulsaciones por minuto que se envía desde el pulsómetro viene codificado como un byte cuyo valor está entre 40 y 200. Debido a que el lenguaje de programación Java no permite trabajar con variables enteras sin signo, los valores superiores a 128 son interpretados como negativos en complemento a dos. Para tratar este problema, el Código A.13 contiene el código para solucionarlo, que pasa por trabajar con enteros de tamaño superior.

3.4.2.2. Representación de la información

Los datos se representan de forma numérica, pulsaciones por minuto actuales, e histórica, gráfica con los últimos datos recibidos.

Debido a las limitaciones de la pulsometría respecto a la colocación del sensor, hay instantes en los que no se detectan pulsos o hay variaciones en lo leído. Para reducir la variabilidad, el dato que se muestra consiste en la media de los últimos 5 valores válidos. De esta manera la gráfica es precisa, porque no aparecen requiebros, sin perder la exactitud ya que las pulsaciones de un paciente varían más lentamente.

Para dibujar sobre la gráfica tan solo hay que crear un objeto de la clase `SimpleXYSeries`, asignarlo al objeto de la clase `XYPLOT` e ir añadiendo datos nuevos a la vez que se retiran los antiguos.

4. Resultados

4.1. Pruebas de validación

Se ha llevado a cabo pruebas de validación para comprobar la fidelidad de los datos recogidos por el dispositivo diseñado.

Los test han consistido en la toma de pulsaciones en reposo y la evolución dinámica de la frecuencia cardíaca tras ejercicio moderado. El sujeto de prueba ha sido un varón atleta veterano de 54 años. La validación de los datos se ha realizado capturando simultáneamente y de forma periódica los datos del pulsómetro basado en PPG y un cardiofrecuencímetro comercial basado en ECG (Figura 2.10). El cardiofrecuencímetro está compuesto por una banda que se coloca sobre el pecho, a la altura del corazón, y que envía por radiofrecuencia las pulsaciones detectadas a un receptor con forma de reloj que se coloca en la muñeca.

La prueba se realizó con el montaje experimental del pulsómetro (Figura 4.1).

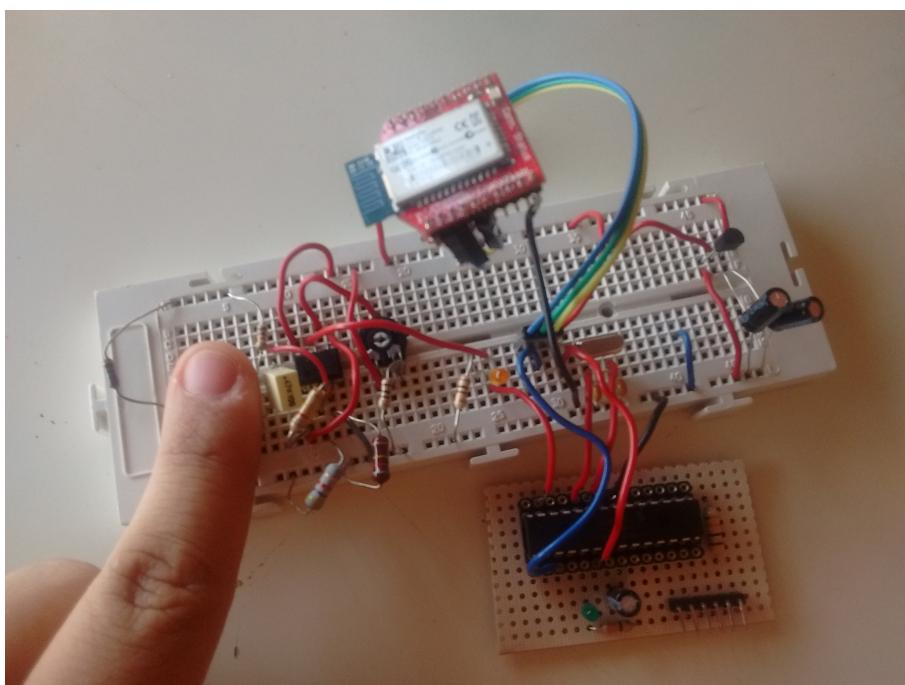


Figura 4.1.: Montaje experimental del pulsómetro. El dedo está colocado sobre el sensor

Tiempo [s]	Pulsómetro [PPM]	Cardiofrecuencímetro[PPM]
0	67	68
15	66	67
30	72	66
45	70	71
60	67	71
75	71	68
90	67	71
120	79	68
135	70	70

Tabla 4.1.: Pulsaciones del sujeto durante la prueba estática

4.1.1. Prueba estática

La prueba estática se ha realizado sobre el sujeto en estado de reposo. Se ha realizado un estudio estadístico a partir de los datos de la Tabla 4.1.

	Pulsómetro	Cardiofrecuencímetro
Promedio pulsaciones [PPM]	70	69
Desviación estándar	4,01	1,90
g	8	8
n	9	9
t student (0,9950)	3,355	3,355
Error absoluto	±4,49	±2,12

Tabla 4.2.: Parámetros estadísticos de la prueba estática

El promedio de pulsaciones obtenido con el pulsómetro diseñado es similar al del pulsómetro comercial. Sin embargo, como aparece en la Tabla 4.2, la variabilidad de las muestras es mayor.

Suponiendo que las muestras siguen una distribución normal, se puede aplicar la Ecuación 4.1[22] haciendo uso de la distribución t de student para conocer el error absoluto del pulsómetro diseñado. n es el número de muestras y g es el número de grados de libertad, $n - 1$.

$$e = t \cdot \frac{S}{\sqrt{n}} \quad (4.1)$$

El intervalo de error de las muestras del pulsómetro PPG es ±4,76 con una confianza del 99,5 %, mientras que el del pulsómetro ECG es ±2,25 también con una confianza del 99,5 %.

Cabe destacar que en el instante 105 s no se pudo obtener el dato del pulsómetro PPG. La razón es que la prueba se realizó con el prototipo del instrumento, cuyo sensor óptico no se fija al dedo del paciente, si no que lo posa sobre el dispositivo. En el momento de la medida no se encontraba bien colocado y se decidió esperar al siguiente instante.

4.1.2. Prueba dinámica

La prueba dinámica consiste en medir las pulsaciones del sujeto durante el periodo de recuperación tras ejercicio intenso: correr subiendo escaleras 8 pisos y un tramo recto de 100 m.

Tiempo [s]	Pulsómetro [PPM]	Cardiofrecuencímetro [PPM]
15	134	136
30	126	130
45	119	122
60	119	118
75	113	113
90	112	108
105	104	105
135	106	105
150	102	101
165	99	100
180	95	99
195	99	97
210	93	94
225	94	93

Tabla 4.3.: Pulsaciones del sujeto durante el periodo de recuperación

En la Tabla 4.3 están los datos del experimento, que son representados en la Figura 4.2. Con unos coeficientes $R^2 = 0,9374$ para el pulsómetro y $R^2 = 0,9339$ para el cardiofrecuencímetro se puede afirmar que la evolución de las pulsaciones tras el ejercicio físico sigue una ley exponencial decreciente cuyo límite tiende a las pulsaciones en el estado de reposo.

Tiempo [s]	Pulsómetro [PPM]	Cardiofrecuencímetro [PPM]
15	64	67
30	56	61
45	49	53
60	49	49
75	43	44
90	42	39
105	34	36
135	36	36
150	32	32
165	29	31
180	25	30
195	29	28
210	23	25
225	24	24

Tabla 4.4.: Incremento de pulsaciones del sujeto respecto a las de reposo durante el periodo de recuperación

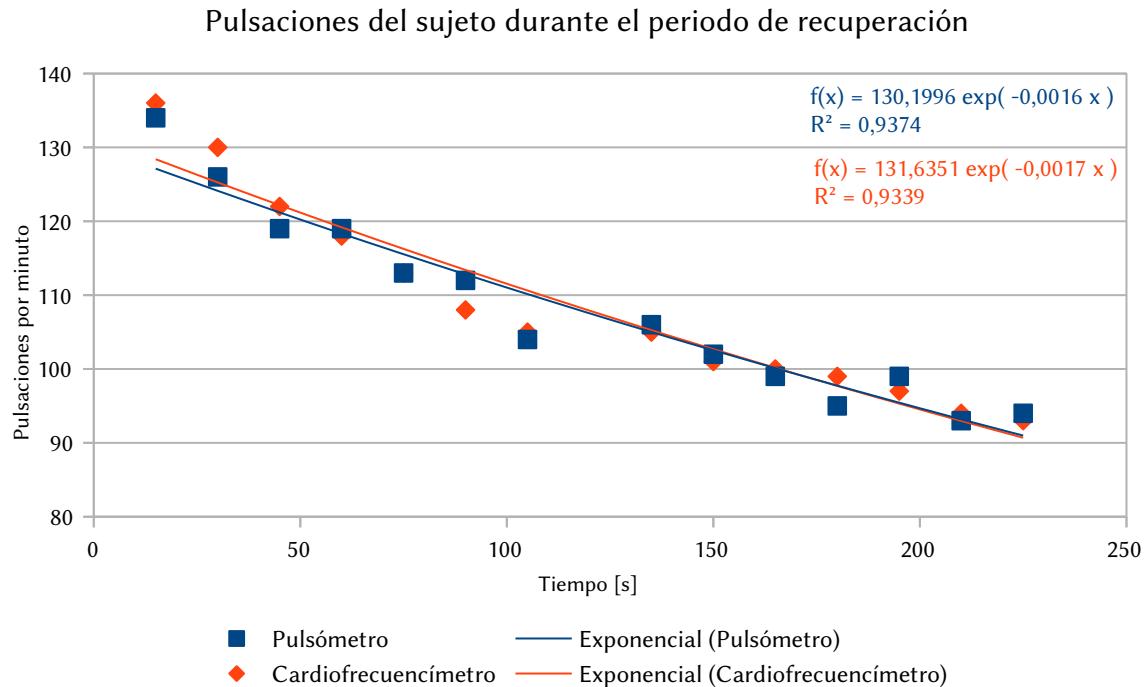


Figura 4.2.: Representación de las pulsaciones del sujeto durante el periodo de recuperación

Si se toman los datos respecto a las pulsaciones en reposo de la Tabla 4.2 (Tabla 4.4) se puede estudiar la evolución desvinculándola de las diferencias entre pulsaciones en reposo que se observaron en el apartado 4.1.1 para los dos dispositivos. De nuevo se han perdido instantes de tiempo, 0 y 120 segundos, debido a la construcción física del sensor óptico.

La gráfica de la Figura 4.3 muestra como los ajustes de mínimos cuadrados de ambos instrumentos tienen la misma pendiente, con lo que se puede afirmar que responden de manera similar ante cambios en la frecuencia cardíaca del sujeto.

Finalmente, la correlación entre los datos obtenidos con el pulsómetro y el cardiofrecuencímetro, representada en la Figura 4.4, es 1 con coeficiente de determinación R^2 prácticamente 1.

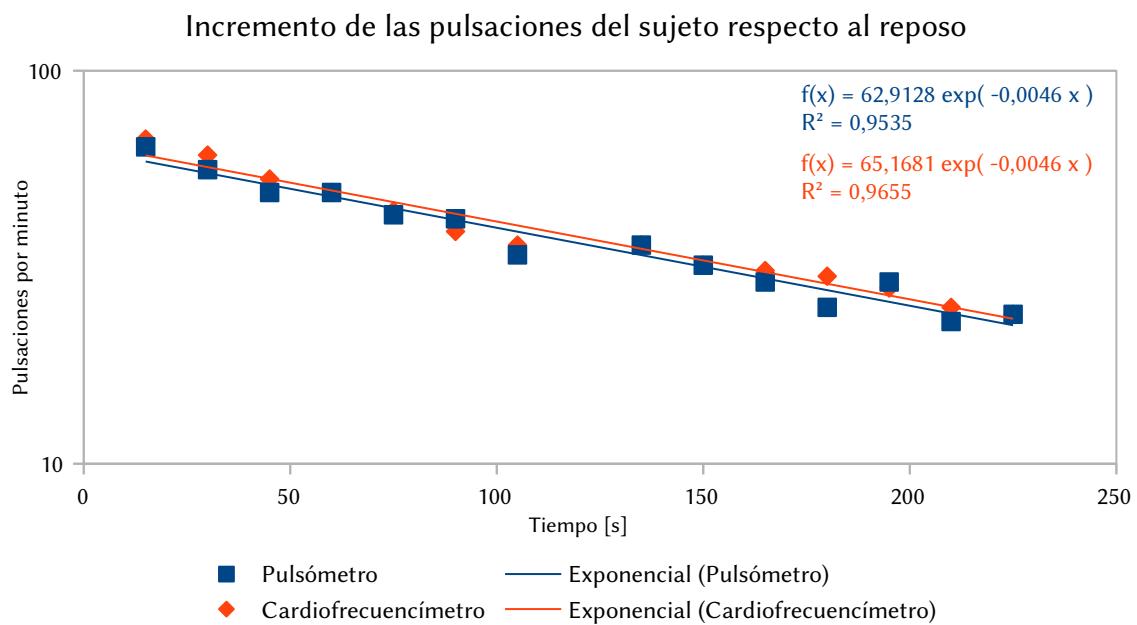


Figura 4.3.: Representación del incremento de las pulsaciones del sujeto respecto al reposo

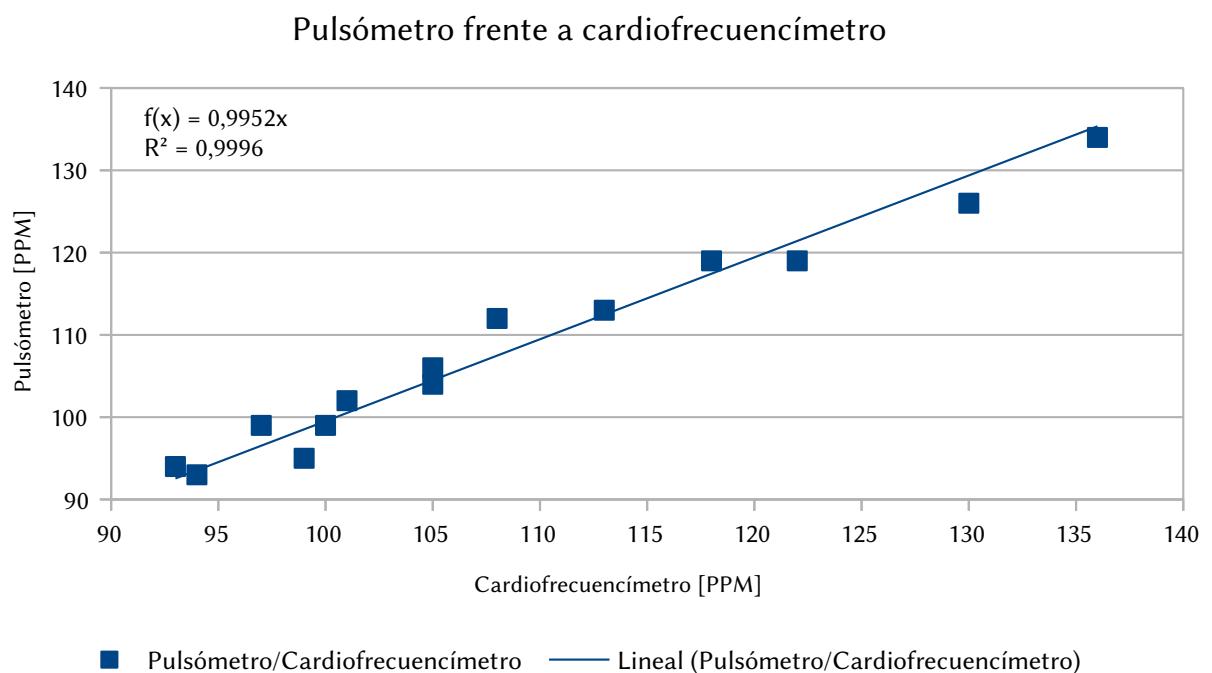


Figura 4.4.: Representación de la correlación entre datos obtenidos del pulsómetro y del cardiofrecuencímetro

5. Conclusiones y trabajos futuros

5.1. Conclusiones

Este Trabajo Fin de Grado ha presentado de manera detallada el diseño de un dispositivo pulsimétrico con conexión inalámbrica a un dispositivo móvil para visualización de los datos. Se ha realizado la descripción de los fundamentos teóricos de la técnica y un estudio del estado del arte en la materia. Dicho estudio ha revelado el auge de este tipo de instrumentos aplicados en los campos de la salud y el deporte.

Se ha comprobado el correcto funcionamiento del pulsómetro realizando tests en comparación con otro dispositivo comercial. Estas pruebas también han servido para descubrir las limitaciones del producto: no se pueden obtener muestras fiables cuando el sujeto se encuentra en movimiento. Esto limita las aplicaciones deportivas, pero siguen siendo válidas las sanitarias tanto en hospitales como en el hogar.

La comunicación inalámbrica con el smartphone es un elemento novedoso que sigue la guía del desarrollo tecnológico que se dirige hacia el *Internet de las cosas* y los *dispositivos vestibles*. La puesta en marcha y el uso del aparato es muy sencilla: lanzar la aplicación, pulsar conectar y comenzar a medir. Cualquier persona puede utilizarlo con facilidad, desde niños hasta personas ancianas.

El uso de la pulsometría sobre pacientes no afecta de ningún modo a su salud pues su fundamento es óptico: no hay procedimientos invasivos ni conexiones eléctricas al cuerpo. Esto último es especialmente importante para los usuarios de marcapasos, que son muy sensibles a perturbaciones eléctricas y magnéticas.

5.2. Trabajos futuros

El diseño presentado en este Trabajo Fin de Grado es una base tecnológica que puede ser aprovechada para ser aplicada en dispositivos comerciales solución a problemas de la sociedad.

La línea principal del proyecto para el futuro es pasar del montaje experimental al producto final. Diseñar y construir un mejor sistema de fijación del sensor al dedo es importante para reducir los artefactos en la señal recogida por el instrumento.

La aplicación móvil puede ampliarse con más funcionalidades como permitir la configuración de elementos de la interfaz. También podría plantearse portarla a otros sistemas operativos como iOS o Windows Phone.

Bibliografía

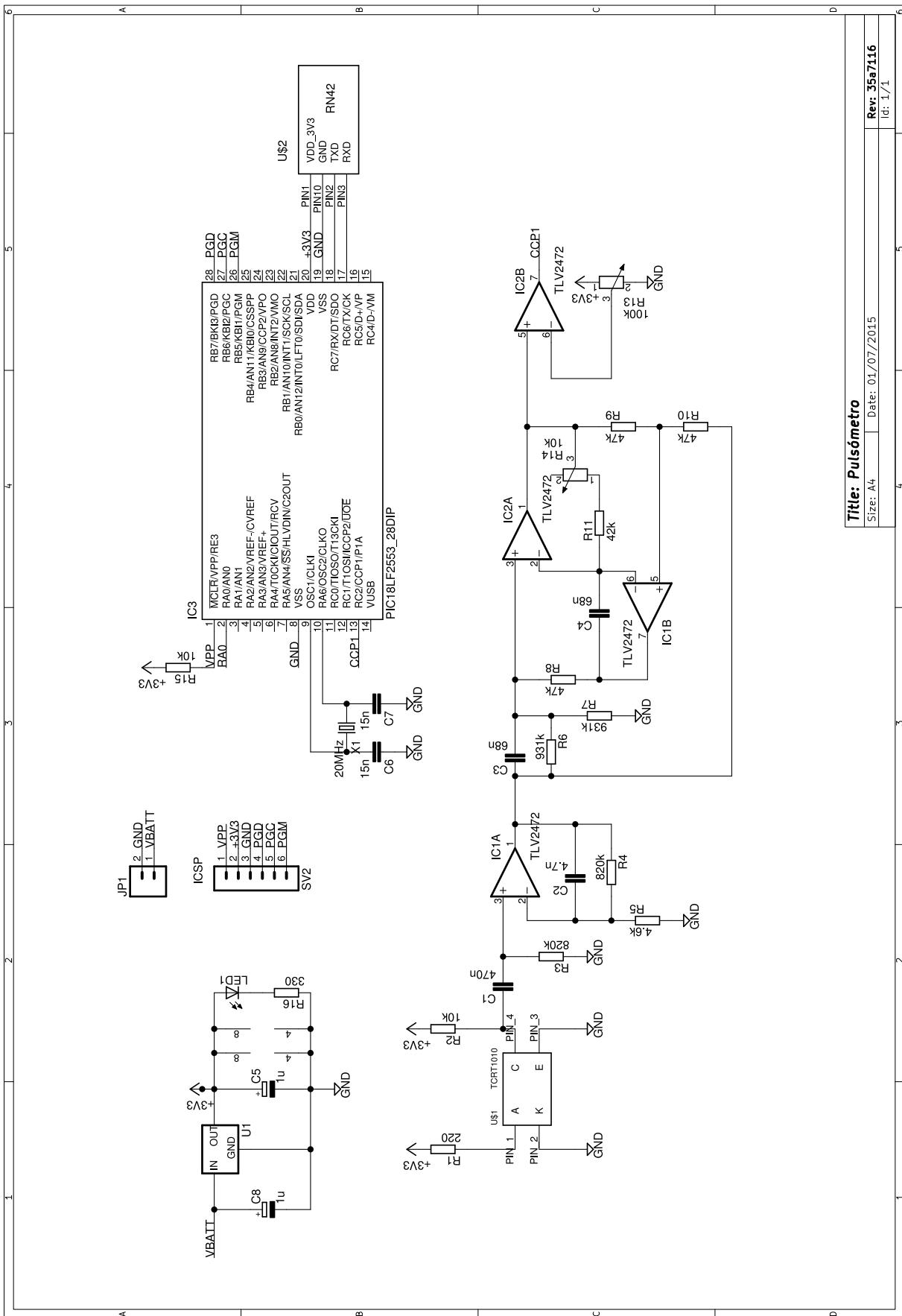
- [1] Android Open Source Project. *Bluetooth | Android Developers*. URL: <https://developer.android.com/guide/topics/connectivity/bluetooth.html> (visitado 02-07-2015).
- [2] Android Open Source Project. *BluetoothAdapter | Android Developers*. URL: <https://developer.android.com/reference/android/bluetooth/BluetoothAdapter.html> (visitado 02-07-2015).
- [3] Rafael Bailón-Ruiz. *rafael1193/TFG-heart-rate-monitor*. URL: <https://github.com/rafael1193/TFG-heart-rate-monitor/> (visitado 01-07-2015).
- [4] Rafael Bailón-Ruiz. *SpiceGUI*. Versión v1.0. URL: <http://rafael1193.github.io/spicegui/> (visitado 07-07-2015).
- [5] Bluetooth SIG. *RFCOMM | Bluetooth Development Portal*. URL: <https://developer.bluetooth.org/TechnologyOverview/Pages/RFCOMM.aspx> (visitado 02-07-2015).
- [6] *Cardio ONrhythm 50*. DECATHLON. URL: http://www.decathlon.es/cardio-onrhythm-50-id_8301692.html (visitado 03-07-2015).
- [7] Bruce Carter. "High-speed notch filters". En: *Texas Instruments Incorporated—Application Notes SLYT235 11* (2006). URL: <http://notes-application.abcelectronique.com/001/1-74.pdf> (visitado 01-07-2015).
- [8] *Casio BP-400 User Manual*. URL: <http://watches.gafortiby.com/manuals/QW-900.pdf> (visitado 04-07-2015).
- [9] *Ciclo cardíaco*. En: *Wikipedia, la enciclopedia libre*. Page Version ID: 83033606. 8 de jun. de 2015. URL: https://es.wikipedia.org/w/index.php?title=Ciclo_card%C3%ADaco&oldid=83033606 (visitado 04-07-2015).
- [10] *Corazón*. En: *Wikipedia, la enciclopedia libre*. Page Version ID: 83390704. 24 de jun. de 2015. URL: <https://es.wikipedia.org/w/index.php?title=Coraz%C3%B3n&oldid=83390704> (visitado 04-07-2015).
- [11] *Decathlon - Pulsómetros*. URL: <http://www.decathlon.es/C-1166825-relojes-con-pulsometro> (visitado 04-07-2015).

- [12] Juan A. García-Porrero, Juan M. Hurlé y Juan García-Porrero Alonso. *Anatomia humana*. Madrid: McGraw-Hill, 2013. 991 págs. ISBN: 978-84-486-0522-3 978-84-481-7479-8.
- [13] R. Gonzalez-Landaeta, O. Casas y R. Pallas-Areny. "Heart Rate Detection From Plantar Bioimpedance Measurements". En: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 55.3 (mar. de 2008), págs. 1163-1167. ISSN: 0018-9294. DOI: 10.1109/TBME.2007.906516.
- [14] Derivative: Hazmat2Original: Hank van Helvete. *Dibujo de un ECG*. 4 de mar. de 2014. URL: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:EKG_Complex_es.svg (visitado 04-07-2015).
- [15] F. Lamonaca y col. "Health parameters monitoring by smartphone for quality of life improvement". En: *Measurement* 73 (sep. de 2015), págs. 82-94. ISSN: 02632241. DOI: 10.1016/j.measurement.2015.04.017. URL: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0263224115002304> (visitado 02-07-2015).
- [16] *MCP1700 Data Sheet*. Oct. de 2013. URL: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/20001826C.pdf> (visitado 30-06-2015).
- [17] U. S. B. Microcontrollers. "28/40/44-Pin, High-Performance, Enhanced Flash, USB Microcontrollers with nanoWatt Technology". En: (2007). URL: <http://www.element14.com/community/servlet/JiveServlet/previewBody/32797-102-1-214106/Microchip-PIC18F-PIC18F2550-Learning%20Centre%20MCU-Datasheet-Microchip.Datasheet.pdf> (visitado 01-07-2015).
- [18] U. S. B. Microcontrollers. *PICmicro CCP and ECCP Tips 'n Tricks*. 2003. URL: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/41214a.pdf> (visitado 01-07-2015).
- [19] Wapcaplet Mtcv Reytan. *The human heart during systole*. 3 de jun. de 2008. URL: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Heart_systole.svg (visitado 04-07-2015).
- [20] *Notch Filter Calculator*. URL: <http://earmark.net/gesr/opamp/notch.htm> (visitado 01-07-2015).
- [21] R.A. Ramlee y col. "Low cost heart rate monitoring device using Bluetooth". En: *2014 2nd International Conference on Information and Communication Technology (ICoICT)*. 2014 2nd International Conference on Information and Communication Technology (ICoICT). Mayo de 2014, págs. 42-46. DOI: 10.1109/ICoICT.2014.6914037.
- [22] Eva Mª Ramos Ábalos, Rocío Raya Miranda y Desirée Romero Molina. *Estadística Ingeniero en Informática Ing. Tec. en Informática de Sistemas y Gestión*. Copicentro Granada, 2010. ISBN: 978-84-92680-89-4.

- [34] “United States Patent: 9039614 - Methods, systems and devices for measuring fingertip heart rate”. 9039614. Shelten Yuen y col. 26 de mayo de 2015. URL: <http://patft.uspto.gov/netacgi/nph-Parser?Sect1=PTO2&Sect2=HITOFF&u=/netahtml/PTO/search-adv.htm&r=12&p=1&f=G&l=50&d=PTXT&S1=Fitbit.ASNM.&OS=AN/Fitbit&RS=AN/Fitbit> (visitado 08-07-2015).
- [35] “United States Patent: 9044149 - Heart rate data collection”. 9044149. Peter W. Richards, Thomas Samuel Elliot y Shelten Gee Jao Yuen. 2 de jun. de 2015. URL: <http://patft.uspto.gov/netacgi/nph-Parser?Sect1=PTO2&Sect2=HITOFF&p=1&u=/netahtml/PTO/search-bool.html&r=37&f=G&l=50&co1=AND&d=PTXT&s1=%22pulse+oximeter%22&OS=%22pulse+oximeter%22&RS=%22pulse+oximeter%22> (visitado 02-07-2015).
- [36] Vishay Semiconductors. *Reflective Optical Sensor with Transistor Output*. URL: <http://www.vishay.com/docs/83752/tcrt1000.pdf> (visitado 05-07-2015).
- [37] Lei Wang, B.P.L. Lo y Guang-Zhong Yang. “Multichannel Reflective PPG Earpiece Sensor With Passive Motion Cancellation”. En: *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems* 1.4 (dic. de 2007), págs. 235-241. ISSN: 1932-4545. doi: 10.1109/TBCAS.2007.910900.
- [38] Zhilin Zhang. “Heart rate monitoring from wrist-type photoplethysmographic (PPG) signals during intensive physical exercise”. En: *2014 IEEE Global Conference on Signal and Information Processing (GlobalSIP)*. 2014 IEEE Global Conference on Signal and Information Processing (GlobalSIP). Dic. de 2014, págs. 698-702. doi: 10.1109/GlobalSIP.2014.7032208.

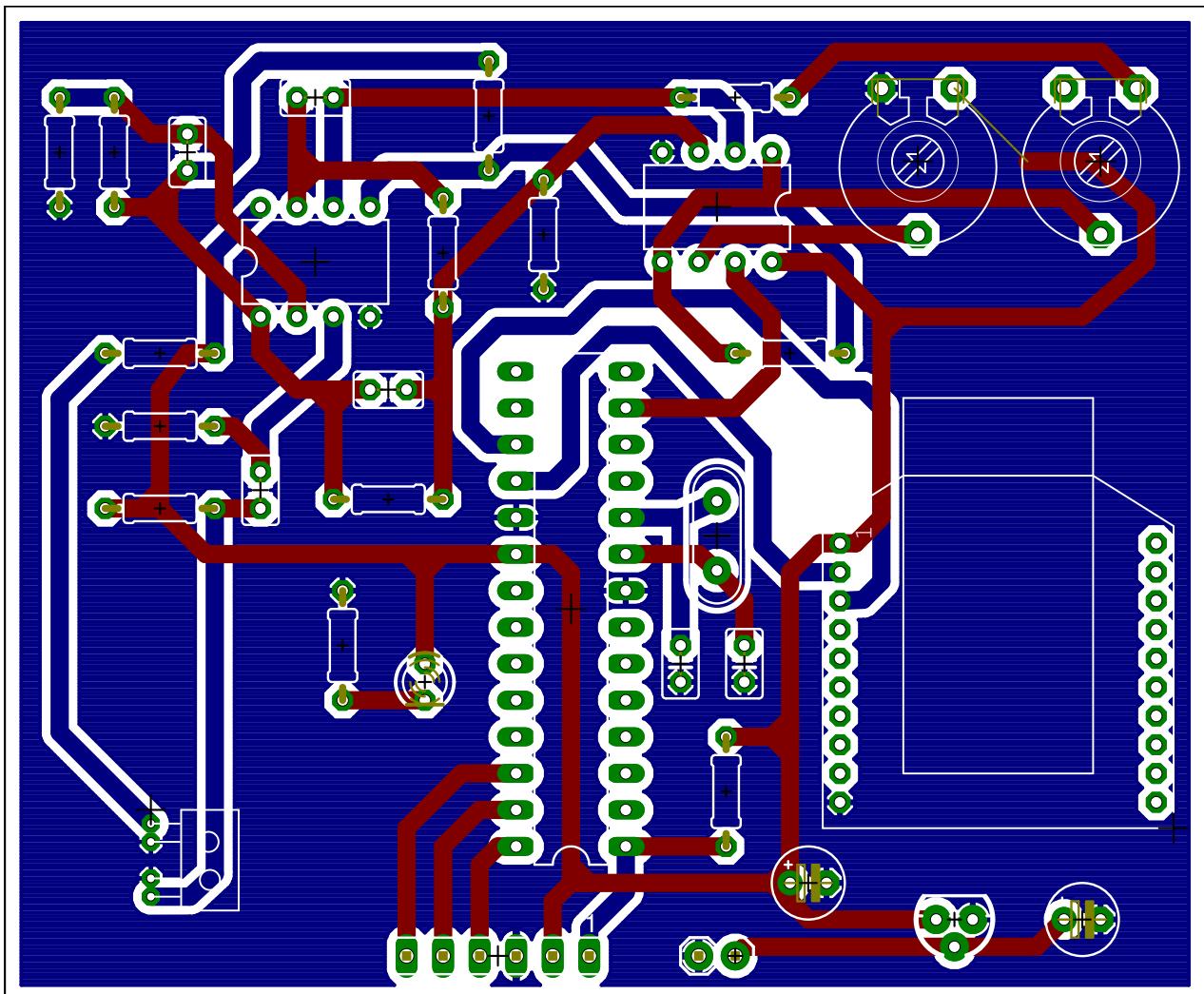
A. Anexos

I. Circuito



Title: Pulsómetro	
Size: A4	Date: 01/07/2015
Rev: 35a7116	Id: 1/1
5	5
4	4
3	3
2	2
1	1
6	6

II. Placa de circuito impreso



III. Código fuente

Código A.1 Directivas del compilador para configurar el oscilador a 20 MHz

```
// Selección del Postscaler (Dividir por 1)
#pragma config CPUDIV = OSC1_PLL2
// Selección del oscilador (Oscilador HS)
#pragma config FOSC = HS
```

Código A.2 Macros para definir la frecuencia del oscilador

```
#define _XTAL_FREQ 20000000
#define SYS_FREQ 20000000L
#define FCY SYS_FREQ/4
```

Código A.3 Configuración del Timer 1

```
TMR1 = 0; // Pone a 0 el registro TMR1
T1CONbits.RD16 = 1; // 1: Modo 16 bits
T1CONbits.T1CKPS = 0b11; // 0b11: Preescala 1/8
T1CONbits.TMR1CS = 0; // 0: Reloj interno
T1CONbits.TMR1ON = 1; // 1: Activa el Timer1
```

Código A.4 Configuración del modo CCP

```
CCP1CONbits.CCP1M = 0b0101; // 0101: Captura cada flanco de subida
PIE1bits.CCP1IE = 1; // 1: Activa las interrupciones CCP
```

Código A.5 Obtención del periodo de los latidos

```
/* Timer1
 * timer1_ov_count se incrementa cada vez que timer1 se desborda para
 * poder registrar intervalos mayores de tiempo a 65536 pulsos
 */
if(T1CONbits.TMR1ON && PIR1bits.TMR1IF) {
    timer1_ov_count += 1;
    PIR1bits.TMR1IF = 0;
}

/* CCP interrupt handler
 * Cuando llega un flanco de subida, se almacena en CCPR1 el valor de TMR1
 * y se resetea. El valor de CCPR1 es el periodo de la señal. Se tiene en
 * cuenta el desbordamiento que se hubiera producido en timer1 entre pulsos
 *
 * TMR1 debe resetearse manualmente.
 */
if (PIE1bits.CCP1IE && PIR1bits.CCP1IF) {
    period_tmp = CCPR1 + (65536 * timer1_ov_count);
    /* Almacena el valor del periodo si está entre 40 y 200 PPM */
    if(period_tmp >= 0x02DC6C && period_tmp <= 0x0E4E1C) {
        period = period_tmp;
    }
    timer1_ov_count = 0;
    TMR1 = 0;
    PIR1bits.CCP1IF = 0;
    PIR1bits.TMR1IF = 0;
}
```

Código A.6 Configuración de la interfaz UART

```
const unsigned SPBRG = 10;
OpenUSART( USART_TX_INT_OFF & // Desactiva interrupción TX
           USART_RX_INT_OFF & // Desactiva interrupción RX
           USART_SYNCH_MODE & // Modo asíncrono
           USART_EIGHT_BIT & // Sin bit de paridad
           USART_BRGH_HIGH, // Transmisión de alta velocidad
           SPBRG );
```

Código A.7 Configuración del Timer 0

```
TMR0L = 0;
T0CONbits.T0PS0 = 1;
T0CONbits.T0PS1 = 1;
T0CONbits.T0PS2 = 1; // TOPS2: TOPS0 -> 1/256
T0CONbits.PSA = 0; // 0: Usar prescaler
T0CONbits.T0CS = 0; // 0: Usar reloj interno -> Fosc/4
T0CONbits.TMR0ON = 1;
T0CONbits.T08BIT = 1;
INTCONbits.TMR0IE = 1;
```

Código A.8 Manejo del desbordamiento del *Timer 0*

```

if (INTCONbits.TMR0IE && INTCONbits.TMR0IF) {
    if (conteo_timer0 >=152) { // 2 segundos aprox.
        send_value = true;
        conteo_timer0 = 0;
    } else {
        conteo_timer0 += 1; // Incrementar contador de desborde de timer0
    }
    INTCONbits.TMR0IF = 0; // Limpiamos bandera de desborde
}

```

Código A.9 Declaración de permisos Bluetooth

```

<manifest . . . >
    <uses-permission android:name="android.permission.BLUETOOTH" />
    <uses-permission android:name="android.permission.BLUETOOTH_ADMIN" />
    .
    .
</manifest>

```

Código A.10 Activación de Bluetooth

```

if (!mBluetoothAdapter.isEnabled()) {
    Intent enableBtIntent = new Intent(BluetoothAdapter.ACTION_REQUEST_ENABLE);
    startActivityForResult(enableBtIntent, REQUEST_ENABLE_BT);
}

```

Código A.11 Establecimiento de la conexión

```

private static final UUID MY_UUID =
    UUID.fromString("00001101-0000-1000-8000-00805F9B34FB");

private class AcceptThread extends Thread {
    private final BluetoothServerSocket mmServerSocket;

    public AcceptThread() {
        BluetoothServerSocket tmp = null;
        try {
            tmp = mBluetoothAdapter.listenUsingRfcommWithServiceRecord(
                NAME, MY_UUID);
        } catch (IOException e) { }
        mmServerSocket = tmp;
    }

    public void run() {
        BluetoothSocket socket = null;
        while (true) {
            try {
                socket = mmServerSocket.accept();
            } catch (IOException e) {
                break;
            }
            if (socket != null) {
                // La gestión de la conexión se realiza en otro hilo
                manageConnectedSocket(socket);
                mmServerSocket.close();
                break;
            }
        }
    }

    public void cancel() {
        try {
            mmServerSocket.close();
        } catch (IOException e) { }
    }
}

```

Código A.12 Gestión de la conexión Bluetooth

```

private class ConnectedThread extends Thread {
    private final BluetoothSocket mmSocket;
    private final InputStream mmInStream;
    private final OutputStream mmOutStream;

    public ConnectedThread(BluetoothSocket socket) {
        mmSocket = socket;
        InputStream tmpIn = null;
        OutputStream tmpOut = null;

        try {
            tmpIn = socket.getInputStream();
            tmpOut = socket.getOutputStream();
        } catch (IOException e) { }

        mmInStream = tmpIn;
        mmOutStream = tmpOut;
    }

    public void run() {
        byte[] buffer = new byte[1024];
        int bytes;

        while (true) {
            try {
                bytes = mmInStream.read(buffer);
                // Envía los datos obtenidos hacia el hilo principal
                mHandler.obtainMessage(MESSAGE_READ, bytes, -1, buffer)
                    .sendToTarget();
            } catch (IOException e) {
                break;
            }
        }
    }

    public void write(byte[] bytes) {
        try {
            mmOutStream.write(bytes);
        } catch (IOException e) { }
    }

    public void cancel() {
        try {
            mmSocket.close();
        } catch (IOException e) { }
    }
}

```

Código A.13 Ajuste para trabajar con enteros sin signo en Java

```
byte[] readBuf = . . .;  
Integer firstValue = (int)readBuf[0];  
  
if (readBuf[0] < 0) {  
    firstValue= (int) readBuf[0] & 0xff;  
}
```
