

## **Desarrollo de un sistema IoT integrado con dispositivos eHealth para la detección automática de la variabilidad cardíaca**

**Autora: Carmen Palao Cruz**

**Tutor: Antonio Martínez Millana**

**Cotutor: Vicente Traver Salcedo**

Trabajo Fin de Grado presentado en la Escuela Técnica Superior de Ingenieros de Telecomunicación de la Universitat Politècnica de València, para la obtención del Título de Graduado en Ingeniería de Tecnologías y Servicios de Telecomunicación

Curso 2016-17

Valencia, 4 de julio de 2017

## Resumen

El presente trabajo final de grado tiene como finalidad el diseño e implementación de un sistema de comunicaciones que permita a los pacientes con problemas cardiovasculares relacionados con arritmias poder llevar a cabo una monitorización constante de su ritmo cardíaco y detectar anomalías. Para ello, se hará uso del *kit eHealth* de *Libelium* y la placa *Arduino* que permitirán obtener señal electrocardiográfica de manera instantánea con el fin de poder analizar la variabilidad cardíaca en tiempo real. El trabajo parte de un estudio exhaustivo del estado del arte mediante la realización de una revisión sistemática, posteriormente se han seleccionado los algoritmos con mejor rendimiento para llevar a cabo un estudio comparativo empleando señal cardíaca estática, distintos usuarios y distintos escenarios. Una vez seleccionados dichos algoritmos, se concluye el trabajo implementando un sistema móvil basado en una aplicación *Android*, en la que se integrará el código del algoritmo que mejores resultados proporcione a un menor coste computacional, además, dicha aplicación realizará una comunicación mediante *Bluetooth* con el *Arduino* para ejecutar la toma de datos y graficar los resultados.

## Resum

El present treball final de grau té com a finalitat el disseny i implementació d'un sistema de comunicacions que permet als pacients amb problemes cardiovasculars relacionats amb arrítmies, poder portar a terme un monitorització constant del seu ritme cardíac i detectar irregularitats. Per aconseguir això, es farà ús del *kit eHealth* de *Libelium* i la placa *Arduino* que permetran obtenir senyal electrocardiogràfica de manera instantània per tal de poder analitzar la variabilitat cardíaca en temps real. El treball parteix d'un estudi exhaustiu de l'estat de l'art mitjançant la realització d'una revisió sistemàtica, posteriorment s'han seleccionat els algoritmes amb millor rendiment per dur a terme un estudi comparatiu emprant senyal cardíaca estàtica, diferents usuaris i diferents escenaris. Una vegada seleccionat l'algoritme, el treball realitzat implementa un sistema mòbil basat en una aplicació *Android*, en la qual s'integrarà el codi de l'algoritme que millors resultats proporcioni a un menor cost computacional, a més, aquesta aplicació realitzarà una comunicació mitjançant *Bluetooth* amb el *Arduino* per executar la presa de dades i expressar de manera gràfica els resultats.

## Abstract

The aim of the present final grade project is the design and implementation of a communication system that allows to the patients with cardiovascular problems related to arrhythmias to be able to perform a real-time monitoring of his cardiac pace and to detect anomalies. To do this, we will use the *kit eHealth Libelium* and the *Arduino* board that will allow to obtain an electrocardiographical signal in an instantaneous way to be able to analyze the cardiac real-time variability. The project starts from an exhaustive study of the state of the art by means of the accomplishment of a systematic exhaustive review, later the algorithms have been selected by better performance to carry out a comparative study using cardiac static signals, different users and different scenes. Once the selected mentioned algorithms, the project concludes the work implementing a mobile system based on an application *Android*, which there will join the code of the algorithm that provides better results to a low computational cost, in addition, the mentioned application it will realize a communication by means of *Bluetooth* with the *Arduino* to execute the capture of information and to graph the results.

## ***Agradecimientos***

*A Antonio Martínez, por el tiempo, la paciencia y la confianza que ha depositado en mí a lo largo de la elaboración de este proyecto.*

*A Vicente Traver, por permitirme llevar a cabo este trabajo y la ayuda que me ha brindado a diario.*

*Al equipo Sabien, por ser un equipo de profesionales inigualables.*

*A mi familia, por apoyarme y confiar siempre en mí.*

*En especial a mi padre, por ser mi ejemplo a seguir y mi motivación para realizar este trabajo.*

*¡Muchas gracias!*

# Índice

Capítulo 1.	Introducción .....	9
1.1	El corazón.....	9
1.1.1	Morfología externa.....	9
1.1.2	Morfología interna.....	10
1.1.3	Corazón derecho e izquierdo.....	10
1.1.4	Aurículas y ventrículos.....	11
1.1.5	Sistema de conducción eléctrica.....	11
1.2	Electrocardiograma .....	13
1.2.1	Derivaciones electrocardiográficas .....	13
1.2.2	Ondas ECG.....	14
1.3	Arritmias .....	16
1.3.1	Arritmia auricular .....	16
1.3.2	Arritmia ventricular.....	17
1.4	Medidas en la variabilidad de la frecuencia cardíaca.....	19
1.4.1	Medidas geométricas.....	19
1.4.2	Medidas no lineales.....	19
Capítulo 2.	Objetivos .....	21
Capítulo 3.	Estado del arte .....	22
3.1	Revisión sistemática.....	22
3.2	Diagrama de búsqueda .....	24
3.3	Artículos incluidos en el análisis.....	25
3.4	Comparativa y análisis .....	26
3.5	Parámetros y algoritmos seleccionados.....	29
Capítulo 4.	Materiales y métodos .....	31
4.1	Arduino .....	31
4.1.1	Características .....	31
4.1.2	Especificaciones.....	32
4.1.3	Conector Bluetooth .....	33
4.2	Sensor e-Health .....	35
4.2.1	Descripción general.....	35
4.2.2	Características del sensor ECG .....	35
4.3	Algoritmos de análisis en tiempo real .....	36
4.3.1	Pan and Tompkins.....	37
4.3.2	Clifford.....	37

4.3.3	Carvalho .....	37
4.3.4	Algoritmo basado en detección de máximos.....	38
4.3.5	Compilación de los algoritmos.....	38
4.4	Android .....	40
4.4.1	Sistema operativo y SDK .....	40
4.4.2	Integración de código nativo .....	41
4.4.3	Comunicación Bluetooth.....	41
4.5	Smartphone Android .....	42
4.6	Sistema de comunicación.....	42
Capítulo 5.	Resultados .....	44
5.1	Sensorización ECG .....	44
5.2	Comparativa de algoritmos de procesado de señal ECG.....	45
5.3	Experimentación.....	51
5.4	Sistema final.....	61
Capítulo 6.	Discusión.....	67
Capítulo 7.	Conclusión y trabajo futuro.....	69
Referencias	.....	70
Bibliografía	.....	72
ANEXO	.....	73

## Índice de figuras

Figura 1 – Morfología externa y ubicación del corazón. ....	10
Figura 2 - Vista interior del corazón .....	10
Figura 3 - Corazón derecho (arriba) y corazón izquierdo (abajo). ....	11
Figura 4 - Sistema eléctrico del corazón .....	12
Figura 5 - Potencial de acción cardíaco.....	12
Figura 6 - Derivaciones en extremidades .....	13
Figura 7 - Derivaciones de extremidades aumentadas .....	14
Figura 8 - Onda ECG. ....	14
Figura 9 - Onda ECG .....	15
Figura 10 - ECG Fibrilación auricular .....	17
Figura 11 - ECG Flutter auricular .....	17
Figura 12 - ECG Taquicardia ventricular.....	18
Figura 13 - ECG Fibrilación ventricular .....	18
Figura 14 – Histograma para distintas PPM.....	19
Figura 15 – Diagrama Poincaré para distintos escenarios.....	19
Figura 16 – Placa Arduino UNO.....	31
Figura 17 – Placa Arduino UNO.....	32
Figura 18 - Módulo Bluetooth HC-06.....	33
Figura 19 – Configuración S-M, M-S .....	34
Figura 20 - Conexión Arduino con módulo HC-06 .....	34
Figura 21 – Módulo de sensores eHealth.....	35
Figura 22 – Conector ECG módulo eHealth .....	36
Figura 23 – Conexión para sensorización ECG .....	36
Figura 24 - Circuitería electrónica ECG.....	36
Figura 25 - Definición de las entradas. ....	39
Figura 26 - Configuración para la generación del código. ....	39
Figura 27 - Código resultado.....	40
Figura 28 – Sistema de comunicación.....	43
Figura 29 – Código cargado en el Arduino para sensorización en PC.....	44
Figura 30 – ECG Muestra. ....	45
Figura 31 - Resultado detección RR Carvalho.....	45
Figura 32 - Resultado detección RR Clifford.....	46
Figura 33 – Resultado detección RR Pan and Tompkins.....	46
Figura 34 - Resultado detección RR algoritmo basado en máximos.....	47
Figura 35 - Resultado PPM distintos algoritmos.....	47
Figura 36 - Pulsaciones por minuto para tamaño de ventana 5s. ....	48

Figura 37 - Pulsaciones por minuto para tamaño de ventana 10s. ....	49
Figura 38 - Pulsaciones por minuto para tamaño de ventana 15s. ....	49
Figura 39 - Pulsaciones por minuto para tamaño de ventana 20s. ....	50
Figura 40 - Comparativa de resultados para distintos enventanados. ....	50
Figura 41 - Resultados Caso 1.....	52
Figura 42 - Resultados Caso 2.....	53
Figura 43 - Resultados Caso 3.....	54
Figura 44 - Resultados Caso 4.....	55
Figura 45 - Resultados Caso 5.....	56
Figura 46 - Resultados Caso 6.....	57
Figura 47 - Resultados Caso 7.....	57
Figura 48 - Resultados Caso 8.....	58
Figura 49 - Resultados Caso 9.....	59
Figura 50 - Resultados Caso 10.....	60
Figura 51 - Resultados Caso 11.....	60
Figura 52 - Resultados Caso 12.....	61
Figura 53 - Sistema listo para ser usado.....	62
Figura 54 - Conexión aplicación Bluetooth .....	62
Figura 55 - Módulo conectado a aplicación móvil.....	63
Figura 56 – Clases cpp integradas en el proyecto Arduino.....	64
Figura 57 - Código de integración native-lib. ....	64
Figura 58 - Instrucciones fichero CMakeLists.txt.....	65
Figura 59 - Aplicación en funcionamiento.....	66

## Índice de tablas

Tabla 1 – Duración del intervalo QT para distintos ritmos.....	15
Tabla 2 – Patrones de búsqueda de artículos en bases de datos científicas.....	23
Tabla 3 – Diseño del estudio: Criterios de inclusión y exclusión. Parámetros de búsqueda.....	24
Tabla 4 – Artículos incluidos en el análisis.....	26
Tabla 5 – Algoritmos y parámetros utilizados .....	28
Tabla 6 – Sistemas utilizados en los artículos seleccionados.....	29
Tabla 7 – Características principales HC - 06.....	34
Tabla 8 – Características dispositivo móvil. ....	42
Tabla 9 - Datos de los sujetos analizados.....	51
Tabla 10 - Valores numéricos Caso 1. ....	52
Tabla 11 - Valores numéricos Caso 2. ....	53
Tabla 12 - Valores numéricos Caso 3. ....	54
Tabla 13 - Valores numéricos Caso 4. ....	55
Tabla 14 - Valores numéricos Caso 5. ....	56
Tabla 15 - Valores numéricos Caso 6. ....	57
Tabla 16 - Valores numéricos Caso 7. ....	58
Tabla 17 - Valores numéricos Caso 8. ....	58
Tabla 18 - Valores numéricos Caso 9. ....	59
Tabla 19 - Valores numéricos Caso 10. ....	60
Tabla 20 - Valores numéricos Caso 11. ....	61
Tabla 21 - Valores numéricos Caso 12. ....	61
Tabla 22 - Comparativa PPM distintos dispositivos. ....	67
Tabla 23 - Artículos Excluidos.....	74



# Capítulo 1. Introducción

Las enfermedades cardiovasculares son la causa más común de muerte en todo el mundo, especialmente en varones[1]. En el caso concreto de enfermedades ocasionadas por trastornos cardíacos, la mayoría de ellas se caracterizan por la aparición de la arritmia que consiste en un intervalo de ritmo irregular del latido del corazón. Durante estos episodios, el corazón puede latir demasiado rápido, lento o simplemente con un ritmo irregular[2]. Ocasionalmente, la arritmia sucede bajo ciertas condiciones, como el estrés, la hipoxia o despolarización de las células cardíacas. Actualmente es muy difícil detectar dichas arritmias [3], ya que el diagnóstico clínico se realiza usando electrocardiograma (ECG) de 12 derivaciones con dispositivos relativamente caros disponibles en hospitales con monitorizaciones consistentes en sesiones cortas (< 30 minutos) cuando se detecta cierto riesgo. Es por ello, que, en algunos casos, los pacientes que no están en riesgo obtienen resultados favorables de analíticas rutinarias, pero sufren infartos. Para reducir la muerte causada por enfermedades cardiovasculares no detectadas, es necesario desarrollar herramientas que permitan realizar una monitorización constante, ubicua y de sencillo uso que permita detectar alteraciones significativas en el ritmo cardíaco.

El desarrollo de los sensores wearables, las comunicaciones inalámbricas que facilitan el envío y la recepción de información, el uso generalizado de dispositivos móviles inteligentes con gran capacidad de procesamiento y los avances en las aplicaciones de internet de las cosas, generan un escenario que permite elaborar una solución para que los pacientes sean capaces de efectuar un seguimiento constante de su propio corazón en cualquier momento y lugar. Llevar a cabo un sistema de bajo coste que proporcione unos resultados aceptables, facilitaría el diagnóstico y la prevención de muchas enfermedades cardiovasculares, además de reducir la masificación en los hospitales. Para la elaboración de estos sistemas, es necesario llevar a cabo una correcta evaluación de distintos algoritmos de procesamiento de ECG para considerar si son capaces o no de medir con precisión la variabilidad cardíaca en tiempo real, como condición fundamental para el diseño de wearables de detección de arritmias.

## 1.1 El corazón

El órgano principal del aparato circulatorio es el corazón. Se trata de un músculo hueco que trabaja de manera similar a una bomba, que absorbe y expulsa la sangre de todo el organismo a través de las arterias para distribuirla por todo el cuerpo. Este órgano está situado en el tórax, detrás del esternón y delante del esófago, la arteria aorta y la columna vertebral. El corazón se encuentra sobre el diafragma, músculo que separa las cavidades torácica y abdominal. Además, el corazón se halla dentro de una bolsa denominada pericardio que mediante dos hojas se fija sobre la superficie cardíaca y a los grandes vasos que salen del corazón. La superficie más externa del pericardio está fijada mediante ligamentos al diafragma, la columna vertebral y la pleura de ambos pulmones, dicha morfología se ve representada en la Figura 1.

### 1.1.1 Morfología externa

El corazón posee una forma similar a la de un cono invertido con el ápex dirigido ligeramente hacia la izquierda, en cuya base se encuentran los vasos sanguíneos que transportan la sangre hasta el corazón y la extraen del mismo. Las venas cavas superior e inferior y las venas pulmonares se ocupan de llevar la sangre hasta el corazón mientras que la arteria pulmonar y la aorta se encargan de sacarla del mismo. Las venas cavas desembocan en la aurícula derecha, mientras que, las venas pulmonares terminan en la aurícula izquierda.

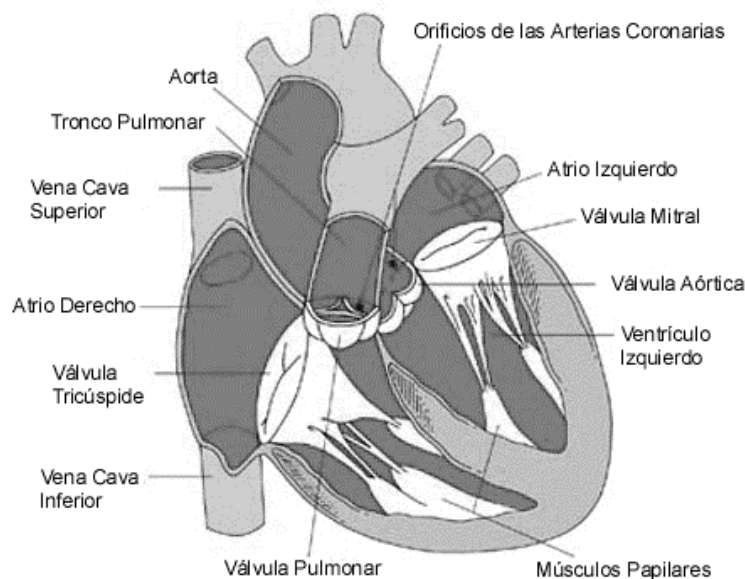


**Figura 1 – Morfología externa y ubicación del corazón.**

El tamaño y peso del corazón depende de la persona, aunque se considera que el corazón pesa el 0,45% del peso del hombre y el 0,40% del peso de la mujer, así pues, en un adulto el peso del corazón sería alrededor de 300 gramos en el hombre y cerca de los 250 gramos en el caso de la mujer, aunque en el caso de los deportistas profesionales el corazón muestra un aumento de tamaño fisiológico.

### **1.1.2 Morfología interna**

El corazón está constituido por cuatro cavidades internas, dos situadas en la parte derecha y dos en la izquierda. Las cavidades ubicadas en la zona superior del corazón se denominan aurículas, mientras que, las ubicadas en la zona inferior se llaman ventrículos. Las cavidades derechas no se comunican con las izquierdas, puesto que están separadas por los tabiques interauricular e interventricular. Cada una de las partes internas del corazón se indican en la Figura 2.



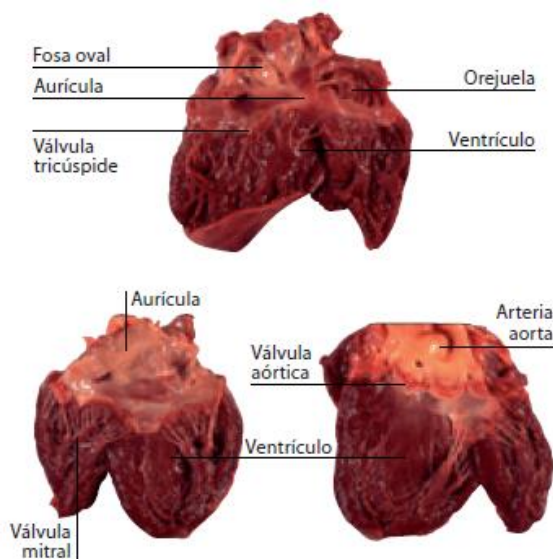
**Figura 2 - Vista interior del corazón.**

### **1.1.3 Corazón derecho e izquierdo**

Se denomina corazón derecho a la parte del corazón que consta de una aurícula y un ventrículo, en este caso, los derechos. A la aurícula le llega la sangre falta de oxígeno de todo el cuerpo a

través de las venas cavas. Además, en esta aurícula también desemboca el seno venoso, conducto que recoge la sangre venosa del corazón. Dicha aurícula se comunica con el ventrículo a través de la válvula tricúspide que permite el paseo de sangre de la aurícula al ventrículo, pero no al contrario. El corazón tiene dos movimientos, en primer lugar, la sístole provocando que la sangre salga del corazón a través de la válvula pulmonar, pase a la arteria pulmonar y llegue a los pulmones para coger oxígeno. La ubicación de cada una de las zonas mentadas se muestra en la Figura 3.

La parte del corazón que consta de una aurícula y un ventrículo en la zona izquierda, se denomina corazón izquierdo. En esta aurícula desembocan cuatro venas pulmonares, responsables de transportar la sangre oxigenada desde los pulmones hasta el corazón. En este caso, la aurícula se comunica con el ventrículo mediante la válvula mitral que permite el paso de la sangre desde la aurícula al ventrículo, pero no en sentido contrario. Una vez que ocurre la sístole, la sangre pasa del ventrículo a la arteria aorta mediante la válvula aórtica y se distribuye por todo el organismo.



**Figura 3 - Corazón derecho (arriba) y corazón izquierdo (abajo).**

#### **1.1.4 Aurículas y ventrículos**

Las aurículas muestran las paredes finas y están formadas de fuera hacia dentro por pericardio, miocardio y endocardio, siendo este último un revestimiento de toda la superficie interna del corazón, incluidas las válvulas, formado por una capa de células endoteliales, similares a las de los vasos sanguíneos y fibras de colágeno y elásticas. Los ventrículos son semejantes a las aurículas, aunque el grosor de la capa muscular es diferente. El ventrículo derecho tiene un espesor de alrededor de 3 milímetros mientras que el izquierdo alcanza aproximadamente los 10 milímetros. La diferencia es debida a que al expulsar la sangre durante la sístole el ventrículo izquierdo se ve más afectado por la presión arterial, teniendo que ejercer una fuerza mayor que tal y como se muestra en la Figura 2 produce una disparidad en el grosor considerable a simple vista.

#### **1.1.5 Sistema de conducción eléctrica**

Para que las células se contraigan y se produzca el ritmo cardíaco, el corazón consta de un sistema generador de impulsos eléctricos compuesto de los nodos sinusal y auriculoventricular y del haz de His, que está dividido en dos ramas, derecha e izquierda que a su vez están formados por pequeños conjuntos de células especializadas. Esta estructura se muestra en la Figura 4.

El funcionamiento de este sistema consistiría en primer lugar, la generación de impulsos eléctricos en el nodo sinusal (situado en la aurícula derecha) que se extenderían por las aurículas hasta el nodo auriculoventricular obteniendo de esta forma la contracción de las mismas. A continuación, el nodo auriculoventricular (ubicado cerca de la válvula tricúspide) permitiría que los ventrículos

de contrajesen después de las aurículas. Por último, el haz de His (colocado en el tabique interventricular) se encargaría de transmitir los impulsos eléctricos a los ventrículos.

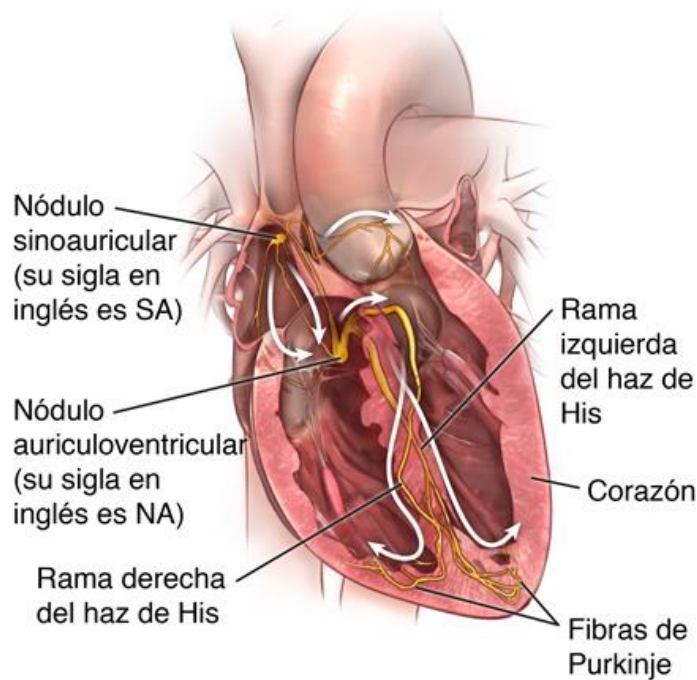


Figura 4 - Sistema eléctrico del corazón.

Para que se pueda comprender el origen de esta actividad eléctrica, es preciso saber qué ocurre a nivel celular en los cardiomiocitos del organismo humano. Las células del corazón presentan una diferencia de potencial respecto al medio extracelular, debido a la existencia de canales iónicos en su membrana. De este modo, el potencial de acción es el responsable de los impulsos eléctricos que generan la actividad mecánica del corazón.

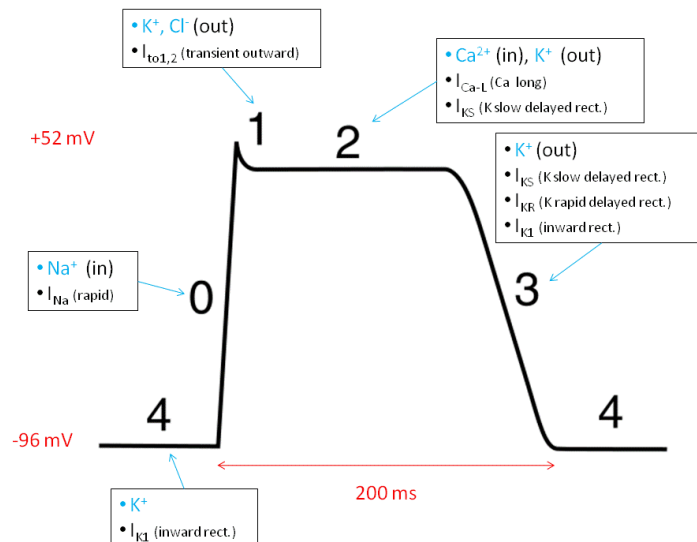


Figura 5 - Potencial de acción cardíaco. (Fuente: [Quasar 18:07, 7 August 2009](#))

Tal y como se muestra en la Figura 5, la curva del potencial de acción celular está compuesta por 5 fases diferentes, que permiten que la estimulación eléctrica alcance todas las células del corazón.

- Fase 0: se produce la despolarización rápida, es la máxima despolarización de la célula. En esta fase hay una difusión rápida de iones  $Na^+$  hacia el interior de la célula.
- Fase 1: se inactivan los canales rápidos de sodio y se produce una repolarización transitoria debida a la salida rápida de iones  $K^+$ .
- Fase 2: también conocida como fase de meseta, en la que una vez que el potencial de acción ha alcanzado su máximo voltaje, se produce una difusión lenta de  $Ca^{++}$ .
- Fase 3: se produce una repolarización rápida de manera que, se abren los canales sensibles a voltajes rápidos que permiten la salida de iones  $K^+$ .
- Fase 4: se origina el equilibrio basal y se llega otra vez al equilibrio por el intercambio iónico que se produce.

De este modo, se puede concluir que cuando se produce la diástole, en el exterior celular se acumulan cargas positivas, mientras que, cuando se produce la sístole, el exterior celular cuenta con más cargas negativas. Así pues, estas serán las variaciones de voltaje que se detectarán con el electrocardiograma.

## 1.2 Electrocardiograma

### 1.2.1 Derivaciones electrocardiográficas

Una derivación es una disposición de las conexiones de cada par de electrodos del ECG. Normalmente, se utilizan un total de doce derivaciones que son las derivaciones de extremidades, las derivaciones de extremidades aumentadas y las derivaciones precordiales.

En el caso de las extremidades, se trata de derivaciones bipolares, ya que detectan variaciones eléctricas en dos puntos diferentes y calculan la diferencia. Cuando conectamos electrodos situados en el brazo izquierdo y derecho se dice que la conexión es DI, en esta configuración, si el brazo izquierdo está en un campo de fuerzas positivo respecto al derecho se inscribe una deflexión positiva[4]d. Si los electrodos están conectados en la pierna izquierda y el brazo derecho se trata de una conexión DII. En este caso, cuando la pierna izquierda se encuentra en un campo de fuerzas positivo respecto al brazo derecho se registra una deflexión hacia arriba en esta derivación. En el caso de que la conexión se realice entre la pierna izquierda y el brazo izquierdo la conexión será DIII y en este caso, cuando la pierna izquierda esté en un campo de fuerzas positivo respecto al brazo izquierdo, se inscribirá una deflexión positiva.

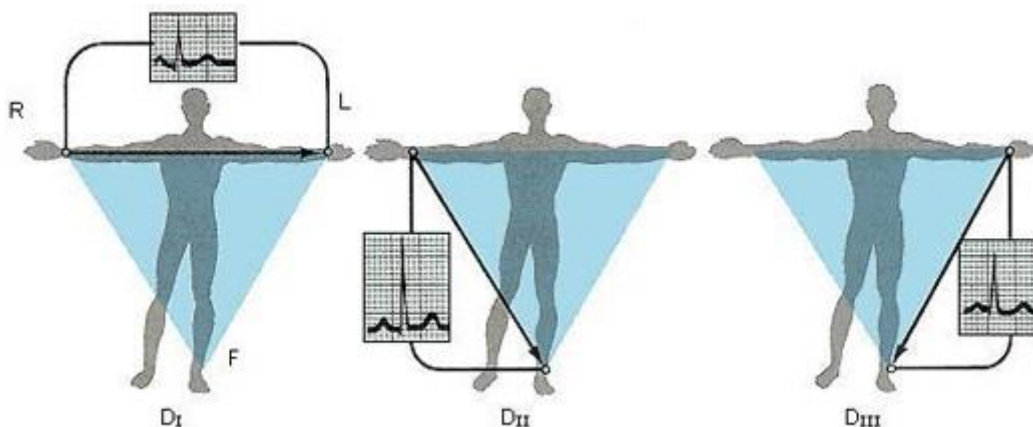


Figura 6 - Derivaciones en extremidades. (Fuente: [www.electrocardiografia.es](http://www.electrocardiografia.es))

Las derivaciones de extremidades aumentadas son unipolares de manera que, registran las variaciones eléctricas de potencial en un punto (uno de los dos brazos o la pierna izquierda) respecto a otro punto en el que la actividad eléctrica no varía de manera significativa. La derivación aVR se consigue uniendo los cables del brazo izquierdo y de la pierna izquierda, consiguiendo de este modo inscribir los potenciales eléctricos del brazo derecho. En el caso de la derivación aVL se unen los cables del brazo derecho y del pie izquierdo para conseguir registrar los potenciales

del brazo izquierdo. Por último, la derivación aVF se realiza conectando los cables de los brazos derecho e izquierdo, obteniendo así los potenciales en el pie izquierdo.

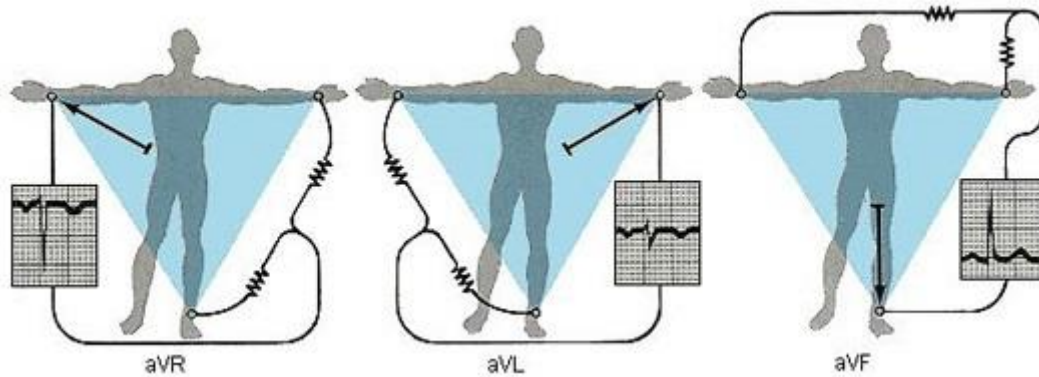


Figura 7 - Derivaciones de extremidades aumentadas. (Fuente: [www.electrocardiografia.es](http://www.electrocardiografia.es))

En ocasiones, resulta útil emplear otros emplazamientos de las derivaciones precordiales para facilitar la detección de infartos de miocardio o en casos en los que el corazón está anormalmente bajo el tórax.

### 1.2.2 Ondas ECG

Una vez analizada la activación eléctrica del corazón y las posibles derivaciones que se pueden utilizar para registrar las diferencias de potencial, se procede a explicar cómo se genera una onda ECG.

En la Figura 8 se muestra un periodo del ECG de un paciente sano. Tal y como se aprecia, consiste en una onda P, el complejo QRS, la onda T y la onda U. Además, se aprecia la división de la misma en intervalos y segmentos. Teniendo así las partes que se especifican a continuación:

- Onda P: en el caso del ECG sano es la primera marca reconocible del ECG, que es correspondiente a la llegada de la señal de activación a las aurículas. Por lo general, la duración es inferior a los 100 milisegundos y su voltaje no excede los 2,5 milivoltios.
- Intervalo PR: se trata de un periodo de inactividad eléctrica que se corresponde al retraso fisiológico que sufre el estímulo en el nodo auriculoventricular. La duración de este intervalo suele ser de entre 120 y 200 milisegundos.

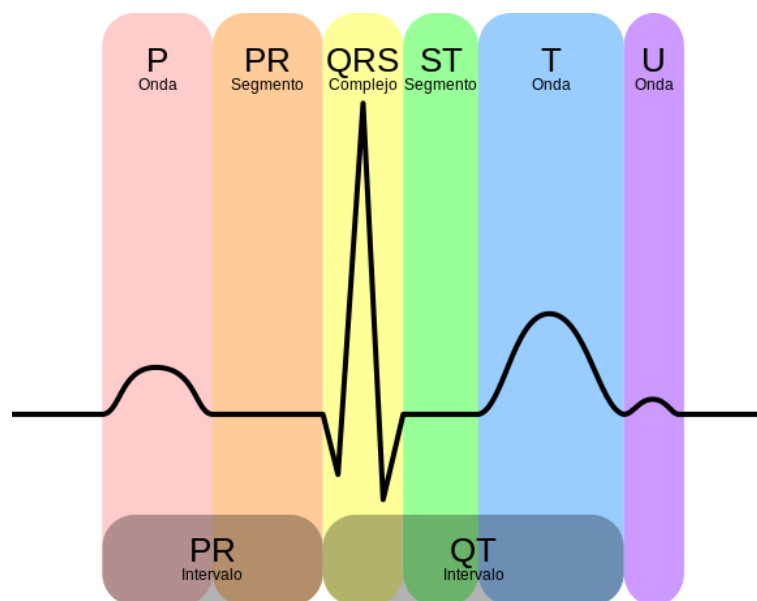


Figura 8 - Onda ECG. (Fuente: Hank van Helvete, 18:57, 4 March 2014)

- Complejo QRS: esta parte de la señal es la marca característica de una señal electrocardiográfica. Representa la llegada de la señal de activación a ambos ventrículos y su duración oscila entre 80 y 100 milisegundos.
- Segmento ST: se trata de un periodo de inactividad comprendido entre el final del complejo QRS y el inicio de la onda T.
- Onda T: aparece al final del segmento ST y corresponde a la repolarización ventricular.
- Intervalo QT: comprende desde el inicio del complejo QRS hasta el final de la onda T y representa la despolarización y repolarización ventricular. En este caso, la duración del intervalo está comprendida entre 320 y 400 milisegundos. Este intervalo se suele utilizar para medir el ritmo cardíaco. En la Tabla 1 se muestra la relación entre ambos parámetros:

Ritmo cardíaco	Duración intervalo QT (segundos)
60	0.33 – 0.43
70	0.31 – 0.41
80	0.29 – 0.38
90	0.28 – 0.36
100	0.27 – 0.53
120	0.25 – 0.32

Tabla 1 – Duración del intervalo QT para distintos ritmos.

- Onda U: se trata de una onda habitualmente positiva, de escaso voltaje que aparece normalmente en derivaciones precordiales y que sigue inmediatamente a la onda T. Su origen es desconocido, aunque podría significar la repolarización de los músculos papilares.

A continuación, en la Figura 9 se representa una señal ECG con la escala apropiada, para que resulte lo más realista posible, de tal forma que se puede observar la magnitud de cada una de las partes de la señal de manera gráfica, dando así una idea que se aproxima mucho a lo que se obtendría en los resultados de un ECG realizado a un paciente sano.

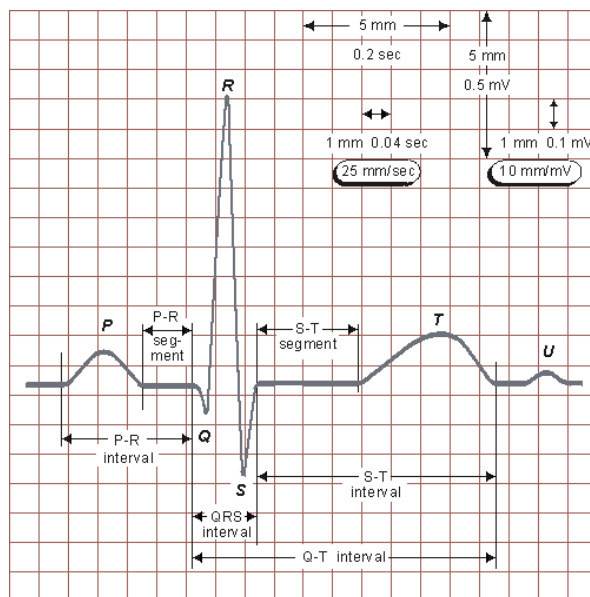


Figura 9 - Onda ECG (Fuente: [www.electrocardiografia.es](http://www.electrocardiografia.es))

### 1.3 Arritmias

El corazón humano bombea aproximadamente 5 litros de sangre por minuto, incluso cuando el cuerpo está en reposo este órgano late entre 60 y 80 veces por minuto. A cualquier irregularidad en el ritmo natural del corazón se le denomina “arritmia”[5].

Cualquier tipo de arritmia es un trastorno de la frecuencia cardíaca, así pues, se puede dar el caso de que el corazón comience a latir demasiado rápido, generando así una taquicardia (frecuencias superiores a 100 ppm) o, por el contrario, que el latido sea muy lento, teniendo de este modo una bradicardia (frecuencias inferiores a 60 ppm) [6].

La principal causa de una arritmia es la existencia de un problema en cualquier parte del sistema de conducción eléctrica del corazón. Así pues, la arritmia puede darse en caso de que los impulsos eléctricos que controlan los latidos se retrasen o bloqueen, esto ocurre cuando las células nerviosas especiales que los producen no funcionan correctamente o en caso de que los impulsos eléctricos no se desplacen normalmente por el corazón. También es habitual que se produzcan arritmias cuando otra parte del corazón comienza a producir impulsos eléctricos, que se suman a los impulsos que generan las células nerviosas especiales y provocan alteraciones en los latidos normales.

Es posible distinguir dos grandes grupos de arritmias: las auriculares, que son las más inofensivas y las ventriculares, que pueden ser muy graves e incluso poner en peligro la vida.

#### 1.3.1 *Arritmia auricular*

Las arritmias auriculares, en particular la fibrilación auricular, son las arritmias cardíacas sostenidas más frecuentes y se consideran una de las mayores causas de mortalidad, afectando anualmente a millones de personas. Para el tratamiento de estas enfermedades se han empleado modelos electrofisiológicos de las aurículas como herramienta obteniendo resultados útiles. Además, la utilización de modelos matemáticos ha resurgido con el propósito de proporcionar una referencia para obtener una interpretación rápida de observaciones clínicas de este tipo de arritmias[7].

Las arritmias auriculares se producen ‘por encima’ de los ventrículos, es decir, que comienzan en el nodo auriculoventricular. Dentro de este gran grupo encontramos varios tipos de arritmia tales como:

- Arritmia sinusal respiratoria: variación del ritmo cardíaco en función de la respiración.
- Taquicardia sinusal: se trata de un ritmo cardíaco originado y conducido, pero con una frecuencia cardíaca más elevada de lo habitual.
- Extrasístole auricular: (contracciones auriculares prematuras): se genera un impulso eléctrico que está adelantado al sinusal en una zona distinta de las aurículas.
- Taquicardias supraventriculares: es similar a la extrasístole auricular, pero con la diferencia de que son sostenidas en lugar de latidos aislados. Estas a su vez están divididas en 4 grupos:
  - Fibrilación auricular: se trata de la arritmia sostenida más común, se caracteriza por poseer un ritmo cardíaco muy rápido e irregular, que se produce por una actividad eléctrica auricular caótica y además cuenta con diversos focos de activación.



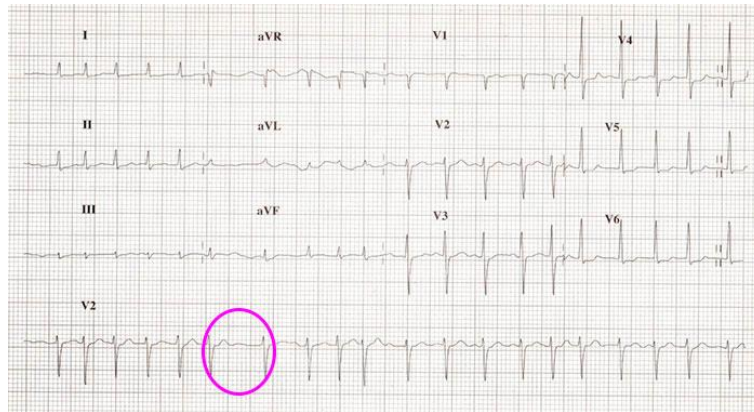


Figura 10 - ECG Fibrilación auricular. (Fuente: [www.lifeinthefastlane.com](http://www.lifeinthefastlane.com))

- Taquicardia auricular: son arritmias que se generan en una zona concreta de las aurículas y son persistentes.
- Taquicardia proxística supraventricular: se trata de una taquicardia con un principio y un final muy brusco, son sintomáticas, aunque bien toleradas. Son producidas por reentradas, pero en este caso, situadas en el nodo auriculoventricular.
- Flutter auricular (aleteo): se produce por un fenómeno que se conoce como reentrada auricular, en este caso la frecuencia cardíaca es regular pero muy elevada (aproximadamente 150 ppm).

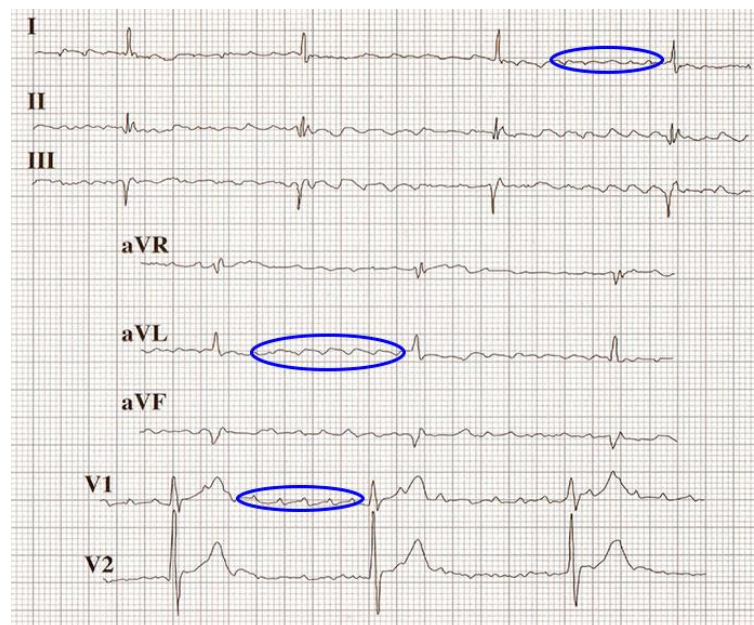
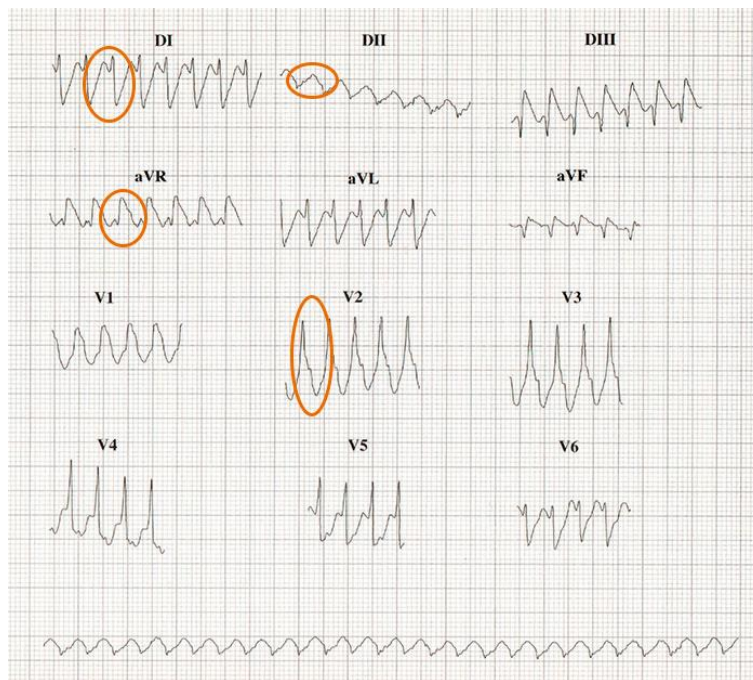


Figura 11 - ECG Flutter auricular. (Fuente: [www.lifeinthefastlane.com](http://www.lifeinthefastlane.com))

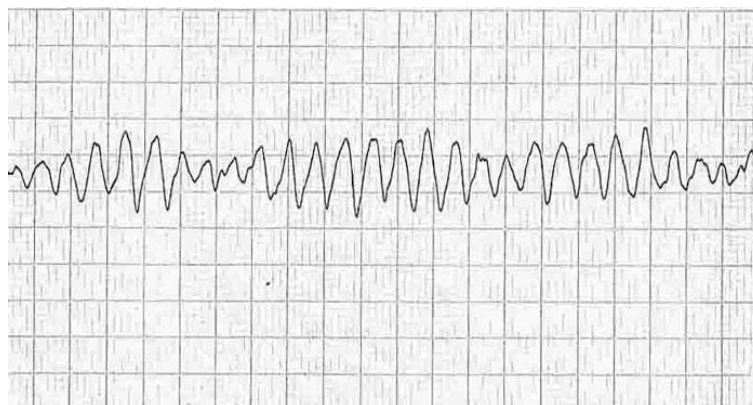
### 1.3.2 Arritmia ventricular

Este tipo de desorden consiste en una alteración del ritmo cardíaco que comienza en los ventrículos. La taquicardia ventricular es uno de los tipos más comunes de arritmia ventricular, que se produce cuando el nódulo sinusal no es capaz de controlar el latido de los ventrículos. Cuando esto ocurre, otras zonas a lo largo de la vía de conducción eléctrica inferior deben asumir la función de marcapasos, lo que provoca que se acelere el ritmo cardíaco ya que la nueva señal no se desplaza por el músculo cardíaco por su vía habitual.



**Figura 12 - ECG Taquicardia ventricular. (Fuente: [www.lifeinthefastlane.com](http://www.lifeinthefastlane.com))**

La fibrilación ventricular es la arritmia más grave [8], ya que produce una actividad eléctrica cardíaca caótica, lo que genera unos latidos irregulares no controlados. Estos latidos provocan que el corazón bombee muy poca sangre al cerebro y al resto del organismo, por lo que, este tipo de arritmia puede desencadenar la muerte súbita. Este fenómeno ocurre en pacientes con un buen estado de salud que de repente sufren una parada cardíaca de manera inesperada, abrupta y repentina, concluyendo con el fallecimiento si no se recibe asistencia médica de manera inmediata. Esta fibrilación se puede dar en cualquier momento en el que el miocardio no reciba suficiente oxígeno, aunque la causa más habitual es un ataque cardíaco.



**Figura 13 - ECG Fibrilación ventricular. (Fuente: [www.lifeinthefastlane.com](http://www.lifeinthefastlane.com))**

## 1.4 Medidas en la variabilidad de la frecuencia cardíaca

### 1.4.1 Medidas geométricas

Las medidas geométricas consisten en la creación de histogramas a partir de los valores de pico RR [9]. Una vez obtenidos los histogramas se crea un triángulo uniendo la punta más alta de cada intervalo, de donde se extrae matemáticamente el índice geométrico de la variabilidad de la frecuencia cardíaca calculando el área de este triángulo dividida por el área del modal bin. Con este parámetro calculado es posible minimizar la influencia de intervalos RR anómalos, artefactos o complejos ectópicos y además se ha demostrado una gran relación estadística entre el índice geométrico de la variabilidad de la frecuencia cardíaca y la desviación estándar de los intervalos RR normales, siendo ambos parámetros muy útiles para la estratificación del riesgo de morbi-mortalidad post infarto agudo de miocardio.

Tal y como se muestra en la Figura 14 el histograma presentará una forma estrecha y concentrada (menor área) para el caso en el que el pulso sea elevado tal y como se observa en A1 mientras que para una frecuencia cardíaca normal el aspecto del histograma será similar al mostrado en A2 (área mayor).

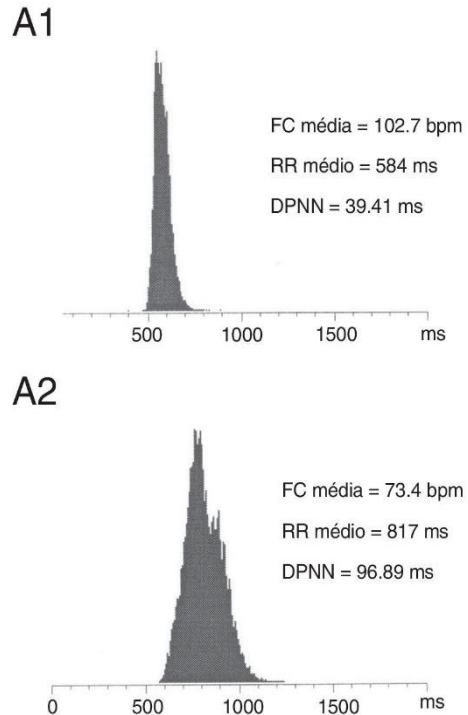


Figura 14 – Histograma para distintas PPM

### 1.4.2 Medidas no lineales

Las medidas no-lineales se pueden calificar como una medida cualitativa de la variabilidad de la frecuencia cardíaca, midiendo así la estructura y complejidad de las series de intervalos RR. Para realizar esta medida la técnica más destacada es el diagrama de Poincaré [10].

El diagrama de Poincaré es denominado también diagrama de dispersión consiste en trasladar los intervalos RR consecutivos a un diagrama de dispersión de 2 dimensiones de manera que el diámetro longitudinal de la elipse muestra de manera absoluta la desviación a largo plazo de la frecuencia cardíaca, mientras que el diámetro transversal caracteriza los cambios en la misma.

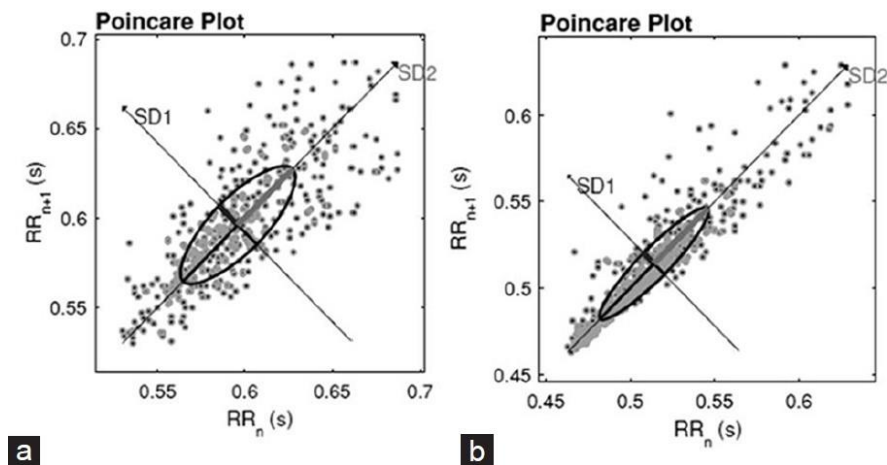


Figura 15 – Diagrama Poincaré para distintos escenarios

Calculando las desviaciones estándar de los diámetros longitudinal y transversal se cuantifican los cambios espontáneos y a largo plazo de la variación de la frecuencia cardíaca. Cabe tener en

cuenta que el parámetro SD1 hace referencia al eje menor de la elipse mientras que el parámetro SD2 se refiere al eje mayor, siendo SD12 la ratio de ambos ejes. Al representar dichos parámetros se obtiene una nube de puntos y en caso de que haya puntos dispersos fuera de la nube significa que hay arritmias o artefactos. De este modo, si el conjunto de puntos tiene una forma alargada y grande o pequeña y redondeada se puede saber el grado de relajación o tensión respectivamente del paciente. En la Figura 15 se observan dos escenarios distintos, en (a) el paciente se encuentra en una situación de reposo mientras que en (b) el paciente está de pie, siendo para este caso, la nube de puntos más concentrada.

Por otra parte, otro de los métodos más frecuentes es el *power law slope*. Para llevar a cabo este método es preciso realizar un análisis espectral de un registro de 24 horas en ritmo sinusal, del que se obtendrá un aumento de la amplitud del espectro cuando la frecuencia disminuya. Dicha relación se representa como un diagrama logaritmo, teniendo como eje vertical el logaritmo de la amplitud y como eje horizontal el logaritmo de la frecuencia. Para obtener este parámetro se calcula la pendiente de la curva espectral resultante a muy bajas frecuencias, teniendo así para valores bajos un alto riesgo de morbi-mortalidad y viceversa. Un procedimiento más reciente es *heart rate turbulence* que consiste en un método analítico basado en evaluar la dispersión de los intervalos posteriores a un complejo ventricular prematuro. Para la obtención de este parámetro se determina la curva máxima de cada secuencia de 5 latidos con intervalos que carezcan de alteraciones posteriores al complejo ventricular primario. En caso de obtener un valor bajo supone un aumento del riesgo de muerte.

## Capítulo 2. Objetivos

Para abordar el problema de la detección de eventos cardíacos adversos, la literatura científica propone dispositivos que permiten la toma de señal ECG y su análisis con algoritmos avanzados. En la mayoría de casos se utilizan algoritmos propietarios, lo que supone un problema a la hora de hacer del sistema algo sencillo de implementar para cualquier usuario. Por otra parte, en algunos casos se comprueba funcionamiento del sistema con información proveniente de las bases de datos MIT-BIH [11], hecho que no permite evaluar la potencia de dichos modelos en tiempo real con la información que se obtiene de un sensor ECG. Cabe destacar, que una de las necesidades del problema planteado es que el dispositivo se pueda llevar puesto y proporcione información del ritmo cardíaco en tiempo real, es por ello que no solo bastaría con analizar qué algoritmo proporciona mejor resultado, sino que también hay que llevar a cabo un proceso de inventariado temporal que permita obtener los resultados en tiempo real y evaluar qué tipo de algoritmos ofrece resultados fiables mediante la implementación de un sistema que integre adquisición y análisis.

**Por todo ello, el objetivo principal es el diseño e implementación de un sistema de monitorización continuo en tiempo real basado en un sensor y un dispositivo móvil para la detección de problemas cardiovasculares relacionados con arritmias y trastornos en la frecuencia cardíaca.**

Dicho sistema constará de un módulo de sensorización, procesado de datos y comunicación que hará uso de las últimas tecnologías en el ámbito de la *eHealth* y el IoT de prototipado rápido, e implemente algoritmos de detección de variabilidad cardíaca científicamente validados.

El presente trabajo se inicia con una revisión sistemática del estado del arte en sistemas similares al propuesto. Una vez estudiados los sistemas, valorando sus cualidades y señalando sus limitaciones, se procederá al diseño del sistema que permitirá la monitorización de pacientes con enfermedades cardiovasculares. El objetivo principal se fundamenta en la consecución de una serie de objetivos secundarios que se especifican a continuación:

1. **Objetivo Secundario 1:** Desarrollo del módulo de sensorización ECG. Para llevar a cabo este módulo se propone que el sistema de adquisición esté basado en una placa de Arduino y el kit *eHealth* de Libelium, sobre el cual se implementarán una serie de rutinas necesarias para analizar la señal a tiempo real.
2. **Objetivo Secundario 2:** Elección de los algoritmos de procesado de señal ECG. Se propone implementar diferentes algoritmos, a partir de los que se han utilizado en la revisión sistemática, de manera que, realizando una comparativa se obtenga el algoritmo óptimo para el análisis de la variabilidad cardíaca.
3. **Objetivo Secundario 3:** Experimentación y comparativa. Para comprobar el correcto funcionamiento del sistema se realizan una serie de pruebas con distintos sujetos en distintos escenarios, de manera que, se obtengan resultados fiables mediante la comparativa de los resultados con los obtenidos mediante dispositivos homologados.
4. **Objetivo Secundario 4:** Integración del sistema. Por último, se lleva a cabo la integración del software de procesado en una aplicación Android para obtener así un prototipo del sistema propuesto.

## Capítulo 3. Estado del arte

### 3.1 Revisión sistemática

En este capítulo se presenta la realización de una revisión sistemática basada en literatura científica sobre experiencias y estudios relacionados con cualquier campo de la medicina y la tecnología que hayan empleado dispositivos de análisis de anomalías cardíacas, tanto en la morfología del ECG como en la evolución de la variabilidad en el ritmo cardíaco (pulsaciones por minuto).

El análisis se centra principalmente en el ámbito de publicaciones científicas. Por ello nos basaremos en la metodología PRISMA [12] para la elaboración de revisiones sistemáticas, limitando las etapas del estudio a la búsqueda de artículos, tiraje y análisis cualitativo.

Base de Datos	Palabras Clave	Partes	Resultados	Consultado
PubMed	Electrocardiography (MeSH)	All words	194235	X
		Title	4066	X
	Brugada Syndrome (MeSH)	All words	4335	X
	Electrocardiography (MeSH) + real time analysis	All words	698	X
		Title/Abstract	6	X
	ECG + wearable	All words	424	X
		Title/Abstract	340	X
		Title	58	X
	BPM + wearable	All words	28	X
	Detection of anomalous ECG	All words	34	X
	ECG + smartphone	All words	100	X
		Title/Abstract	71	X
		Title	12	X
	ECG + detection + wearable	All words	116	X
		Title/Abstract	106	X
		Title	24	X
	ECG + anomalous + detection	All words	34	X
		Title/Abstract	20	X
Title		2	X	
Fibrillation + detection + wearable	All words	17	X	
	Title	2	X	
Google scholar	Electrocardiography	All words	253000	-
	ECG + wearable	All words	30900	X
	ECG + smartphone	All words	15600	-

	ECG + detection + wearable	All words	25600	X
	ECG + anomalous + detection	All words	24100	X
	Fibrillation + detection + wearable	All words	4910	X
	Detection of anomalous ECG	All words	24300	-
Cochrane	Heart & circulation	All words	790	X

Tabla 2 – Patrones de búsqueda de artículos en bases de datos científicas

El principal factor de búsqueda ha sido wearable, término no indexado en la librería MeSH, el cual se emplea como referencia para la indexación de palabras clave en la base de datos más extensa sobre medicina en internet: MEDLINE. Por ello, la búsqueda ha pivotado sobre las palabras clave anteriormente mencionadas en partes específicas como título, resumen o directamente todo el texto. La investigación se ha realizado en los principales buscadores de artículos científicos, y los resultados de las mismas se presentan en la Tabla 3.

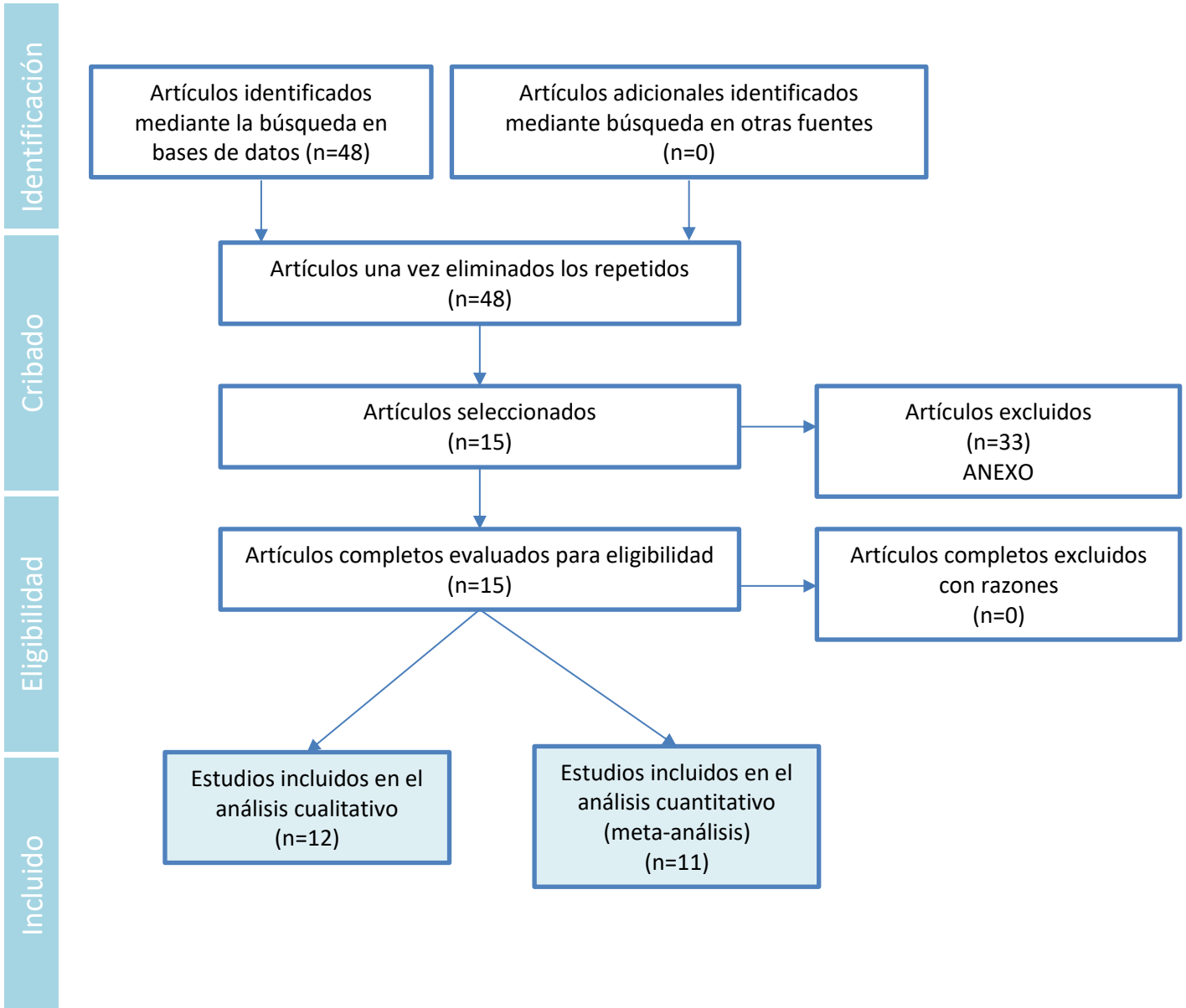
<b>DISEÑO DEL ESTUDIO</b>		
FECHA DE PUBLICACIÓN	Comprendida entre enero de 2013 y febrero de 2017	
CRITERIO DE INCLUSIÓN	Diseño de aplicación para detección en tiempo real de ECG y anomalías	
	Desarrollo de aplicación para detección en tiempo real de ECG y anomalías	
	Evaluación de aplicación para detección en tiempo real de ECG y anomalías o comparación con estado del arte	
CRITERIO DE EXCLUSIÓN	1	No enfocado a una aplicación (opinión, revisión, concepto)
	2	Idioma distinto del inglés
	3	Uso no relacionado con aplicaciones clínicas y/o médicas
	4	Centrado en algoritmos de análisis de señal
	5	Uso de monitores ECG no wearables
	6	Fecha anterior a 2010
	7	Pacientes reincidentes (no sanos)
	8	Aplicaciones deportivas
PARÁMETROS	Entorno o campo médico	
	Tipo de artículo (diseño, desarrollo, evaluación o uso)	
	Tipo de usuarios involucrados (docente, cardiólogo, médico asistencial, pediatra, primaria, pacientes, deportistas)	
	Funcionalidades (detección de arritmias, detección de cambios en el ritmo cardíaco)	
	Tamaño de la muestra	

	Tipo de evaluación (cuestionario, técnico)
--	--

**Tabla 3 – Diseño del estudio: Criterios de inclusión y exclusión. Parámetros de búsqueda**

Dado que Google Scholar referencia tanto artículos científicos como otro tipo de documentos, se descarta analizar los resultados obtenidos en esta búsqueda, centrando el análisis en las bases de datos de PubMed (de MEDLINE) y Cochrane. La búsqueda se realiza en febrero de 2017 y se analizan 48 resúmenes (abstracts) de los artículos encontrados.

### 3.2 Diagrama de búsqueda



**Diagrama 1 – Criterios empleados para la selección e inclusión de artículos en la investigación**

En el Diagrama 1 se muestran las distintas fases de la investigación llevada a cabo. Estas partes son:



1. *Identificación:* se lleva a cabo una serie de búsquedas en las distintas fuentes citadas en la Tabla 2, además de consultar artículos de otras fuentes. De la primera búsqueda encontramos un total de 48 artículos candidatos a ser incluidos en nuestro estudio. De la segunda, no encontramos posibles candidatos para la inclusión.
2. *Cribado:* se procede a una primera selección de resultados, eliminando en primer lugar, los repetidos, y a continuación clasificando los seleccionados y los no seleccionados, mediante los criterios especificados en la Tabla 3. Obteniendo de este modo un total de 15 artículos que podrían ser incluidos en nuestro estudio.
3. *Eligibilidad:* análisis completo del artículo y evaluación o descarte para ser elegido.
4. *Inclusión:* una vez elegidos los artículos se realiza una selección de los artículos que serán incluidos en el análisis cualitativo y cuantitativo, obteniendo así los artículos que finalmente compararemos y servirán de base en las decisiones tomadas para definir los parámetros del proyecto. Por otra parte, los artículos excluidos se recogen en el ANEXO de esta memoria junto con el motivo de exclusión de este estudio.

### 3.3 Artículos incluidos en el análisis

En este apartado se especifican los 15 artículos que se han incluido para realizar el estudio de los parámetros tanto cualitativos como cuantitativos, de manera que, en las siguientes ocasiones que se haga referencia a ellos se utilizará el ID que se establece en esta sección.

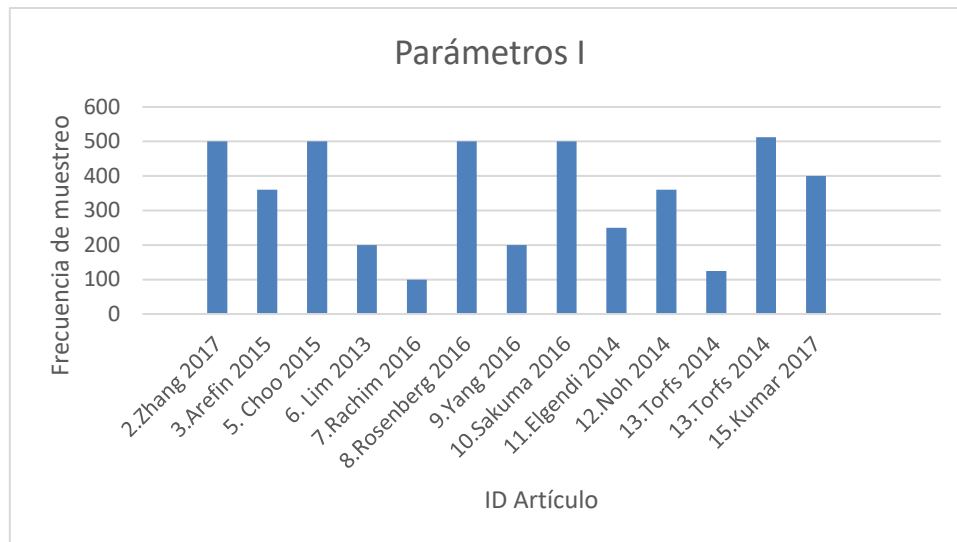
ID	Título	Autores	Revista	Fecha
1.Kumar 2016 [13]	An Energy Efficient ECG Signal Processor Detecting Cardiovascular Diseases on Smartphone.	Jain, Sanjeev Kumar, Bhaumik, Basabi	IEEE Trans Biomed Circuits Syst	09.2016
2.Zhang 2017 [14]	Highly wearable cuff-less blood pressure and heart rate monitoring with single-arm electrocardiogram and photoplethysmogram signals.	Zhang, Qingxue, Zhou, Dian, Zeng, Xuan	Biomed Eng Online	02.2017
3.Arefin 2015 [15]	QRS complex detection in ECG signal for wearable devices.	Arefin, M.Riadh, Tavakolian, Kouhyar, Fazel- Rezai, Reza	Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.	05.2015
4.Endara 2015 [16]	Efficient and robust ventricular tachycardia and fibrillation detection method for wearable cardiac health monitoring devices.	Prabhakararao, Edara, Manikandan, M. Sabarimalai	Healthc Technol Lett	07.2016
5. Choo 2015 [17]	Android based self-diagnostic electrocardiogram system for mobile healthcare.	Choo, Ling, Lo, Yap, Pua, Phan	Technol Health Care	01.2015
6. Lim 2013 [18]	A wearable healthcare system for cardiac signal monitoring using conductive textile electrodes.	Lim, Chae Young, Jang, Kuk Jin, Kim Hyun-Woo, Kim Young Hwan	Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc	03.2013
7.Rachim 2016 [19]	Wearable Noncontact Armband for Mobile ECG Monitoring System.	Rachim, Vega Pradana, Chung, Wan-Young	IEEE Trans Biomed Circuits Syst	05.2016

8.Rosenberg 2016 [20]	Smart Helmet: Wearable Multichannel ECG and EEG.	Von Rosenberg, Chanwimalueang, Goverdovsky, Looney, Sharp, Mandic	IEEE J Transl Eng Health Med	11.2016
9.Yang 2016 [21]	An IoT-cloud Based Wearable ECG Monitoring System for Smart Healthcare.	Yang, Zhou, Lei, Zheng, Xiang	J Med Syst	12.2016
10.Sakuma 2016 [22]	Performance of human body communication-based wearable ECG with capacitive coupling electrodes.	Sakuma, Anzai, Wang	Healthc Technol Lett	07.2016
11.Elgendi 2014 [23]	Revisiting QRS detection methodologies for portable, wearable, battery-operated, and wireless ECG systems.	Elgendi, Eskofier, Dokos, Abbott	PLoS One	01.2014
12.Noh 2014 [24]	Implementation of a data packet generator using pattern matching for wearable ECG monitoring systems.	Noh, Yun Hong, Jeong, Do Un	Sensors (Basel)	07.2014
13.Torfs 2014 [25]	Clinical validation of a low-power and wearable ECG patch for long term full-disclosure monitoring.	Torfs, Smeets, Geng, Berset, Van der Auwera, Vandervoot, Grieten	J Electrocardiol	11.2014
14.Zhang 2014 [26]	A 300-mV 220-nW event-driven ADC with real-time QRS detection for wearable ECG sensors.	Jain, Sanjeev Kumar, Bhaumik, Basabi	IEEE Trans Biomed Circuits Syst	12.2014
15.Kumar 2017 [27]	A Cardiac Early Warning System with Multi Channel SCG and ECG Monitoring for Mobile Health.	Prasan Kumar Sahoo, Hiren Kumar Thakkar, Ming-Yih Lee	Sensors (Basel)	02.2017

Tabla 4 – Artículos incluidos en el análisis

### 3.4 Comparativa y análisis

En este capítulo se analizarán los parámetros que se han utilizado en los estudios relacionados con el proyecto que se está llevando a cabo, de manera que podamos tener un punto de partida para elegir de forma adecuada los parámetros del sistema final.



**Gráfico 1 – Frecuencias de muestreo empleadas en los artículos analizados**

La frecuencia de muestreo es uno de los parámetros más importantes a la hora de realizar mediciones precisas sobre los intervalos del ECG. Una elección incorrecta de la frecuencia de muestreo supondrá errores en la medida de los distintos intervalos del ECG tal y como demuestra M. Risk en su estudio [28].

Para llevar a cabo una correcta digitalización de la señal, se debe tener en cuenta el teorema de Nyquist que determina que: “una señal debe ser muestreada con una frecuencia al menos el doble del componente de máxima frecuencia en la señal”[29]. De este modo, si tomamos una frecuencia menor a la establecida por Nyquist se obtendrá un resultado distorsionado debido a la falta de información. Teniendo en cuenta esto y en base al Gráfico 1, se puede determinar que el rango de frecuencias con las que se ha trabajado en los artículos analizados oscila entre 100Hz y 500Hz. Cabe destacar, que los valores inferiores a 100Hz proporcionarán resultados poco precisos y los valores por encima de 500Hz supondrán un elevado coste computacional. Además, para cada sistema se ha tenido en cuenta la velocidad a la que se han tomado las muestras, ya que en la mayoría de casos se trabaja con datos tomados por el propio equipo y con los resultados almacenados en las bases de datos MIT-BIH.

A continuación, se realiza un análisis de los parámetros y algoritmos utilizados en los artículos revisados, para seleccionar de este modo los que se consideren adecuados para el estudio a realizar.

ID	Parámetros de detección	Algoritmo de detección
1. Kumar 2016	Complejo QRS, segmento ST, onda T, duración QT, intervalo RR	Detección en base a un algoritmo propio de umbrales de amplitud y duración para intervalos específicos del QRST
2. Zhang 2017	Ángulo del pico R y el valle S. Diferencia de voltaje	Error absoluto medio y raíz cuadrada del error cuadrático medio
3. Arefin 2015	Intervalos y pendientes asociados al pico R	Detección de QRS basada en las dos pendientes del pico R, se calcula utilizando ventana temporal y se compara con Pan and Tompkins.
4. Endara 2015	Relación de pico promedio, ciclo de trabajo e intervalo de cruce por cero	Transformada Karhunen-Loev y prueba de hipótesis secuencial con preprocesado
5. Choo 2015	Parámetros estadísticos de la señal	DFA (Detrended fluctuation analysis) método estadístico que permite determinar la auto-afinidad de la señal

6. Lim 2013	Amplitud del pico R	Método basado en detección de picos mediante un umbral
7.Rachim 2016	Pendientes e intervalos del pico R	Pan and Tompkins con inventariado y detección de picos mediante umbral
8.Rosenberg 2016	Parámetros estadísticos de la señal	Filtro adaptativo y transformada Hilbert
11.Elgendi 2014	Derivadas primera y segunda, morfología matemática, descomposición empírica de la señal	Compara varios, los más importantes: transformada Hilbert y transformada Wavelet.
12.Noh 2014	Espacio entre cada punto de referencia. Distorsión morfológica de la señal	Wavelet, genético, DTW, HMM
13.Torfs 2014	Parámetros estadísticos de la señal	Comparación de la señal con correlación y distintos algoritmos de detección como Linker
14.Zhang 2014	Identificación de una caída seguida de un aumento de la onda Q	Algoritmos de detección de QRS: PUT y t-PUT

**Tabla 5 – Algoritmos y parámetros utilizados**

Los algoritmos utilizados en cada sistema dependerán principalmente de la capacidad de procesamiento del mismo, de manera que, en algunos casos se llega a realizar análisis en frecuencia, como tal y como se observa en algunos artículos que utilizan transformada Hilbert o Wavelet. Entre los métodos más sencillos el que se utiliza con mayor recurrencia es el basado en la detección de picos mediante un umbral. Además, en algunos de los artículos analizados, se implementan varios algoritmos, realizando una comparativa de los mismos, de tal forma que se pueda obtener el algoritmo que mejor resultado aporte al menor coste computacional.

Además, también se ha analizado el número de derivaciones utilizadas para la obtención de los datos, teniendo en la mayoría de ocasiones 1 derivación (electrodo positivo, negativo y neutro), aunque en algunos casos se han utilizado 2 e incluso 4. Por lo que, se puede deducir que el número apropiado para un resultado óptimo estaría en torno a 1 derivación.

ID	Sistema
1.Kumar 2016	Desarrollo sobre Circuito Integrado de Aplicación Específica conectado a un smartphone
2.Zhang 2017	Hardware personalizado basado en sensores infrarrojos, electrodos, convertidores analógico-digital, conectados mediante USB a un PC para la adquisición de datos
3.Arefin 2015	Carga de datos en Matlab y análisis. Se compara con Pan and Tompkins y Alonso
4.Endara 2015	Script en Matlab con un procesador i3 a 1.9GHz y 4 GB de RAM.
5. Choo 2015	El paciente lleva un módulo ECG <i>front-end</i> en el cuerpo, los sensores adquieren la señal ECG y la transmiten mediante tecnología sin cables (Bluetooth, GSM) o teléfonos inteligentes (capaces de realizar el diagnóstico de señal de ECG usando DFA)

6. Lim 2013	El sistema funciona con batería y utiliza el microprocesador PIC16F como componente central. El <i>ultra-low power</i> nRF24AP2 de <i>Nordic Semiconductors</i> se utiliza para la comunicación y transmisión de datos. El acelerómetro ADXL345 de 3 ejes de <i>Analog Devices</i> se utiliza para obtener una señal de referencia para el posterior procesado de la señal
7.Rachim 2016	Consiste en electrodos de acoplamiento capacitivo incorporados en un brazalete. Se utiliza como protocolo de transmisión de datos <i>Bluetooth low energy</i>
8.Rosenberg 2016	Electrodos incrustados dentro de un casco, conexión por cable, bio-amplificador para llevar puesto, tarjeta micro SD y análisis en ordenador
9.Yang 2016	Monitorización de ECG basado en IoT. Los datos de ECG se almacenan usando un nodo de monitorización para llevar puesto y son transmitidos directamente a la nube <i>IoT</i> usando Wi-Fi. Tanto los protocolos HTTP como MQTT se emplean en la nube IoT con el fin de proporcionar datos visuales del ECG.
10.Sakuma 2016	Detector de ECG (LPF, HPF, notch filter, amplifier), convertidor AD (frecuencia de muestreo: 500Hz, nivel de cuantificación: 10 bits) HBC (banda de frecuencia: 10-60MHz, Bitrate: 1,25Mbps, modulación IR con OOK, potencia consumida: 4,8mW)
11.Elgendi 2014	Toma de señal mediante electrodos colocados en el pecho, enviados al teléfono móvil que realiza el procesado
12.Noh 2014	Se crean paquetes de datos muy pequeños que transmiten suficiente información crucial para el análisis de las condiciones de salud. El paquete de datos contiene señales de ECG a tiempo real y las transmite a un teléfono inteligente vía Bluetooth. Una aplicación Android decodifica el paquete y extrae la información ECG
13.Torfs 2014	Parche Imec ECG: tarjeta SD y transmisión radio. 2,4GHz. Conversor ADC de 12 bits, acelerómetro y un microcontrolador
14.Zhang 2014	El chip AC-QRS fabricado mediante un proceso CMOS estándar de 0.13um, incluye el control de eventos ADC, el detector PUT-QRS completo y la detección t-PUT del temporizador LC
15.Kumar 2017	Los datos adquiridos por los sensores ECG y SCG se transmiten al módulo de comunicación que lleva el usuario móvil. Utiliza protocolos de comunicación inalámbrica como Bluetooth y Wifi y un teléfono inteligente. Los datos cardiológicos en crudo se transfieren al HAT donde los datos se analizan y las correspondientes respuestas en las formas de las señales se transfieren de vuelta.

**Tabla 6 – Sistemas utilizados en los artículos seleccionados**

Tal y como se observa, en la mayoría de casos el estudio se centra o bien en la electrónica del dispositivo de sensorización o bien en la implantación de un sistema completo, que generalmente consiste en el uso de sensores para llevar a cabo la monitorización y un posterior procesado de datos, que en la mayoría de casos se realiza en un dispositivo móvil inteligente. Además, cabe destacar que la comunicación entre el sensor y el teléfono móvil suele ser Bluetooth.

### **3.5 Parámetros y algoritmos seleccionados**

En base al estudio realizado se proponen una serie de parámetros de diseño que serán los empleados en el sistema realizado. Para el sistema que se llevará a cabo en este proyecto es de vital importancia la velocidad a la que se toman las muestras, es decir la frecuencia de muestreo, de manera que, en el caso de tener una muestra cada 4 ms se establecerá una frecuencia de muestreo de 250Hz, que estaría dentro del rango comentado en el apartado anterior.

Además, el estudio de los algoritmos implementados en los artículos analizados no nos permite seleccionar solo uno, por lo que se determina que lo óptimo es realizar una comparativa entre los más usuales. De esta manera, se analizará una selección de algoritmos y se establecerá el adecuado a nuestro estudio. Estableciendo como criterio la naturaleza del algoritmo y la extensión del uso en la revisión sistemática y en la comunidad científica se eligen los siguientes algoritmos: Pan and Tompkins [30], Clifford [31], Carvalho[32], y un algoritmo basado en umbral para detección de máximos de muy bajo coste computacional.

Por otra parte, el sistema desarrollado en este proyecto contará con 1 derivación, y los datos con los que se trabajará serán tanto los obtenidos por el sistema de adquisición en tiempo real. De este modo, se podrá evaluar cada uno de los algoritmos con distintos enventanados y será posible determinar la configuración óptima para la detección de variabilidad cardíaca.

## Capítulo 4. Materiales y métodos

### 4.1 Arduino

Arduino es una plataforma electrónica de código abierto, que está basada principalmente en el uso sencillo del software y el hardware<sup>1</sup>. Estas placas están compuestas por circuitos impresos que integran un microcontrolador y un entorno de desarrollo IDE mediante los que son capaces de leer entradas y convertirlas en una salida. Por lo tanto, es posible decir a la placa lo que se desea hacer mediante el envío de una serie de instrucciones al microcontrolador de la placa. Para ello, se utiliza el lenguaje de programación Arduino basado en lenguaje C y el software propietario de Arduino.

Para llevar a cabo la elaboración del sistema se ha seleccionado esta placa ya que ofrece una amplia gama de prestaciones a un bajo coste, además de ser un entorno que, apuesta por acercar la electrónica al usuario, de manera que sea sencilla la implementación y programación de sistemas embebidos en proyectos multidisciplinarios. Esta elección garantiza una mayor accesibilidad y compatibilidad con otras plataformas, tanto para los componentes hardware como para el software, ya que se trata de dispositivos liberados con licencia de código abierto.



Figura 16 – Placa Arduino UNO

#### 4.1.1 Características

En el diseño del sistema se utiliza Arduino UNO puesto que es la mejor placa para llevar a cabo un sistema que pueda ser implementado de manera sencilla y a bajo coste. Sus características se especifican a continuación:

- Placa con microcontrolador basado en ATmega328.
- 14 pines digitales de entrada/salida (de los que 6 se pueden usar como salidas PWM)
- 6 entradas analógicas
- Oscilador de cristal de 16MHz

---

<sup>1</sup> <https://www.cooking-hacks.com/arduino-uno> (Visitado: junio de 2017).

- Conexión USB
- Conector de alimentación
- Cabecera ICSP
- Botón de reinicio

Contiene todo lo necesario para dar soporte al microcontrolador, basta con conectarlo a un ordenador mediante USB o a la corriente con un adaptador de CA a CC o una batería, para poder usarlo.

Arduino Uno es diferente a todas las placas anteriores porque no utiliza el chip controlador FTDI USB a serie. En lugar de esto, cuenta con el Atmega16U2 programado como un convertidor de USB a serie. La revisión 2 de la placa tiene una resistencia que conecta la línea 8U2 HWB a tierra, haciendo más sencillo poner el modo DFU. La revisión 3 de la placa incorpora las siguientes características:

- Pin de salida 1.0: SDA añadido y pines SCL que están cerca del pin AREF y dos nuevos pines situados cerca del pin de RESET, el IOREF que permite a los módulos adaptar el voltaje proporcionado por la placa. En el futuro, dichos módulos serán compatibles con la placa que usa el AVR, el cual opera con 5V y con el Arduino Due que opera con 3,3V. El segundo es un pin no conectado, que está reservado para futuras propuestas.



Figura 17 – Placa Arduino UNO

#### 4.1.2 Especificaciones

- Microcontrolador ATmega328
- Voltaje de funcionamiento: 5V
- Voltaje de entrada (recomendado): 7-12V
- Voltaje de entrada (límite): 6-20V
- Pines digitales I/O: 14 (de los cuales 6 proporcionan salidas PWM)
- Pines de entrada analógica: 6
- Corriente continua por cada pin I/O: 40mA
- Corriente continua por cada pin de 3,3V: 50mA
- Memoria Flash: 32 KB de la cual 0,5KB es utilizado por el gestor de arranque
- Memoria SRAM: 2KB



- EPROM: 1KB
- Velocidad de reloj: 16MHz

### 4.1.3 Conector Bluetooth

Bluetooth es una red inalámbrica que permite la comunicación y envío de datos entre distintos dispositivos a una radiofrecuencia de 2,4 GHz. Esta tecnología hace posible la realización de comunicaciones sin cables ni conectores y da la posibilidad de crear redes inalámbricas mediante las que es posible sincronizar y compartir información almacenada en diversos dispositivos<sup>2</sup>. Este tipo de comunicación es denominado Bluetooth de manera comercial, aunque también es conocido como el estándar de comunicación inalámbrica IEEE 802.15.1.

Para llevar a cabo este sistema se hará uso del módulo HC-06 mostrado en la Figura 18 este módulo permite la comunicación con Arduino mediante Bluetooth<sup>3</sup>. Este sistema es similar al uso de un puerto serie normal, contando con la única diferencia que sería realizar el emparejamiento entre los dispositivos. Además, en la Tabla 7 se recogen las principales características de dicho módulo.

## HC-06

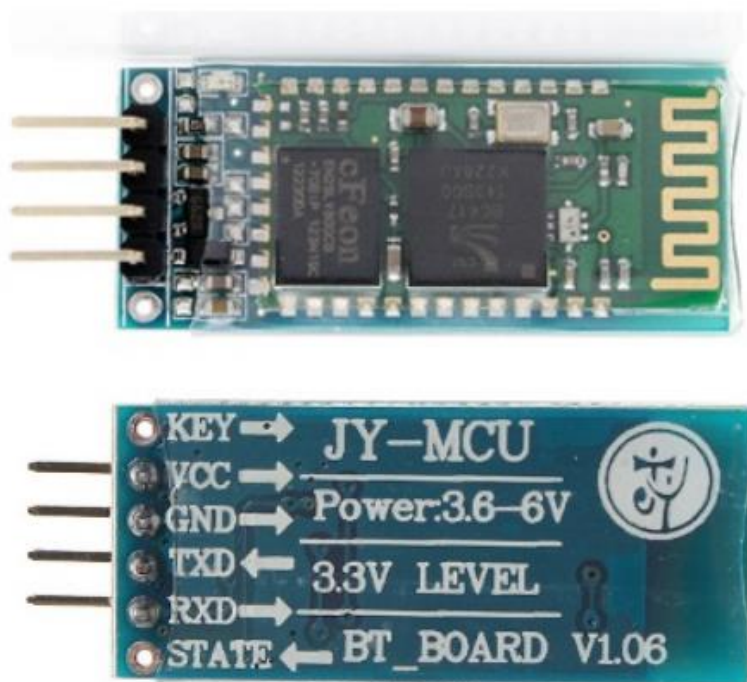


Figura 18 - Módulo Bluetooth HC-06

La conexión entre los pines es sencilla, La alimentación se lleva a cabo mediante Vcc y GND, además se conecta el TXD, que es el pin de transmisión y el RXD, que es el pin de recepción a los opuestos en la placa de Arduino (TXD con RXD y viceversa). Estas conexiones se muestran en las Figura 18 y Figura 20. Este módulo, además, puede trabajar como maestro o como esclavo. Para que la comunicación sea posible un terminal debe ser maestro y el otro esclavo, y tal y como

<sup>2</sup> <https://www.bluetooth.com/what-is-bluetooth-technology/how-it-works> (Visitado: junio de 2017).

<sup>3</sup> <http://www.prometec.net/bt-hc06/> (Visitado: junio de 2017).

se observa en la Figura 19 el esclavo solo puede comunicarse con un maestro mientras que el maestro puede tener comunicación con distintos esclavos generando así lo que se denomina piconet.

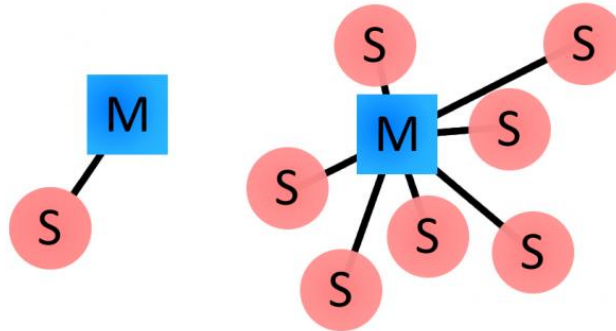


Figura 19 – Configuración S-M, M-S

<b>Nombre</b>	Módulo Bluetooth UART RS232
<b>Banda de frecuencia de trabajo</b>	2,4 GHz
<b>Especificación Bluetooth</b>	V2.0 + EDR
<b>Clase</b>	Clase 2
<b>Voltaje de operación</b>	3,3 V
<b>Interfaz Host</b>	USB/UART
<b>Capacidad memoria flash</b>	8 Mbit
<b>Dimensiones</b>	27.2 mm x 12.8 mm x 2.5 mm
<b>Peso neto</b>	9.6 g

Tabla 7 – Características principales HC - 06

Observando la placa Arduino, la forma de la conexión sería la que se muestra en la Figura 20, de manera que, conectando cada pin con su correspondiente en la placa se obtendría una placa Arduino con capacidad para realizar conexiones vía Bluetooth para el intercambio de datos.

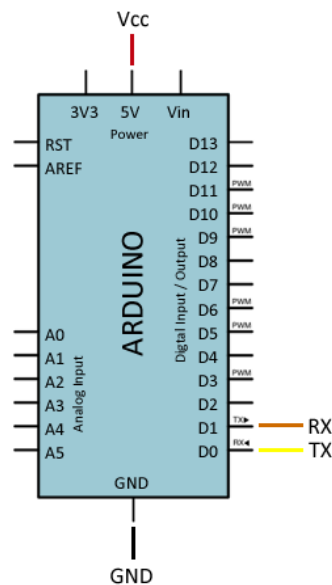


Figura 20 - Conexión Arduino con módulo HC-06

## 4.2 Sensor e-Health

### 4.2.1 Descripción general

La versión 2.0 del módulo de sensores e-Health permite a los usuarios de Arduino y Raspberry Pi llevar a cabo aplicaciones biométricas y médicas en las que la monitorización del cuerpo es necesaria mediante el uso de 10 sensores diferentes: pulso, oxígeno en sangre, respiración, temperatura corporal, electrocardiograma, glucómetro, respuesta galvánica de la piel, presión sanguínea, posición del paciente y electromiografía.<sup>4</sup>

Esta información puede ser utilizada para monitorizar en tiempo real el estado de un paciente o para obtener información con el fin de analizarla posteriormente con el fin de realizar un diagnóstico médico. La información biométrica almacenada puede ser enviada sin cables usando una de las 6 opciones de conectividad disponibles: Wi-Fi, 3G, GPRS, Bluetooth, 802.15.4 y ZigBee, dependiendo de la aplicación.

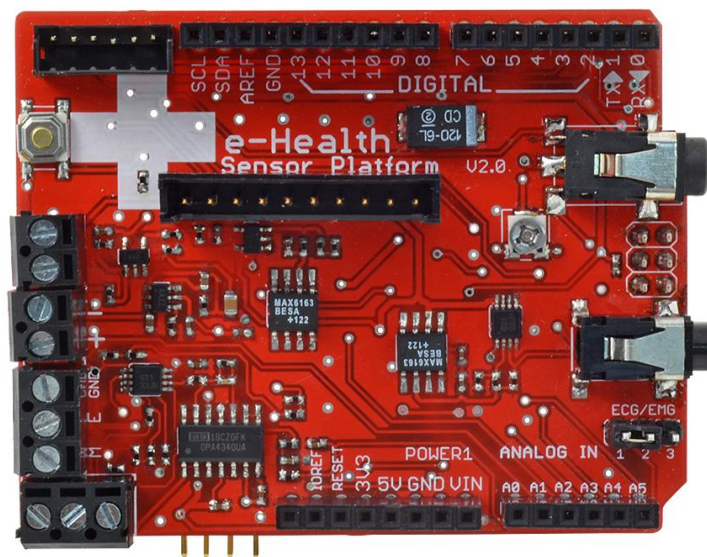


Figura 21 – Módulo de sensores eHealth

### 4.2.2 Características del sensor ECG

La captura de la señal de ECG se lleva a cabo mediante el uso de electrodos desechables que se conectan a los pines de la placa. En primer lugar, tal y como se muestra en la Figura 22 es preciso localizar la zona en la que se ubica el conector ECG.

---

<sup>4</sup><https://www.cooking-hacks.com/documentation/tutorials/ehealth-biometric-sensor-platform-arduino-raspberry-pi-medical/> (Visitado: junio de 2017).

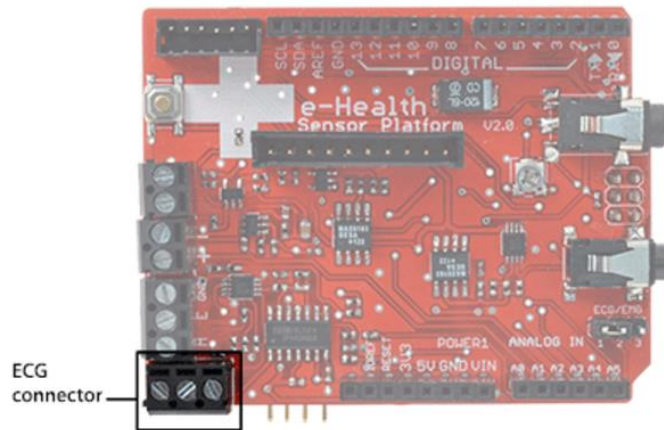


Figura 22 – Conector ECG módulo eHealth

Se observa que el conector para ECG de este módulo cuenta con 3 tornillos que corresponden a cada una de las respectivas derivaciones, teniendo así Positivo, Negativo y Neutro. En la Figura 23 se puede ver el resultado obtenido una vez que se lleva a cabo la correcta conexión del módulo de sensorización para ECG.



Figura 23 – Conexión para sensorización ECG

Además, se muestra en la Figura 24 la circuitería electrónica del sensor ECG dentro del módulo eHealth.

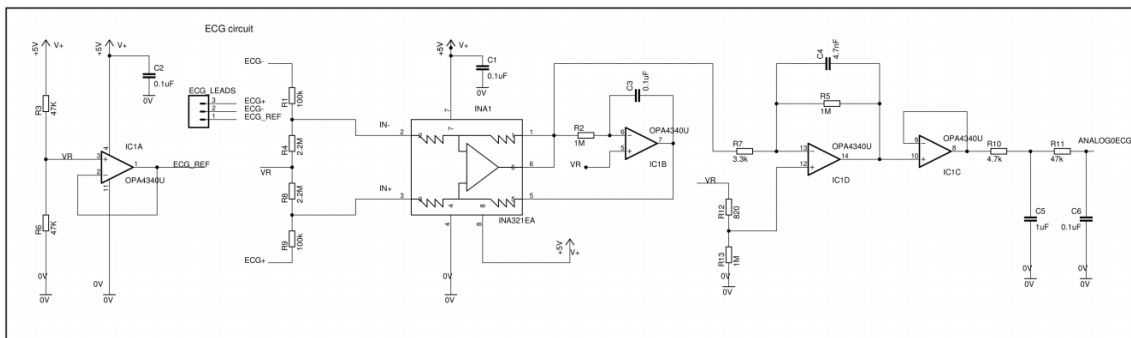


Figura 24 - Circuitería electrónica ECG

### 4.3 Algoritmos de análisis en tiempo real

En este apartado se describen cada uno de los algoritmos seleccionados una vez realizada la revisión sistemática, para llevar a cabo su implementación y comparativa.

### 4.3.1 Pan and Tompkins

Este algoritmo [30], fue propuesto con el fin de llevar a cabo detección a tiempo real del complejo QRS mediante el análisis de la pendiente, la amplitud y la anchura de dicho complejo. Este algoritmo incluye una serie de filtros y métodos como paso bajo, paso alto, derivador, cuadratura, integrador, umbrales adaptativos y procesos de búsqueda [33].

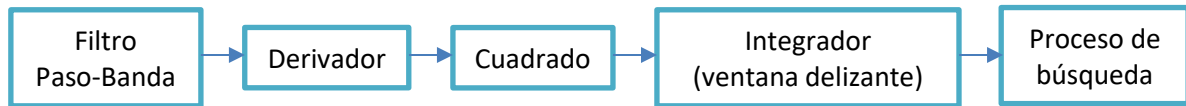


Diagrama 2 – Algoritmo por etapas

*Filtro Paso-Banda:* este filtrado reduce la influencia del ruido muscular, las interferencias de la red, las oscilaciones basales y la interferencia de la onda T. La frecuencia adecuada para maximizar la energía del QRS se encuentra en el rango 5-10 Hz.

*Derivador:* suprime las componentes de baja frecuencia de las ondas P y T. Además, proporciona una ganancia elevada a las componentes más grandes que surgen de las pendientes más altas de los complejos QRS.

*Cuadrado:* se eleva la señal al cuadrado, convirtiéndola así en positiva antes de realizar la integración. De este modo también se acentúan las frecuencias altas, correspondientes al complejo QRS.

*Integrador:* La salida de la operación basada en derivación mostrará muchos picos dentro de la duración de un complejo QRS. El algoritmo realiza un suavizado de la salida de las operaciones precedentes mediante un filtro de integración de ventana deslizante y genera un ECG transformado.

*Umbral Adaptativo:* se utilizan dos umbrales. En la primera etapa se utiliza el umbral 1, de manera que si algún pico lo supera se clasifica como pico de QRS. A continuación, se usa la técnica de búsqueda, que se comentará a continuación, en la que, el pico debe estar por encima del umbral 2 para llamarse QRS. Para frecuencias cardíacas irregulares, el primer umbral de cada conjunto se reduce a la mitad para aumentar la sensibilidad de detección.

*Proceso de búsqueda:* se utilizan dos promediados, el primero es el promedio de los tiempos más recientes y el segundo que es el promedio de los latidos más recientes que contienen intervalos RR dentro de un rango especificado.

### 4.3.2 Clifford

Este algoritmo [31] se lleva a cabo en 4 fases fundamentales que se especifican a continuación [34]:

- i) *Histograma:* Se toma una serie de intervalos con las diferencias RR y las diferencias RR-1 y con ellas se lleva a cabo un histograma.
- ii) *Segmentación:* En este histograma se marcan 13 segmentos.
- iii) *Análisis de segmentos:* para cada segmento se realiza el cálculo de elementos vacíos y se realiza un recuento de los no vacíos.
- iv) *Extracción de métricas:* se generan dos variables que contienen la información extraída en el apartado anterior y se extraen dos métricas que proporcionarán información sobre si hay una irregularidad o no.

### 4.3.3 Carvalho

Este algoritmo ha sido extraído de una herramienta completa que realiza procesamiento de la señal ECG obteniendo parámetros que pueden resultar interesantes para la detección de anomalías en el ritmo cardíaco. Para la realización de este estudio, se realiza una extracción de las funciones que resultan interesantes en el cálculo de la variación del ritmo cardíaco a tiempo real [32].

En este caso, se lleva a cabo un proceso de segmentación basado en intervalos temporales en el que se obtienen algunos de los parámetros más interesantes de la señal. Se elimina el ruido y las fluctuaciones de la línea de base y a continuación se normaliza la señal para llevar a cabo correctamente el preprocesado.

A continuación, se calcula la derivada morfológica en varias escalas, de manera que, se realizará para la detección de complejos QRS, la detección de ondas T y la detección de ondas P. Una vez realizada esta detección, se buscan las ondas Q, R y S detectando los límites de las mismas. Cuando se lleva a cabo esta última operación, se elabora una matriz que contiene los intervalos entre las distintas ondas.

Para el análisis del ritmo cardíaco se toma la columna de la matriz que contiene las distancias entre los intervalos RR y se procede al análisis de la misma, mediante una función que calcula la distancia entre estos intervalos en minutos, obteniendo así el ritmo cardíaco.

#### **4.3.4 Algoritmo basado en detección de máximos**

En este caso, el algoritmo ha sido desarrollado para llevar a cabo este estudio y comparativa, en base a la recurrencia del método de detección de máximos, en la mayoría de los artículos analizados en la revisión sistemática, que permite realizar el cálculo de las distancias entre los intervalos RR.

Para elaborar este análisis en primer lugar, se calcula el máximo y el mínimo absoluto de la señal. Más adelante, se establece un umbral, que supone un porcentaje de la señal, de manera que, a partir de dicho umbral se podría calcular el máximo. Para llevar a cabo la detección de máximos se toman intervalos en los que se asegura que solo se encuentra un pico R y se almacena la ubicación del mismo. Finalmente, una vez almacenadas todas las distancias RR, se calcula de manera trivial dicho parámetro en minutos, para la obtención de las pulsaciones por minuto promedio.

Para llevar a cabo la implementación y comparativa de todos estos algoritmos, se ha utilizado la herramienta matemática Matlab R2016b<sup>5</sup>.

#### **4.3.5 Compilación de los algoritmos**

Los experimentos de este trabajo final de grado se han realizado empleando la versión en MATLAB de los algoritmos descritos en este apartado. No obstante, para la integración en el sistema de comunicaciones es necesario compilar los algoritmos en código nativo (C o C++). Existen otras posibilidades, como encapsulación en ejecutables o librerías enlazadas (DLLs) pero para garantizar la correcta interpretación de los mismos y se opta por la conversión a lenguaje nativo e integración. La conversión se ha realizado empleando el compilador MinGW-w64, que se trata de un set de compiladores para Windows que incluye un compilador de GCC y herramientas relacionadas para compilar aplicaciones C y C ++ para Windows. C y C ++ compiladas con MinGW-w64 GCC se pueden llamar desde MATLAB utilizando MEX. Este compilador de GCC también puede ser útil para otros productos de MathWorks que requieren un compilador C o C ++.

---

<sup>5</sup> <https://es.mathworks.com/> (Visitado: enero de 2017).

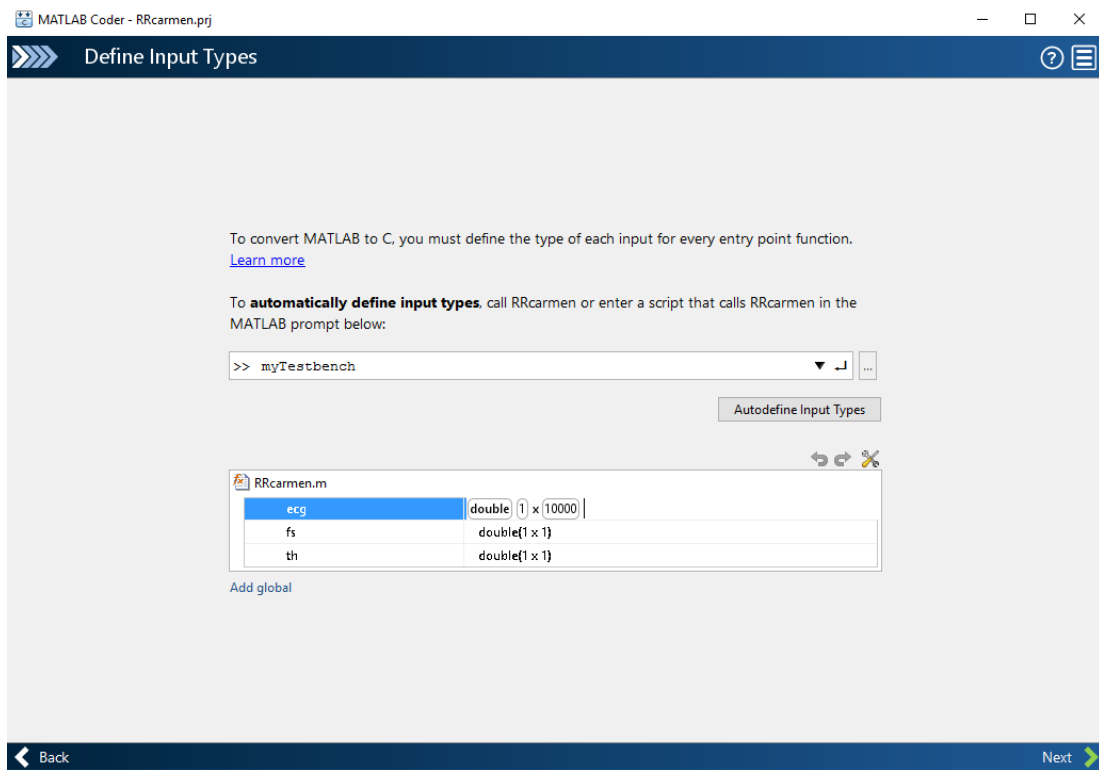


Figura 25 - Definición de las entradas.

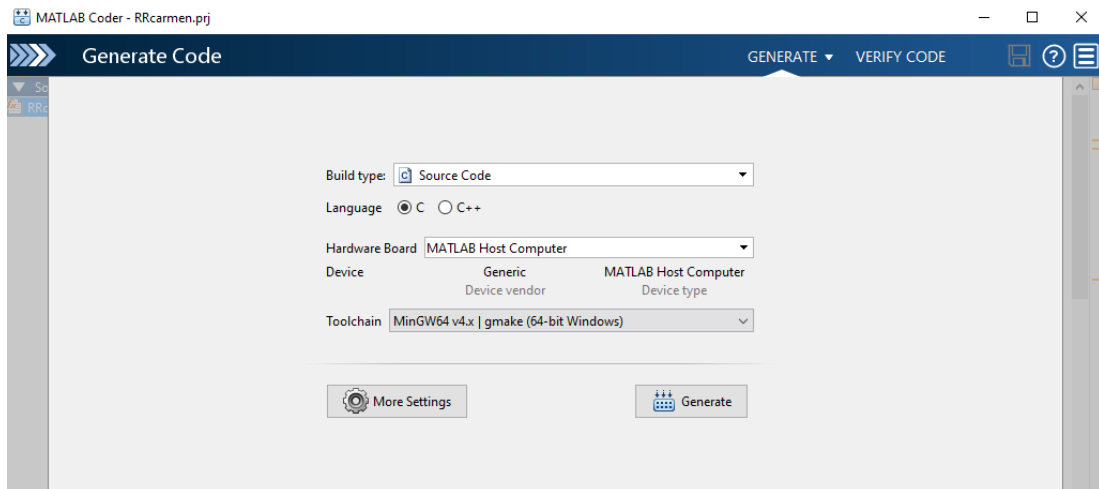


Figura 26 - Configuración para la generación del código.

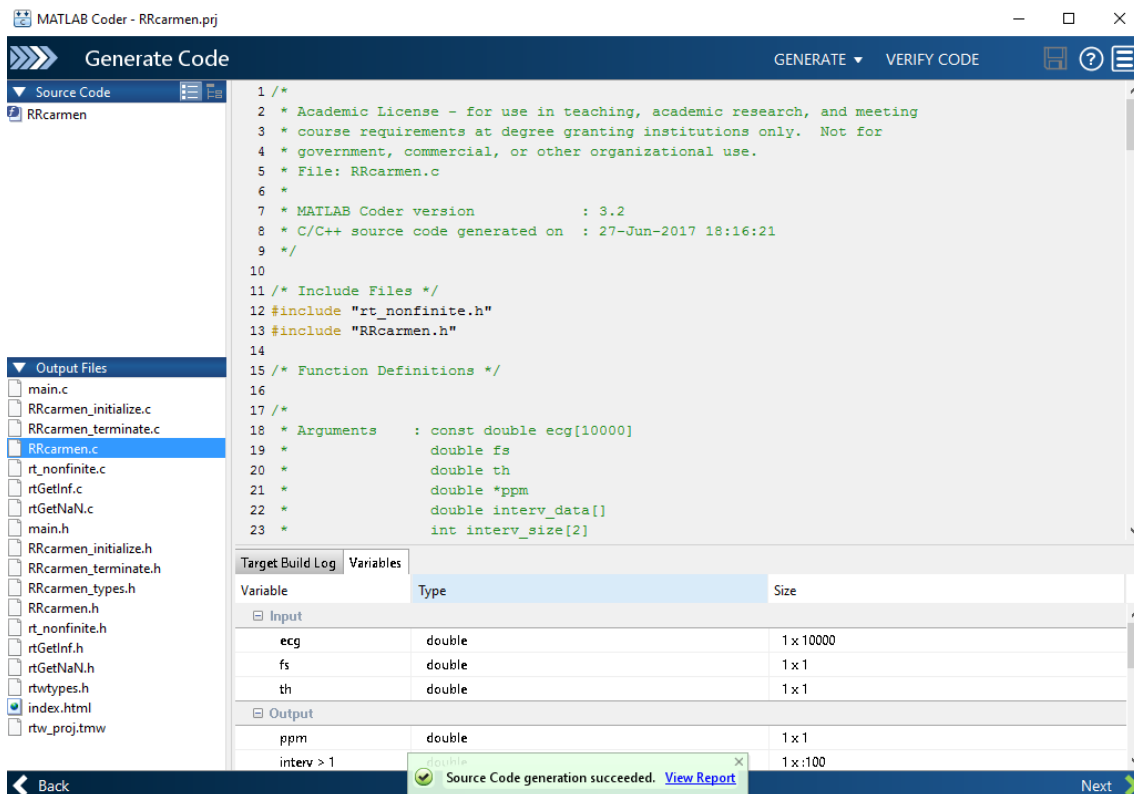


Figura 27 - Código resultado.

## 4.4 Android

### 4.4.1 Sistema operativo y SDK

El sistema operativo Android es una plataforma de código abierto que fue desarrollada por Google destinada a dispositivos móviles con pantalla táctil como teléfonos móviles y tabletas<sup>6</sup>. La finalidad principal de crear esta plataforma fue alinear las compañías tecnológicas con las compañías móviles para producir un sistema operativo de código abierto que pudiera ser actualizado por cualquier desarrollador para mejorar el producto final.

El desarrollo de este sistema operativo se lleva a cabo mediante el uso del kit de desarrollo de software (SDK) proporcionado por Google, mediante el cual, los desarrolladores pueden crear y depurar aplicaciones que funcionen en la plataforma Android, para tener en paralelo las aplicaciones incluidas por Android y las propiamente desarrolladas. El SDK incluye un emulador que facilita a los desarrolladores las pruebas de las aplicaciones que están creando en dicho sistema operativo. Además, cabe destacar que la plataforma integral de desarrollo (IDE) oficialmente soportada es Android Studio.

Es fundamental el uso de una interfaz de programación de aplicaciones (API) para la creación de las mismas, que permite usar una serie de llamadas a procedimientos para acceder a elementos comunes dentro de Android, además de facilitar que los elementos almacenados en el dispositivo se integren con servicios web. Es importante tener en cuenta que las aplicaciones que son creadas para ejecutarse en el sistema operativo Android son escritas utilizando el lenguaje Java y serán ejecutadas en un entorno de máquina virtual desarrollado sobre el kernel de Linux.

Este proyecto se lleva a cabo para la versión Android 4.0.3, también conocida como Ice Cream Sandwich. A esta API se le asigna un identificador entero: 15, que se almacena en el propio sistema. El identificador es denominado "nivel API" y permite al sistema determinar

<sup>6</sup> <https://developer.android.com/about/versions/android-4.0.3.html> (Visitado: junio de 2017).



correctamente si una aplicación es compatible con dicho sistema antes de ser instalada. La aplicación será compatible con esta versión y posteriores, por lo tanto, se ha considerado que en la mayoría de casos el usuario contará con esta versión o una más reciente.

#### 4.4.2 Integración de código nativo

Una aplicación implementada en Android Studio permite la posibilidad de agregar código C y C++ compilándolo en una biblioteca nativa que Gradle es capaz de empaquetar con el APK. El código Java desarrollado puede realizar llamadas a funciones en la biblioteca nativa mediante la interfaz nativa de Java (JNI)<sup>7</sup>.

Es importante tener en cuenta que para compilar y realizar la depuración del código nativo para la aplicación que se va a implementar es preciso contar con los siguientes componentes:

- a) *Kit de desarrollo nativo (NDK)*: se trata de un conjunto de herramientas que permite que se pueda utilizar código C y C++ con Android, además de proporcionar bibliotecas de plataforma que ofrecen la posibilidad de manejar actividades nativas y acceder a componentes de dispositivos físicos.
- b) *CMake*: consiste en una herramienta de compilación externa que funciona junto con Gradle para compilar la biblioteca nativa.
- c) *LLDB*: se trata del depurador que se utiliza para el código nativo.

Una vez se incluyen estas herramientas, es posible crear un nuevo proyecto compatible con código nativo, teniendo en cuenta que cuando estemos generando este nuevo proyecto habrá que marcar la opción *Include C++ Support*.

#### 4.4.3 Comunicación Bluetooth

La aplicación desarrollada precisa, además, de una comunicación Bluetooth, que se llevará a cabo con las librerías propias de Android para gestionar las funciones de Bluetooth, de manera que se puede llevar a cabo la exploración de dispositivos, la conexión con los mismos y la gestión de transferencia de datos entre los mismos<sup>8</sup>. Cabe destacar que la API de Bluetooth es compatible tanto con “*Classic Bluetooth*” como con “*Bluetooth Low Energy*”.

A continuación, se comentan algunas de las clases que serán utilizadas para el desarrollo del código de la aplicación Android:

- *BluetoothAdapter*: esta clase permite realizar las tareas básicas de Bluetooth, como es el descubrimiento de dispositivos, la consulta de una lista de dispositivos emparejados, la instancia de un dispositivo Bluetooth usando una dirección MAC conocida y la creación de un *BluetoothServerSocket* para poder escuchar solicitudes de conexión de otros dispositivos e iniciar un escaneo de dispositivos Bluetooth LE.
- *BluetoothDevice*: esta clase representa un dispositivo Bluetooth remoto. Permite crear una conexión con el dispositivo o una consulta sobre el mismo (nombre, dirección, clase, estado de enlace...).
- *BluetoothSocket*: existen dos clases, *BluetoothSocket* y *BluetoothServerSocket*. Para la parte del servidor se usa *BluetoothServerSocket* para crear un servidor de socket de escucha. Cuando la conexión es aceptada por *BluetoothServerSocket*, se devolverá un nuevo *BluetoothSocket* para que ambos inicien una conexión de salida y se administre dicha conexión.

Entre las funciones que permite realizar API de Bluetooth de Android se especifican a continuación las que se implementarán: búsqueda de dispositivos Bluetooth (incluidos dispositivos BLE), consulta de adaptador Bluetooth local para dispositivos emparejados, establecimiento de canales RFCOMM/sockets, conexión con tomas especificadas en otros

---

<sup>7</sup> <https://developer.android.com/studio/projects/add-native-code.html> (Visitado: junio de 2017).

<sup>8</sup> <https://developer.android.com/reference/android/bluetooth/package-summary.html> (Visitado: junio de 2017).

dispositivos, transferencia de datos entre dispositivos, comunicación con dispositivos, posibilidad de actuar como cliente o como maestro. Además, en el Diagrama 3 se representa la estructura de la pila Bluetooth.

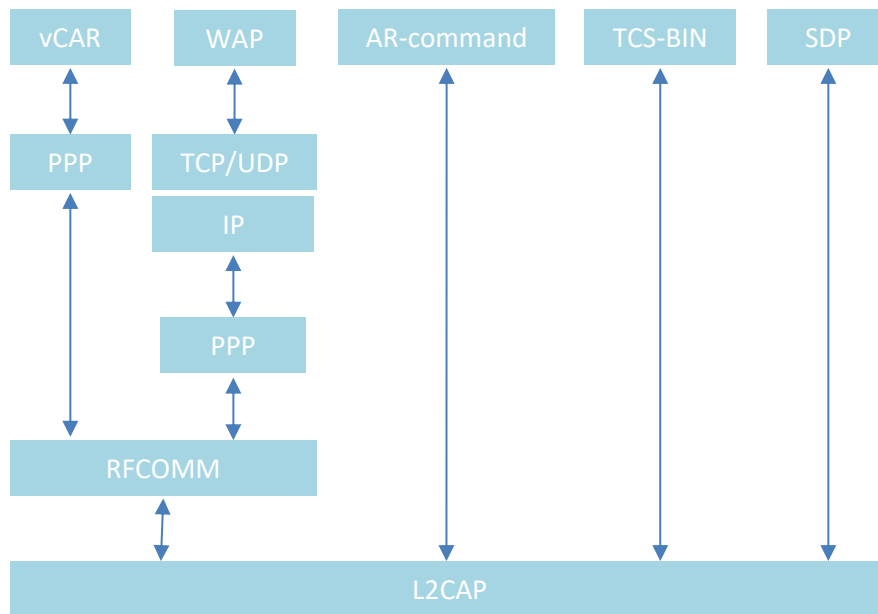


Diagrama 3 - Pila Bluetooth.

#### 4.5 Smartphone Android

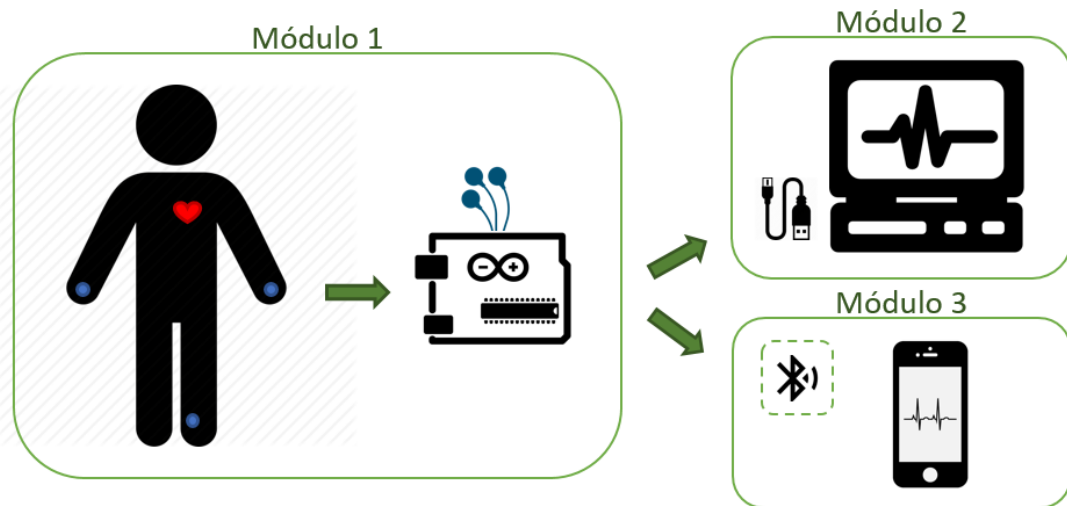
El sistema llevado a cabo en este proyecto requiere de un dispositivo móvil inteligente. En este apartado se comentan algunas de las características del dispositivo móvil que se ha utilizado para llevar a cabo las pruebas que se consideran interesantes. Los datos se muestran de manera compacta en la Tabla 8.

<b>Nombre del dispositivo</b>	<b>OnePlus 3T</b>
<b>Procesador</b>	Snapdragon 821
<b>Velocidad de procesado</b>	2,35 GHz
<b>Memoria RAM</b>	6 GB
<b>Memoria Interna</b>	64 GB
<b>Sistema Operativo</b>	Android 6.0
<b>Bluetooth</b>	4.2, A2DP, LE

Tabla 8 – Características dispositivo móvil.

#### 4.6 Sistema de comunicación

En este apartado se muestra un esquema del sistema de comunicación final que se ha llevado a cabo en este proyecto. Dicho sistema se divide en 3 módulos que realizan distintas comunicaciones entre ellos. En la Figura 28 se observa la estructura de estos módulos y el método que gestiona la comunicación para cada caso.



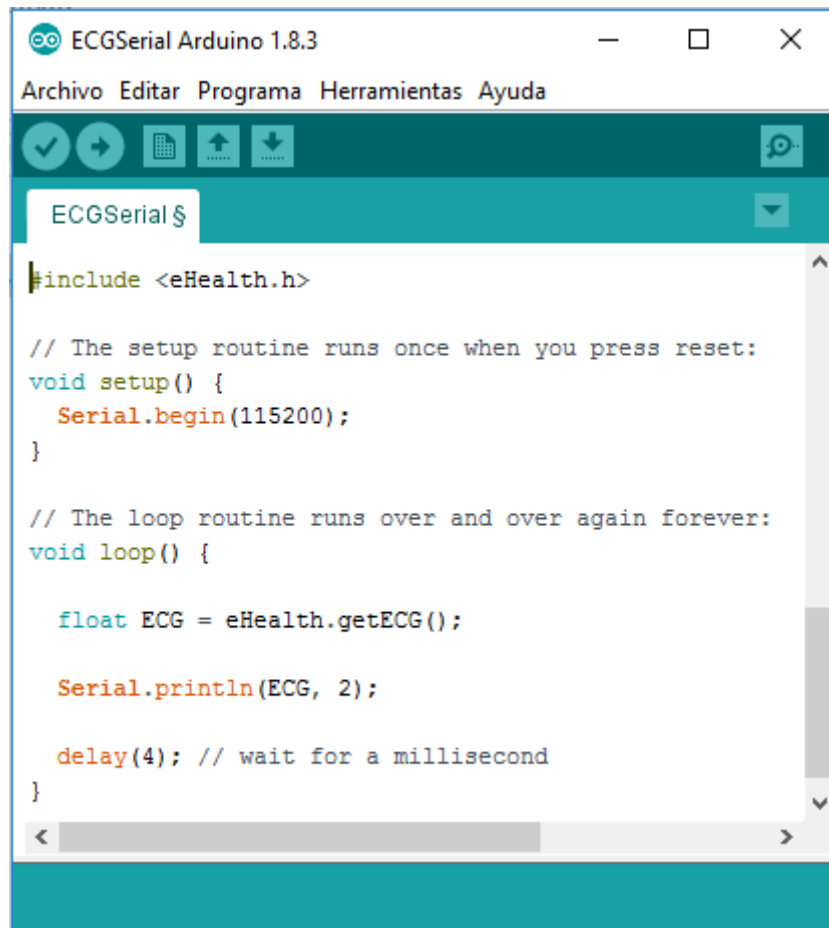
**Figura 28 – Sistema de comunicación.**

- *Módulo 1:* La sensorización se lleva a cabo mediante la placa Arduino UNO y el kit *eHealth* de Libelium. Las derivaciones se colocan como se muestra en la Figura 28 obteniendo así los valores de tensión del ECG. La información se transmite a los módulos siguientes mediante un puerto USB y un módulo Bluetooth.
- *Módulo 2:* Los datos del ECG son recibidos mediante un puerto serie directamente de la placa Arduino. A continuación, se lleva a cabo el procesado de la señal mediante la herramienta Matlab. Esta vía permite un nivel de procesado muy elevado y por tanto la elección de los algoritmos y todas las pruebas se llevan a cabo siguiendo este camino.
- *Módulo 3:* El Arduino se comunica con el Smartphone mediante un módulo Bluetooth que se comunica con la aplicación Android que se ha desarrollado para este proyecto. Además, dicha aplicación incluye el algoritmo de detección que se ha estimado óptimo para llevar a cabo este sistema.

## Capítulo 5. Resultados

### 5.1 Sensorización ECG

La obtención de los resultados requiere de una realización previa del montaje del equipo. En primer lugar, se lleva a cabo la configuración del software del módulo Arduino. Para llevar a cabo la comparativa de algoritmos, basta con conectar el Arduino al puerto serie mediante USB, cargar el código que se muestra en la Figura 29, teniendo en cuenta que el puerto COMX es el adecuado y por último ejecutar el código Matlab que posibilite la lectura de los datos.



```
ECGSerial Arduino 1.8.3
Archivo Editar Programa Herramientas Ayuda
ECGSerial $
#include <eHealth.h>

// The setup routine runs once when you press reset:
void setup() {
  Serial.begin(115200);
}

// The loop routine runs over and over again forever:
void loop() {

  float ECG = eHealth.getECG();

  Serial.println(ECG, 2);

  delay(4); // wait for a millisecond
}
```

Figura 29 – Código cargado en el Arduino para sensorización en PC.

Tal y como se muestra en el código de la Figura 29 se va tomando una muestra cada 4 milisegundos (valor de *delay*), esto será importante a la hora de realizar la comparativa y procesado, ya que, nos facilitará el cálculo de la frecuencia de muestreo.

Una vez hecho esto, en el Script de Matlab que tomará los datos de Arduino, se debe establecer el puerto correctamente, a continuación, especificar el número de bits que en este caso será 8, los bits de stop que se ha establecido como 1 y el *baudrate* que tal y como se ha declarado en el código de Arduino será 115200 baudios.

Una vez hecho esto, se lleva a cabo un bucle que irá tomando el dato y representándolo, con la forma que se observa en la Figura 30.

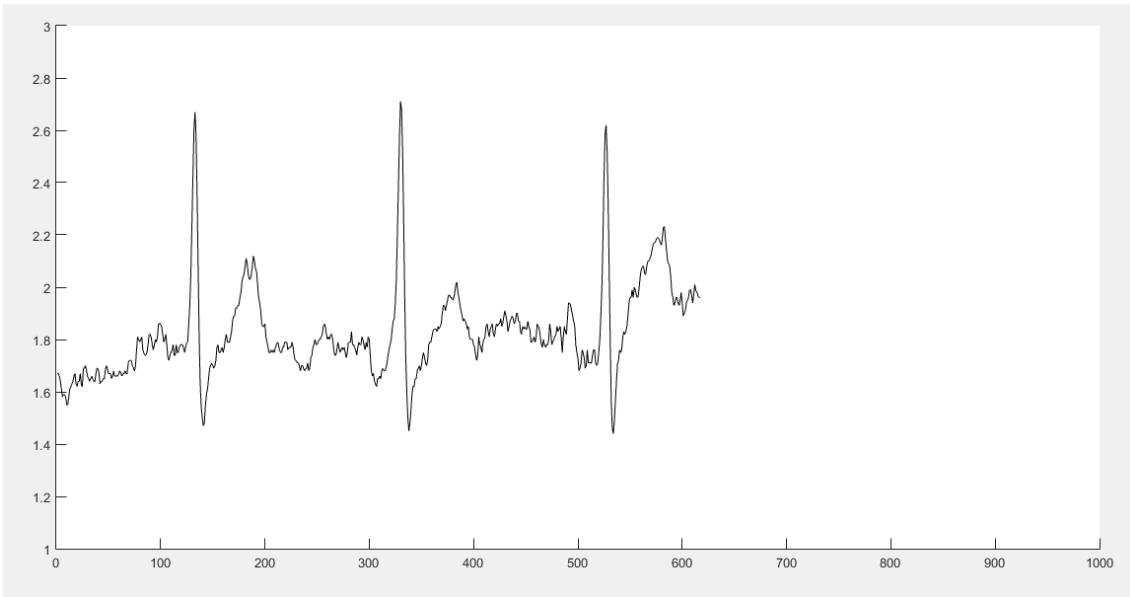


Figura 30 – ECG Muestra.

## 5.2 Comparativa de algoritmos de procesamiento de señal ECG

En primer lugar, se realiza el análisis de una señal ECG mediante el algoritmo de Carvalho. En la Figura 31 se muestra resultado de la segmentación, y además se marcan los picos R con el símbolo + en color rojo. El resultado es considerablemente bueno, ya que, como se aprecia en el fragmento inferior, todos los picos R están siendo correctamente detectados y esto ocurre en la mayor parte de la señal.

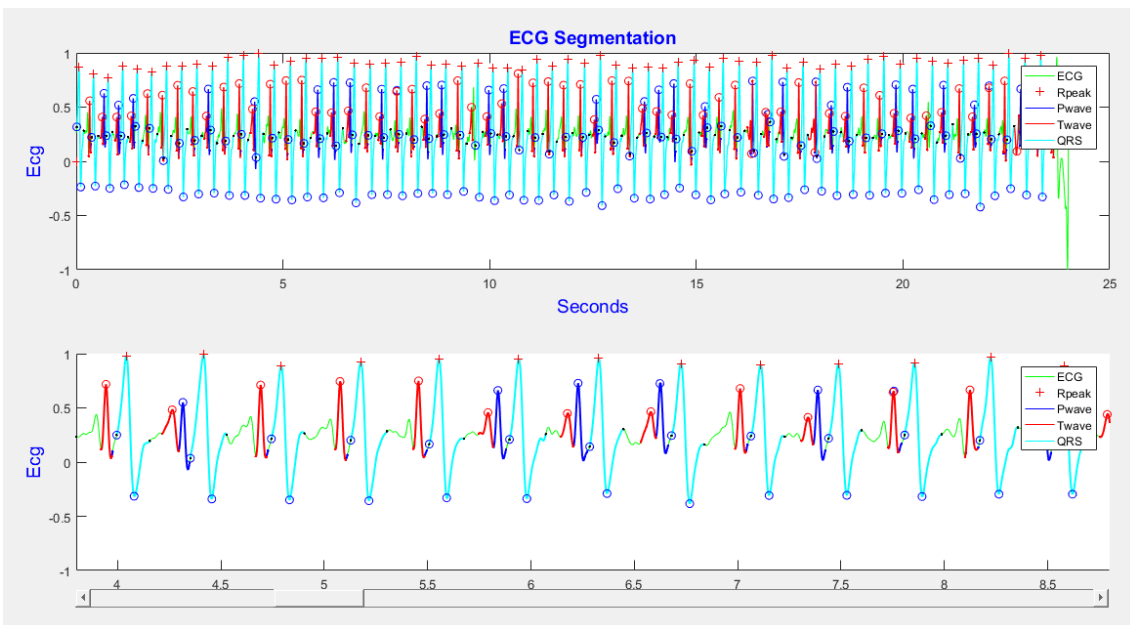
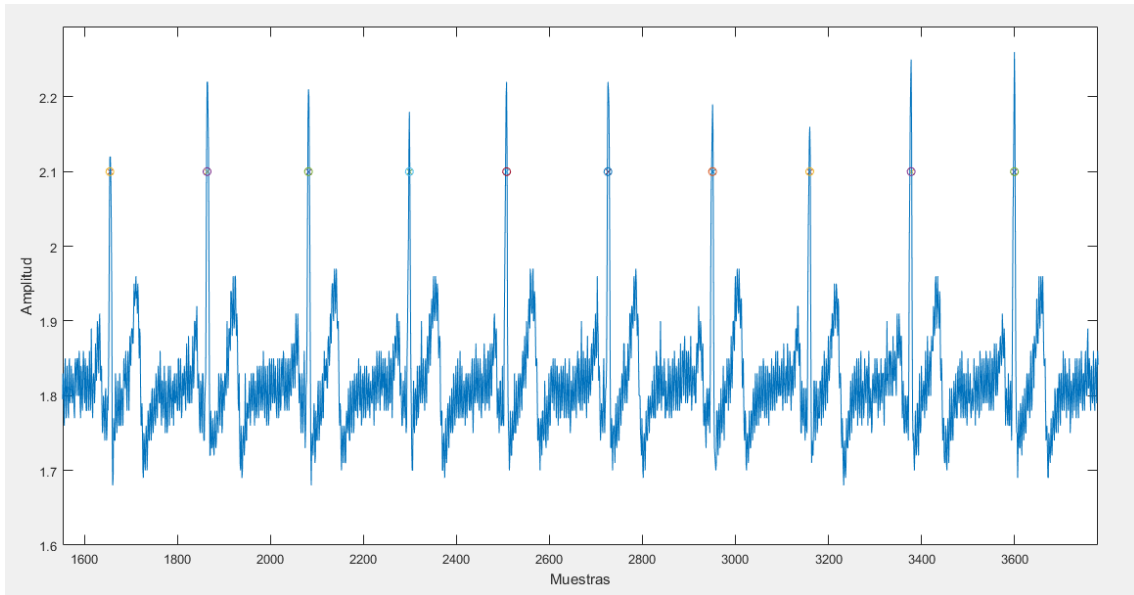


Figura 31 - Resultado detección RR Carvalho.

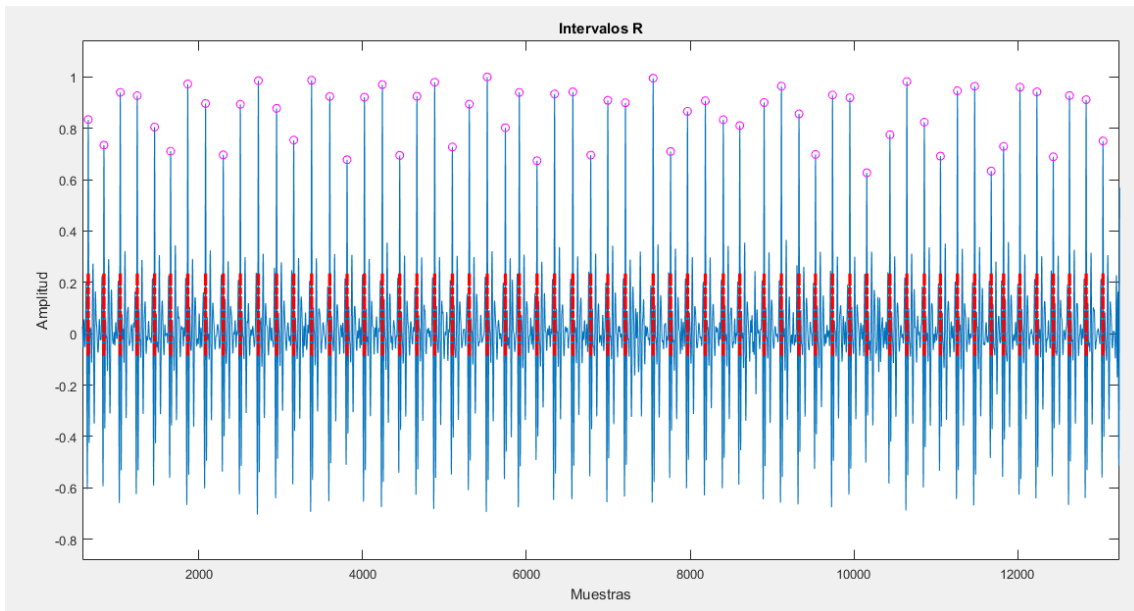
A continuación, se realiza la misma operación, pero en este caso con el algoritmo de Clifford, con el fin de comprobar que, para un análisis de un ECG almacenado, con una longitud considerable este también es un algoritmo adecuado. El resultado se muestra en la Figura 32 y al igual que en el caso anterior, se comprueba que el algoritmo es válido para analizar los intervalos RR, ya que

los resultados son óptimos puesto que se detecta correctamente la mayoría de los picos, lo que permitirá calcular adecuadamente las pulsaciones por minuto del paciente.



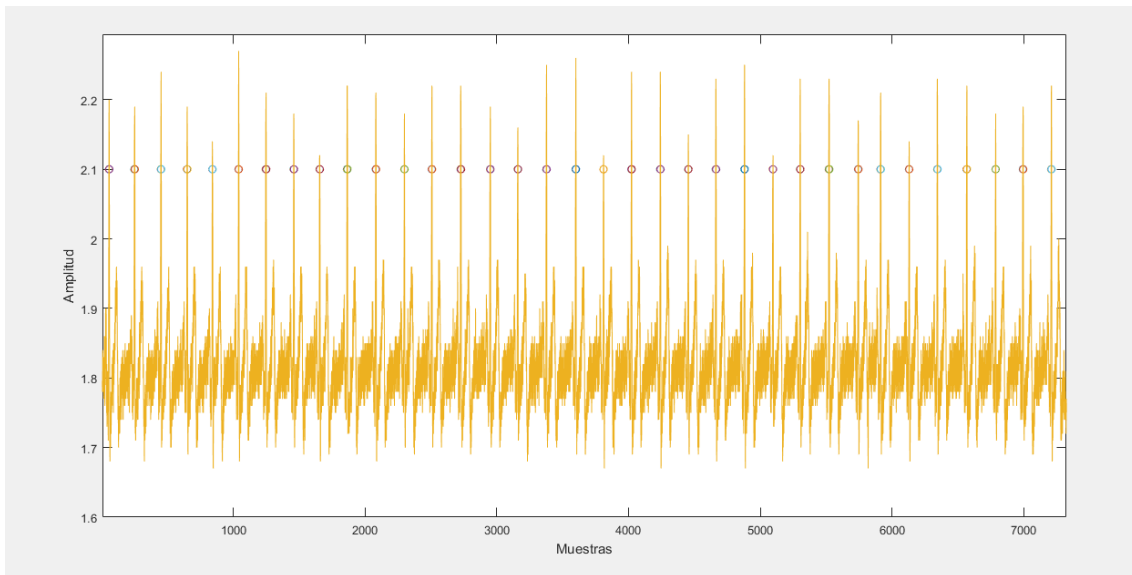
**Figura 32 - Resultado detección RR Clifford.**

Por otra parte, se realiza el mismo proceso, pero a continuación se utiliza el algoritmo de Pan and Tompkins, en este caso, se trata de uno de los más utilizados para la detección de irregularidades en el ritmo cardíaco. Tal y como se ve en la Figura 33 los picos R son correctamente detectados, lo que indica que los algoritmos analizados hasta ahora son útiles para realizar la detección y permiten el cálculo de las pulsaciones por minuto aportando resultados fiables.



**Figura 33 – Resultado detección RR Pan and Tompkins.**

El último algoritmo a probar es el que se ha implementado basado en la detección de máximos mediante un umbral. Para este caso, tras la realización de varios experimentos, dicho umbral se ha fijado en 0,68. El resultado obtenido se muestra en la Figura 34, que tal y como se aprecia, ofrece unos resultados similares a los obtenidos con los algoritmos evaluados con anterioridad. De este modo se puede concluir que, para un análisis estático de datos almacenados, cualquiera de los algoritmos proporciona unos resultados similares.



**Figura 34 - Resultado detección RR algoritmo basado en máximos.**

Además de realizar el graficado que se ha expuesto, se extraen los valores numéricos de los resultados obtenidos para un mismo ECG con los distintos algoritmos analizados, obteniendo así en la Figura 35 las pulsaciones por minuto que detecta cada uno de ellos.

```

Command Window

>> Test_algoritmos

PPM_Carvalho =

    69

PPM_Clifford =

    70.9966

PPM_PyT =

    70.5730

PPM_maximos =

    70.7934

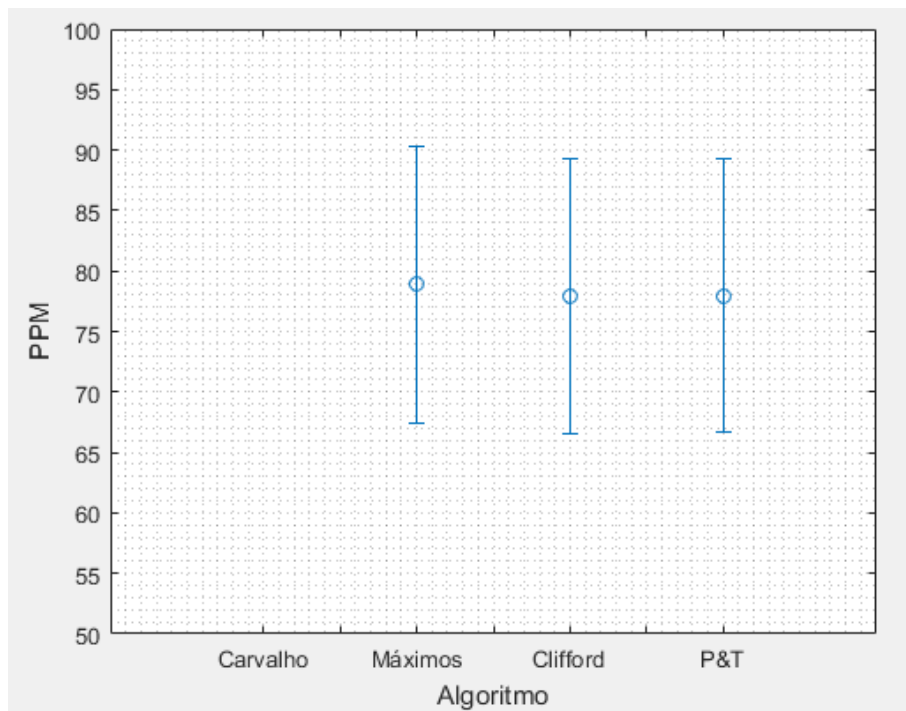
```

**Figura 35 - Resultado PPM distintos algoritmos.**

Hasta ahora, se ha comprobado que todos los algoritmos seleccionados para realizar la comparativa de este estudio han proporcionado resultados similares, por lo que se consideran igual de válidos y la diferencia entre utilizar uno u otro podría resultar irrelevante. Es importante tener en cuenta que este estudio se realiza con la finalidad de utilizar el algoritmo que mejores

resultados proporcione para un análisis a tiempo real. Para llevar a cabo este procesado “a tiempo real” se utilizará un enventanado temporal, de manera que, se estudiarán los casos de 5 segundos, 10 segundos, 15 segundos y 20 segundos, para los distintos algoritmos, con el fin de extraer información sobre cuál resultaría el óptimo.

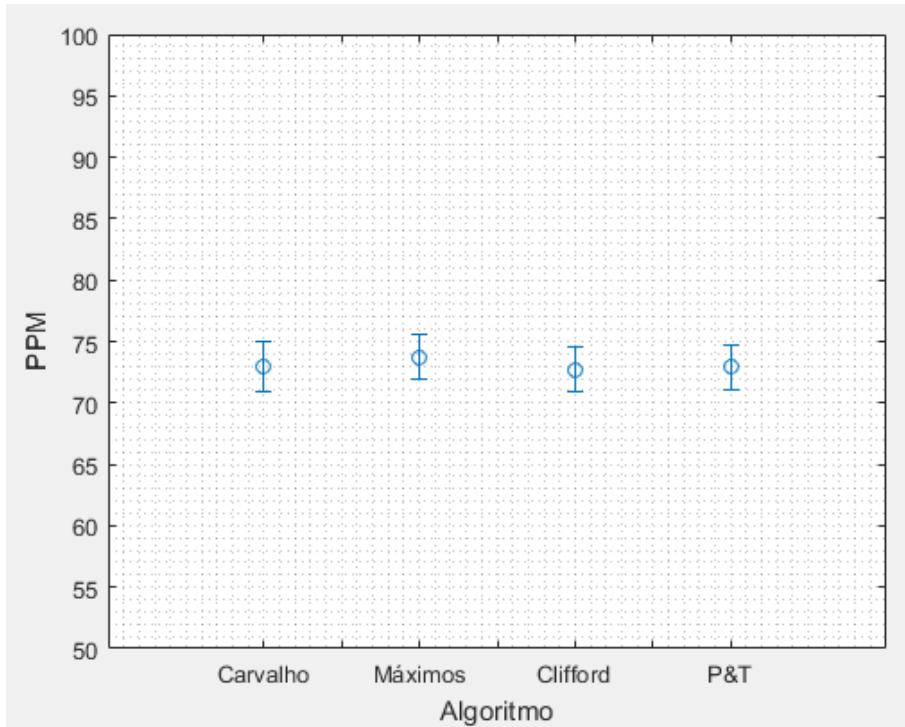
En primer lugar, se realiza el análisis de un electrocardiograma mediante los distintos métodos que se han comentado con anterioridad, para una ventana de 5 segundos. El resultado se muestra en la Figura 36, donde se puede observar las pulsaciones por minuto. Cabe destacar, que para el algoritmo de Carvalho no se ha obtenido resultado, teniendo así el resto con un resultado similar pero una desviación bastante elevada.



**Figura 36 - Pulsaciones por minuto para tamaño de ventana 5s.**

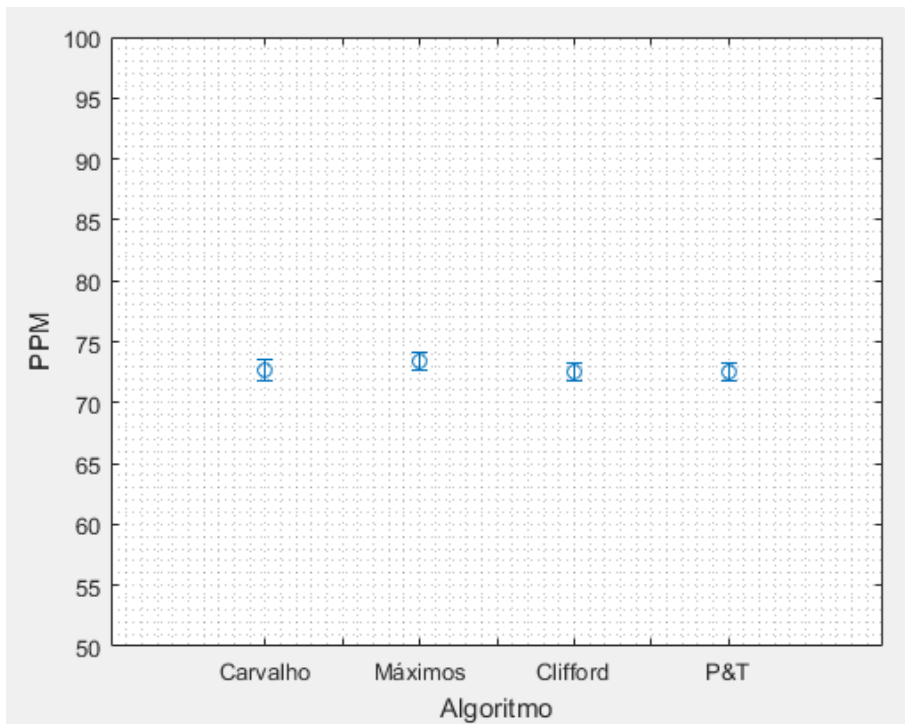
A continuación, se lleva a cabo el mismo proceso, pero en esta ocasión se utiliza una ventana temporal de 10 segundos. En la Figura 37 se observa el resultado obtenido y en esta ocasión, a diferencia que, en el caso anterior, se obtiene un valor para cada uno de los algoritmos.





**Figura 37 - Pulsaciones por minuto para tamaño de ventana 10s.**

A pesar de que se hayan obtenido valores para todos los algoritmos en el caso anterior, se observa que la desviación sigue siendo algo elevada, es por ello que se realiza la operación para una ventana de 15 segundos, de manera que, como se muestra en la Figura 38 también se obtiene un resultado para cada uno de los algoritmos y en esta ocasión con una desviación menor.



**Figura 38 -Pulsaciones por minuto para tamaño de ventana 15s.**

Por último, se comprueba el resultado para una ventana de 20 segundos, de manera que se obtienen los datos mostrados en la Figura 39, teniendo así unos valores con una desviación muy baja y unos valores medios bastante uniformes.

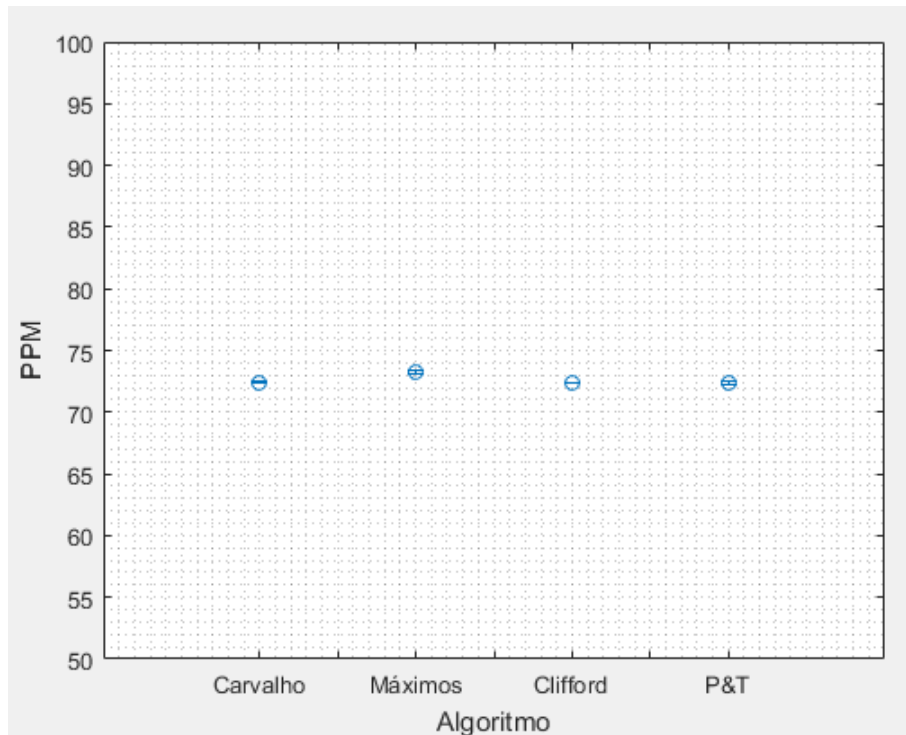


Figura 39 - Pulsaciones por minuto para tamaño de ventana 20s.

Una forma de evaluar de manera sencilla cuál podría ser el mejor algoritmo con el inventariado óptimo sería la observación de los resultados superpuestos. Es por ello que se representan los datos en la Figura 40 en la que se representan las pulsaciones por minuto para cada uno de los algoritmos con distintas ventanas temporales.

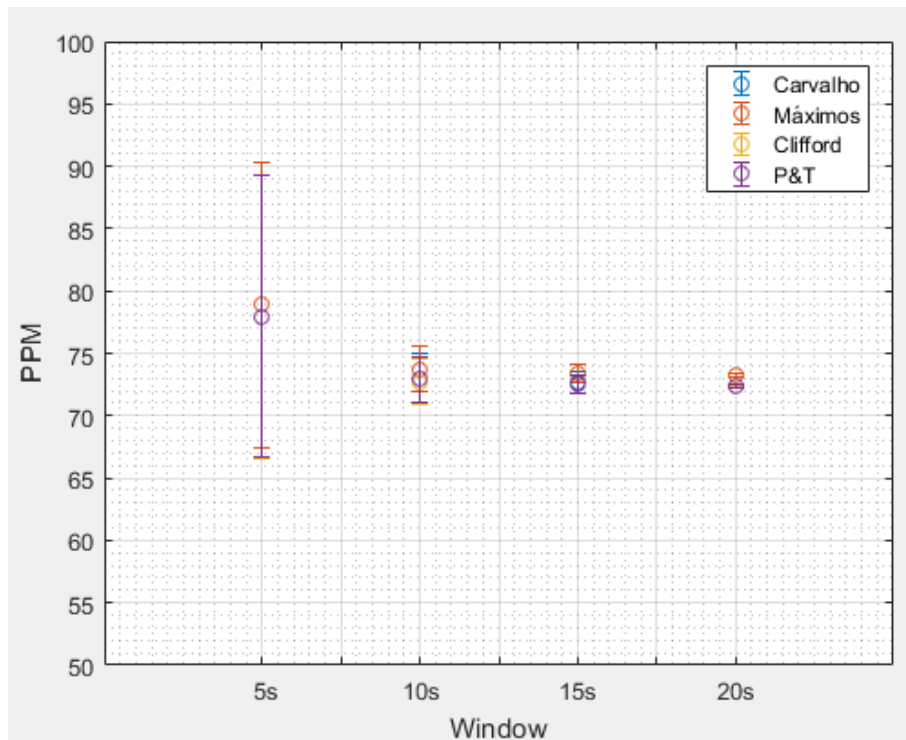


Figura 40 - Comparativa de resultados para distintos inventariados.

De este modo, cada algoritmo está representado con un color distinto, tal y como se especifica en la leyenda y además se han plasmado los valores de todos los enventanados, lo que permite ver de manera sencilla para qué valores los resultados convergen y pueden resultar óptimos.

### 5.3 Experimentación

En este apartado se mostrarán los resultados del análisis de distintos electrocardiogramas realizados a varios sujetos en distintos escenarios, de manera que, se observarán los resultados obtenidos mediante los distintos algoritmos para sujetos de ambos sexos con edades entre los 18 y los 40 años. A continuación, en la Tabla 9 se muestran los datos de los distintos sujetos analizados, así como el empleo de un identificador para hacer referencia a cada caso a la hora de mostrar los resultados.

Cabe destacar que los 11 primeros casos recogen información de distintos sujetos en situación de reposo. El Caso 12 ofrece los resultados obtenidos cuando se le solicitó al sujeto 6 que tuviese actividad moderada como puede ser levantarse de una silla o realizar movimientos que provocasen variaciones en su corazón durante la toma de la señal.

ID Caso	Sujeto	Sexo	Edad	Ref. Figura	Ref. Datos
1	1	F	23	Figura 41	Tabla 10
2	2	M	27	Figura 42	Tabla 11
3	3	M	30	Figura 43	Tabla 12
4	4	M	33	Figura 44	Tabla 13
5	5	F	26	Figura 45	Tabla 14
6	6	M	24	Figura 46	Tabla 15
7	7	M	28	Figura 47	Tabla 16
8	8	M	23	Figura 48	Tabla 17
9	9	F	22	Figura 49	Tabla 18
10	10	M	34	Figura 50	Tabla 19
11	11	M	31	Figura 51	Tabla 20
12	6	M	24	Figura 52	Tabla 21

Tabla 9 - Datos de los sujetos analizados.

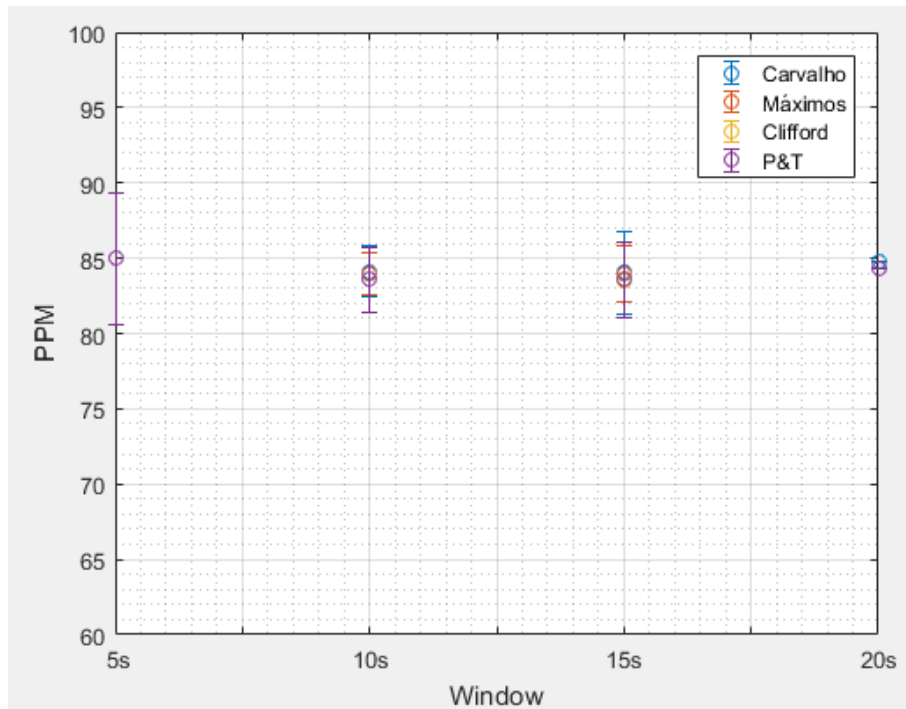


Figura 41 - Resultados Caso 1.

Caso 1	Carvalho	Máximos	Clifford	P&T
w5	NaN	NaN	NaN	84,964
w10	84,108	84,000	83,571	83,560
w15	84,029	83,938	83,545	83,557
w20	84,838	84,308	84,270	84,270

Tabla 10 - Valores numéricos Caso 1.

En la Tabla 10 se observa que para una ventana de 5 segundos los resultados son pésimos, puesto que, el único algoritmo que aporta resultado es el de Pan and Tompkin. Para el resto de casos, los resultados son bastante equilibrados.

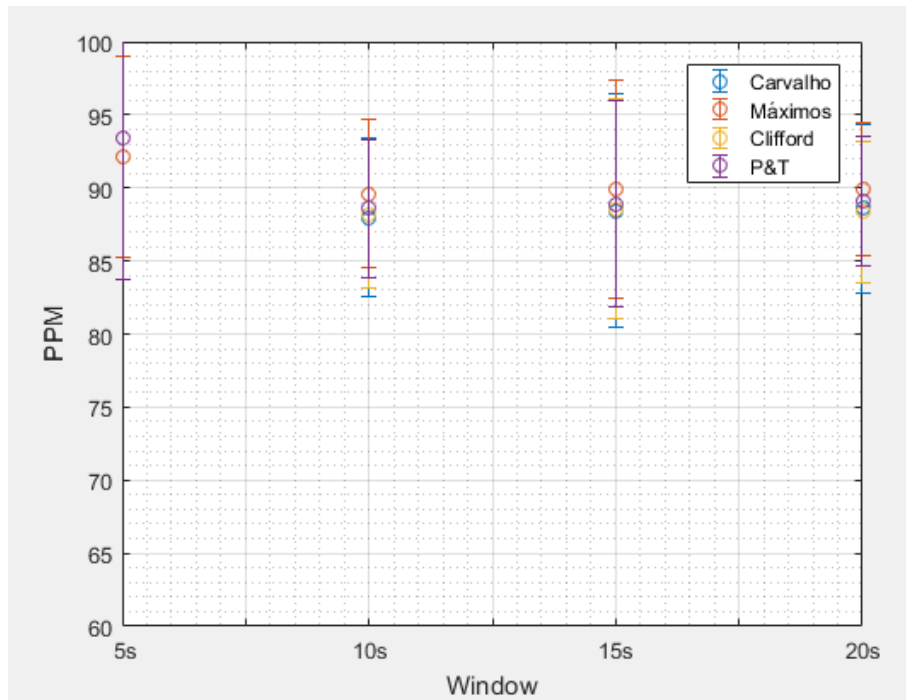


Figura 42 - Resultados Caso 2.

Caso 2	Carvalho	Máximos	Clifford	P&T
w5	NaN	92,115	93,385	93,385
w10	87,954	89,592	88,210	88,574
w15	88,440	89,925	88,556	88,877
w20	88,620	89,926	88,385	89,108

Tabla 11 - Valores numéricos Caso 2.

En esta ocasión, el único algoritmo que no proporciona un resultado para la ventana de 5 segundos es el de Carvalho. Además, se observa que para dicha ventana en el resto de algoritmos se detecta un ritmo cardíaco más elevado que en el resto.

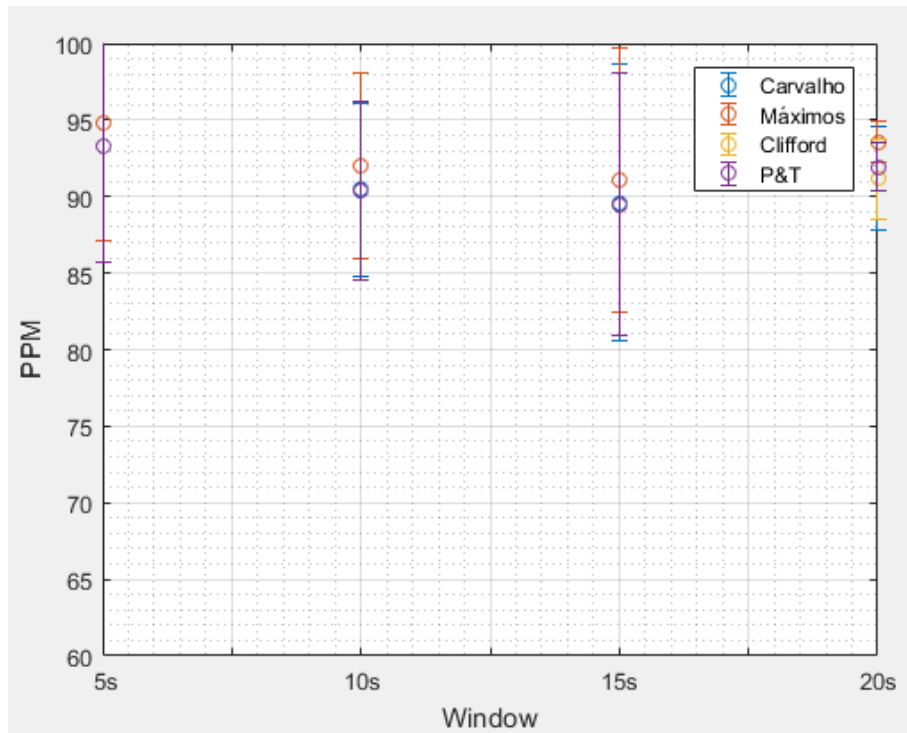


Figura 43 - Resultados Caso 3.

Caso 3	Carvalho	Máximos	Clifford	P&T
w5	NaN	94,866	93,301	93,301
w10	90,457	92,030	90,401	90,401
w15	89,615	91,087	89,503	89,503
w20	91,163	93,577	91,152	91,908

Tabla 12 - Valores numéricos Caso 3.

En este caso, es al igual que el comentado con anterioridad el resultado para la ventana de 5 segundos es algo dispar al resto, debido a que, para el algoritmo de Carvalho no ofrece resultado y para el resto el resultado es algo más elevado que los resultados obtenidos con otras ventanas para los distintos algoritmos.

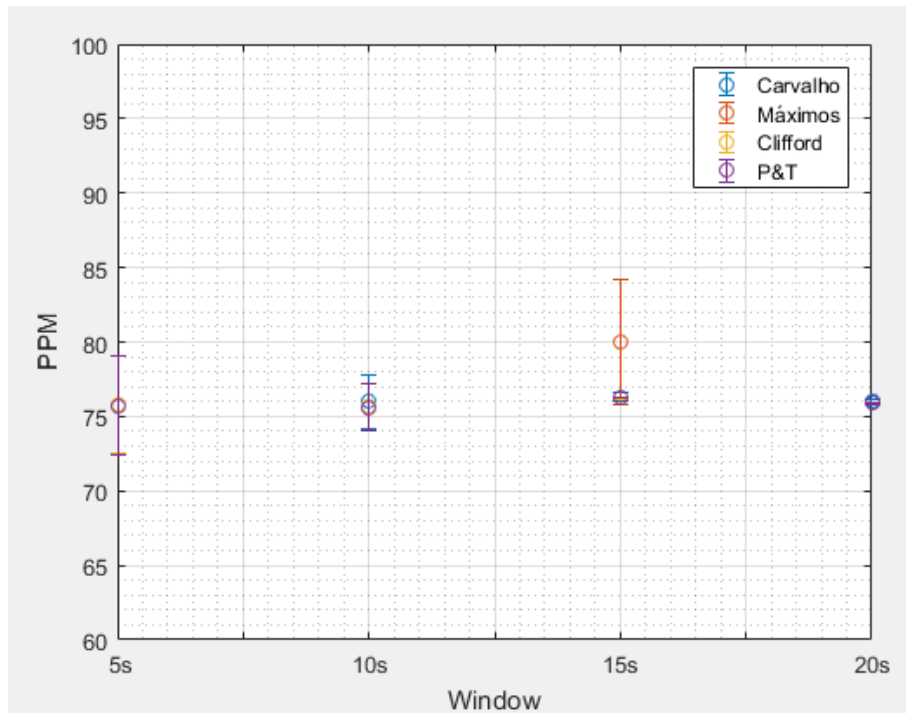


Figura 44 - Resultados Caso 4.

Caso 4	Carvalho	Máximos	Clifford	P&T
w5	NaN	NaN	75,788	75,741
w10	76,023	NaN	75,629	75,611
w15	76,289	80,031	76,235	76,234
w20	76,014	76,179	75,909	75,900

Tabla 13 - Valores numéricos Caso 4.

En esta ocasión se observa que hay 3 situaciones en las que no se obtiene resultado, siendo diferente a los resultados obtenidos con anterioridad, ya que, en esta ocasión para la ventana de 10 segundos, el algoritmo basado en detección de máximos en función de un umbral no proporciona resultados. En el resto, los resultados son muy equilibrados.

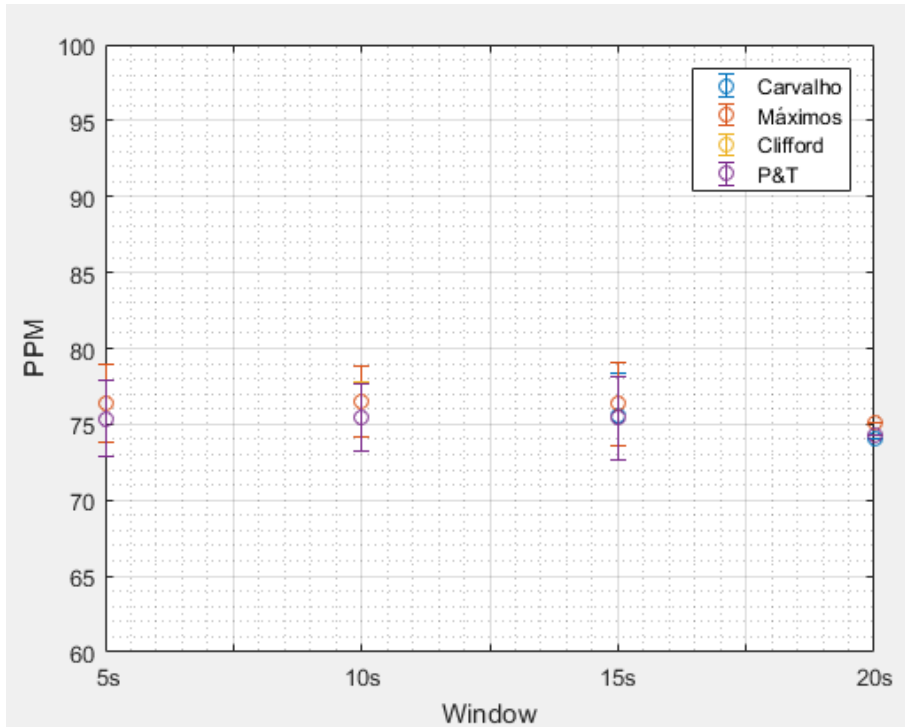


Figura 45 - Resultados Caso 5.

Caso 5	Carvalho	Máximos	Clifford	P&T
w5	NaN	76,398	75,368	75,379
w10	75,464	76,458	75,484	75,445
w15	75,516	76,345	75,404	75,428
w20	74,098	75,157	74,242	74,242

Tabla 14 - Valores numéricos Caso 5.

Para este caso el algoritmo de Carvalho para una ventana de 5 segundos no proporciona resultado. En el resto de caso los resultados son uniformes sin diferencias entre las distintas ventanas ni algoritmos.



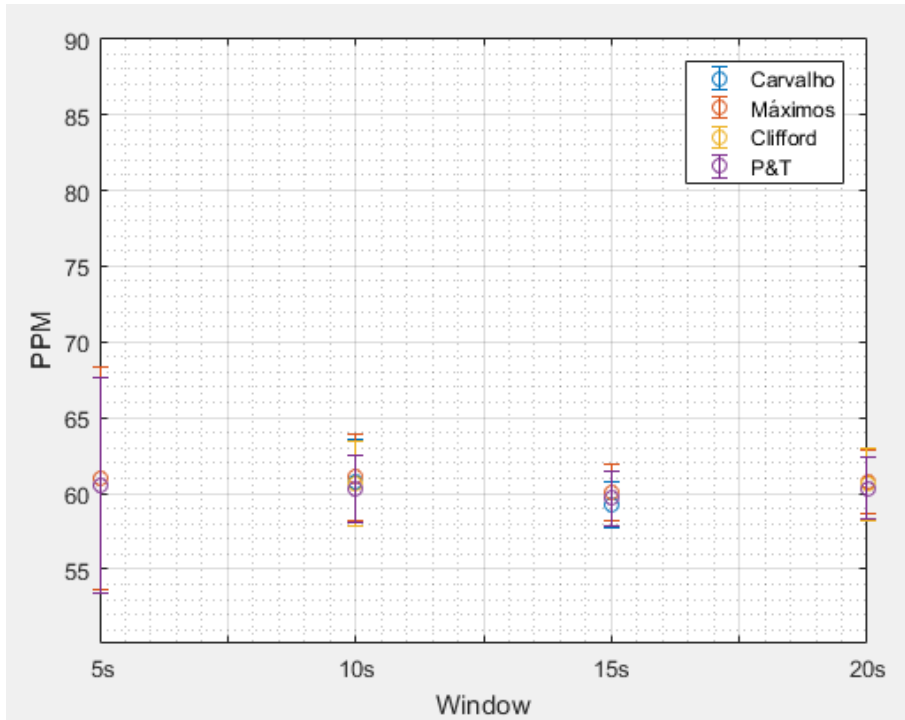


Figura 46 - Resultados Caso 6.

Caso 6	Carvalho	Máximos	Clifford	P&T
w5	NaN	61,018	60,530	60,555
w10	60,711	61,054	60,625	60,243
w15	59,237	60,046	59,661	59,661
w20	60,667	60,766	60,599	60,334

Tabla 15 - Valores numéricos Caso 6.

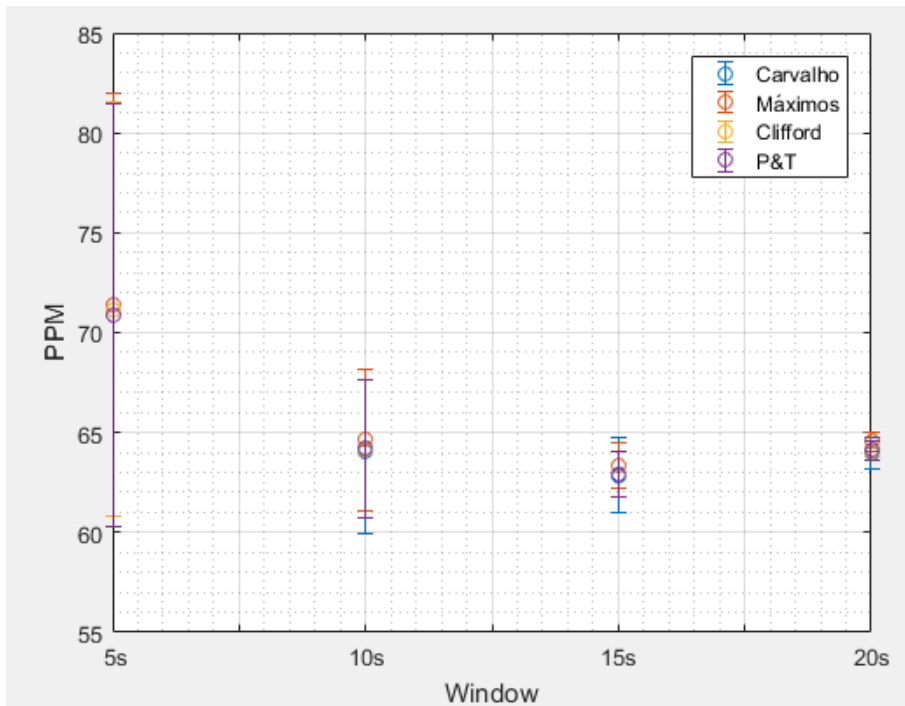


Figura 47 - Resultados Caso 7.

Caso 7	Carvalho	Máximos	Clifford	P&T
w5	NaN	71,404	71,165	70,883
w10	64,030	64,647	64,171	64,184
w15	62,856	63,346	62,903	62,912
w20	63,953	64,560	64,096	64,110

Tabla 16 - Valores numéricos Caso 7.

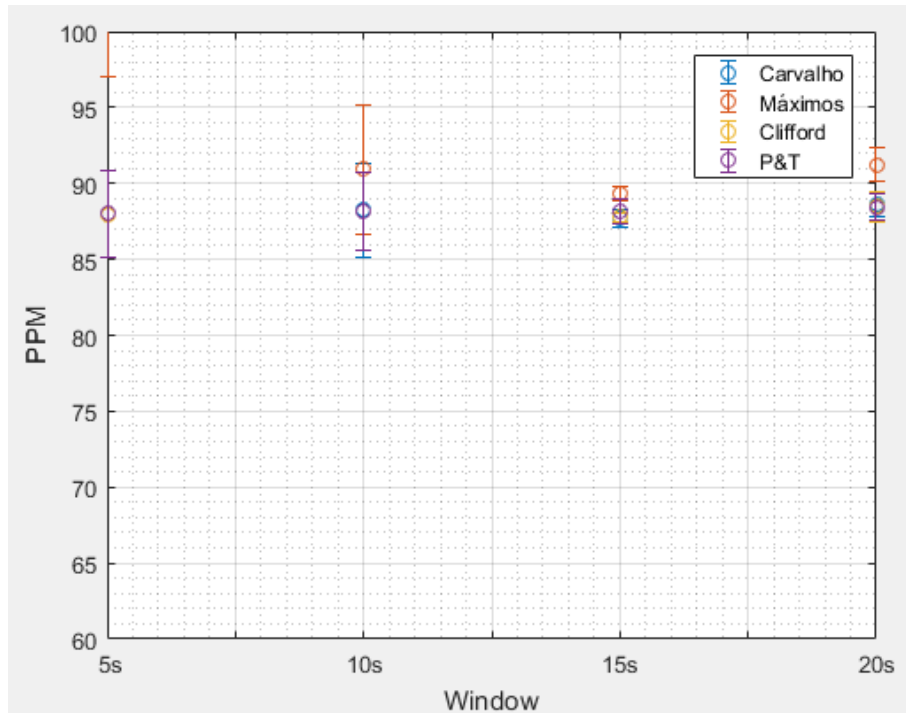


Figura 48 - Resultados Caso 8.

Caso 8	Carvalho	Máximos	Clifford	P&T
w5	NaN	109,375	87,974	87,995
w10	88,267	90,939	88,129	88,139
w15	87,670	89,335	87,781	88,164
w20	88,609	91,211	88,485	88,424

Tabla 17 - Valores numéricos Caso 8.

En este caso cabe destacar que los resultados obtenidos para la ventana de 5 segundos son: para el algoritmo de Carvalho no genera resultado y para el algoritmo basado en detección de máximos el valor se eleva considerablemente respecto a los demás. Para el resto de ventanas y algoritmos los resultados son uniformes.

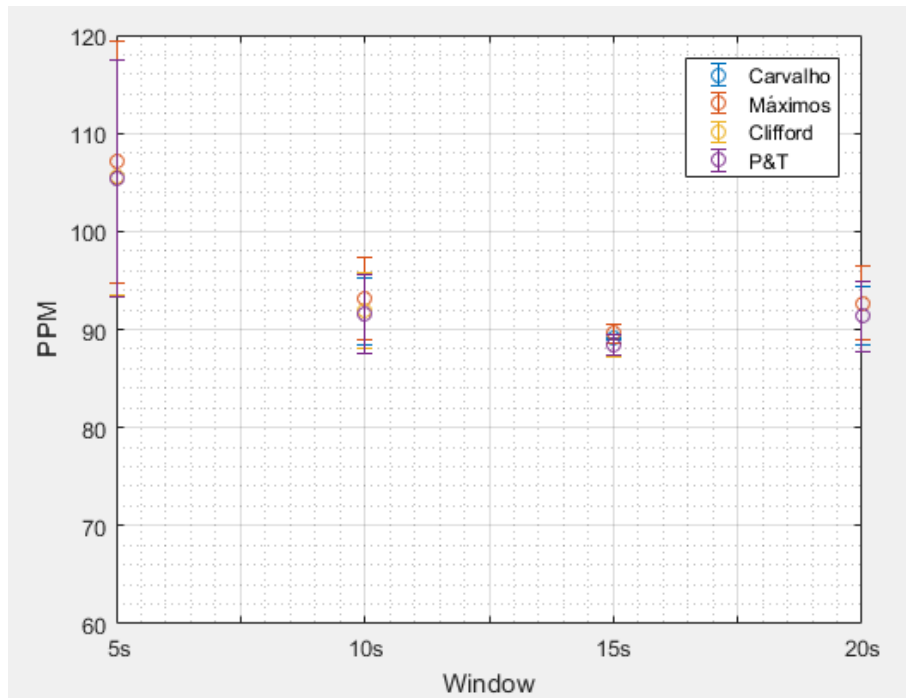


Figura 49 - Resultados Caso 9.

Caso 9	Carvalho	Máximos	Clifford	P&T
w5	NaN	107,089	105,531	105,454
w10	91,854	93,105	91,915	91,621
w15	89,070	89,608	88,354	88,341
w20	91,383	92,691	91,343	91,312

Tabla 18 - Valores numéricos Caso 9.

En esta ocasión, la ventana de 5 segundos eleva los resultados de todos los algoritmos, el caso que menos desviación tiene para todos los algoritmos es la ventana de 15 segundos. El resto de resultados es uniforme, aunque con una desviación más alta.

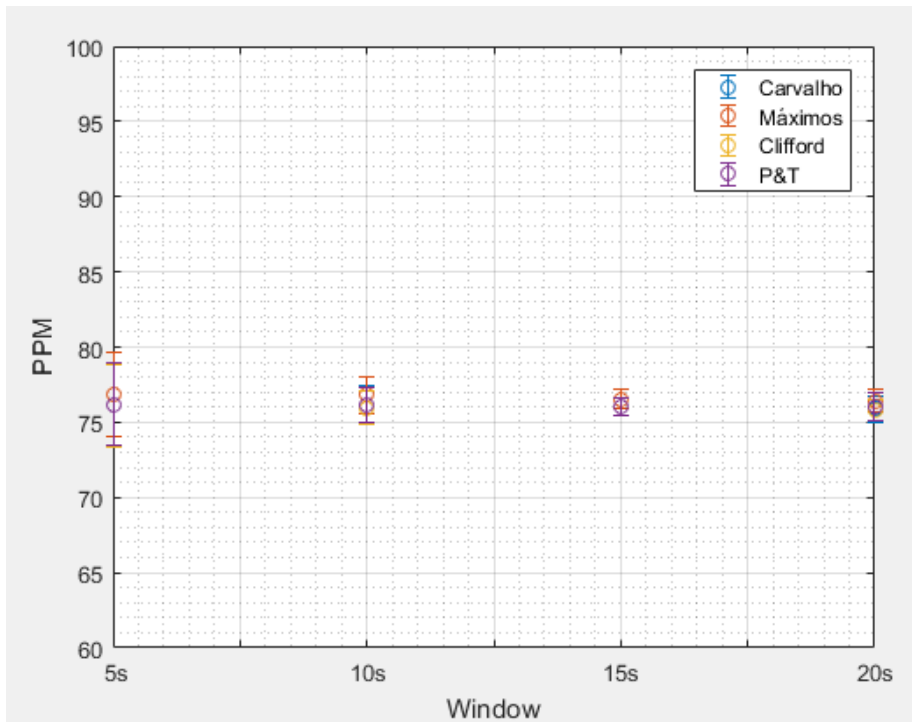


Figura 50 - Resultados Caso 10.

Caso 10	Carvalho	Máximos	Clifford	P&T
w5	NaN	76,797	76,128	76,191
w10	76,145	76,796	75,967	76,185
w15	76,001	76,551	75,984	75,994
w20	75,904	76,414	75,798	76,005

Tabla 19 - Valores numéricos Caso 10.

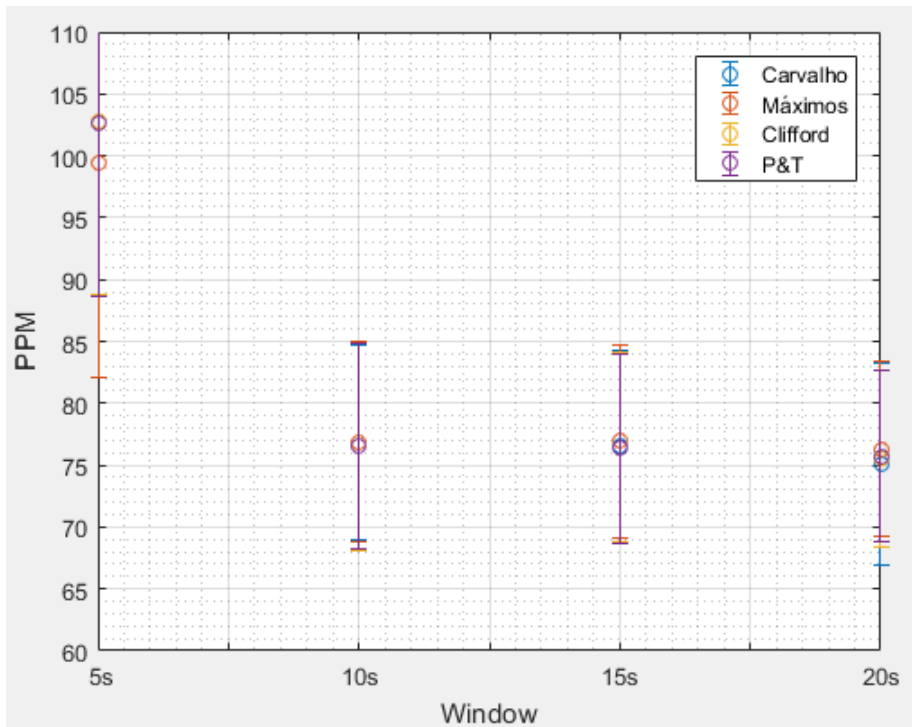


Figura 51 - Resultados Caso 11.

Caso 11	Carvalho	Máximos	Clifford	P&T
w5	NaN	NaN	NaN	84,964
w10	84,108	84,000	83,571	83,560
w15	84,029	83,938	83,545	83,557
w20	84,838	84,308	84,270	84,270

Tabla 20 - Valores numéricos Caso 11.

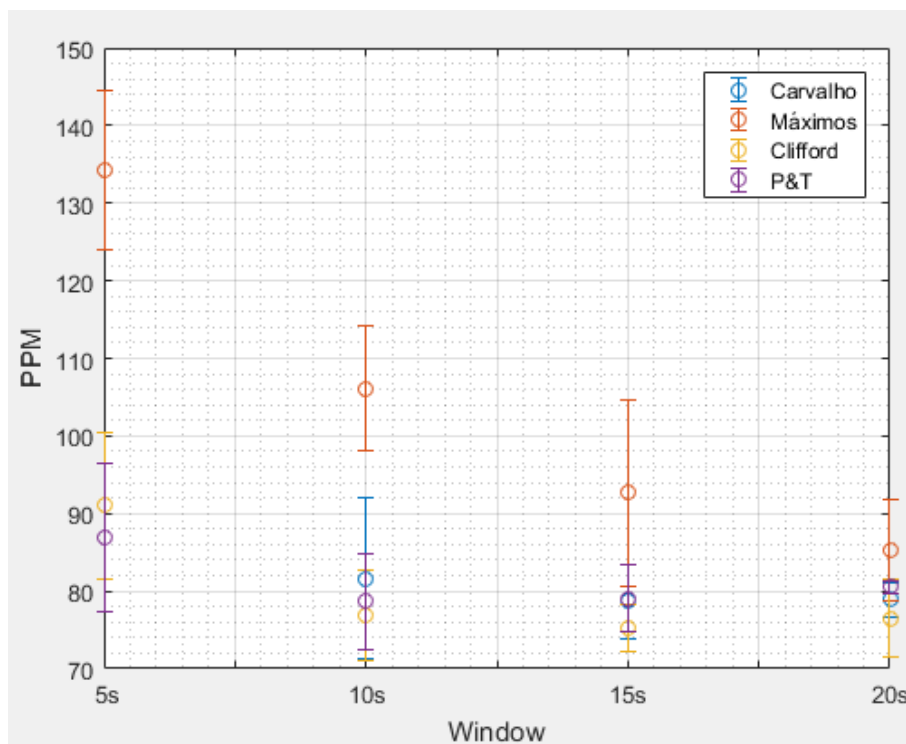


Figura 52 - Resultados Caso 12.

Caso 12	Carvalho	Máximos	Clifford	P&T
w5	NaN	134,238	90,995	86,889
w10	81,636	106,098	76,815	78,666
w15	78,642	92,683	75,251	79,060
w20	78,924	85,324	76,497	80,568

Tabla 21 - Valores numéricos Caso 12.

En este caso se solicitó al sujeto que realizase algún tipo de actividad mientras se realizaba la sensorización. De manera que, los resultados obtenidos se deben a las variaciones que muestra el electrocardiograma por los movimientos realizados por el sujeto. De este modo, para las ventanas más pequeñas los resultados son más elevados, mientras que para las ventanas grandes se unifican a pesar de que siga habiendo variación. Se observa que con la ventana de 20 segundos los resultados son casi convergentes.

#### 5.4 Sistema final

Una vez conectado el módulo de sensorización, se puede establecer la conexión con el teléfono móvil mediante Bluetooth y comenzar a utilizar el sistema, tal y como se muestra en la Figura 53. La clave de este sistema es que permite adquirir la señal de ECG en tiempo real y realizar un análisis de su variabilidad mediante la ejecución de un algoritmo. Tras los resultados obtenidos en el apartado 5.3, se opta por implementar el algoritmo de detección de máximos con un eventanado de 20 segundos.

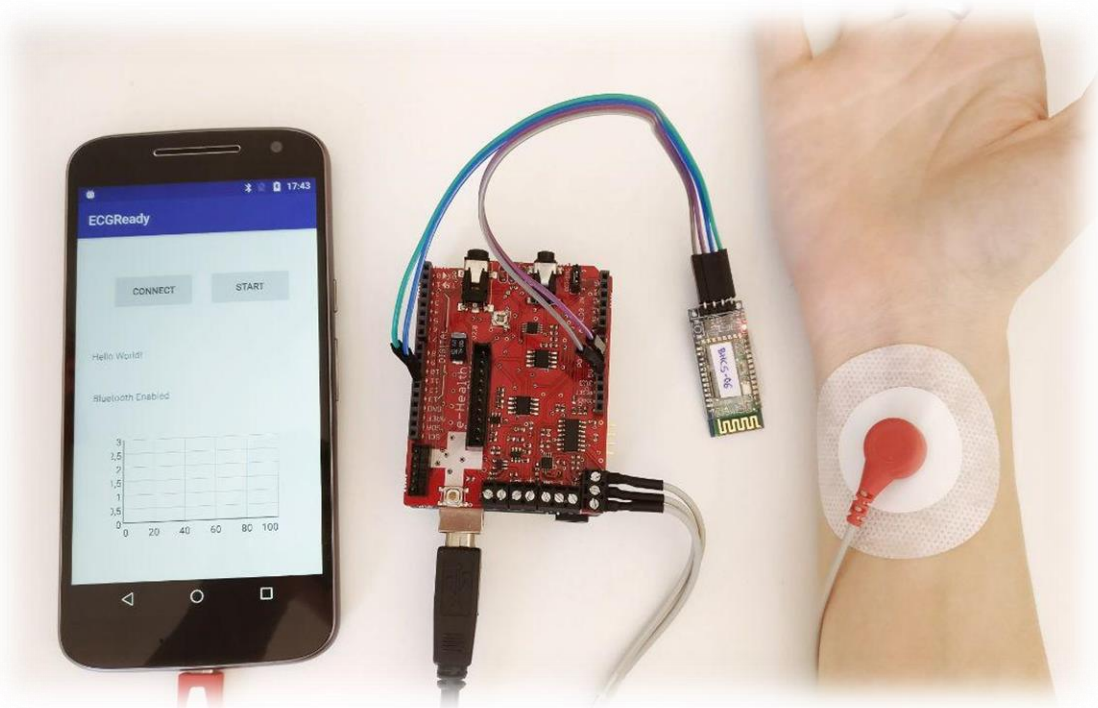


Figura 53 - Sistema listo para ser usado.

En este proyecto se ha elaborado una interfaz intuitiva, que permite a cualquier usuario realizar un sencillo uso de la misma. Cuando se abre la aplicación se observa el contenido mostrado en la Figura 54, en el que se encuentra la opción de realizar la conexión mediante el botón *CONNECT*. A continuación, cuando se presiona el botón, la aplicación comienza a rastrear los dispositivos Bluetooth cercanos y solicitará que se realice un emparejamiento una vez se selecciona el módulo Arduino.

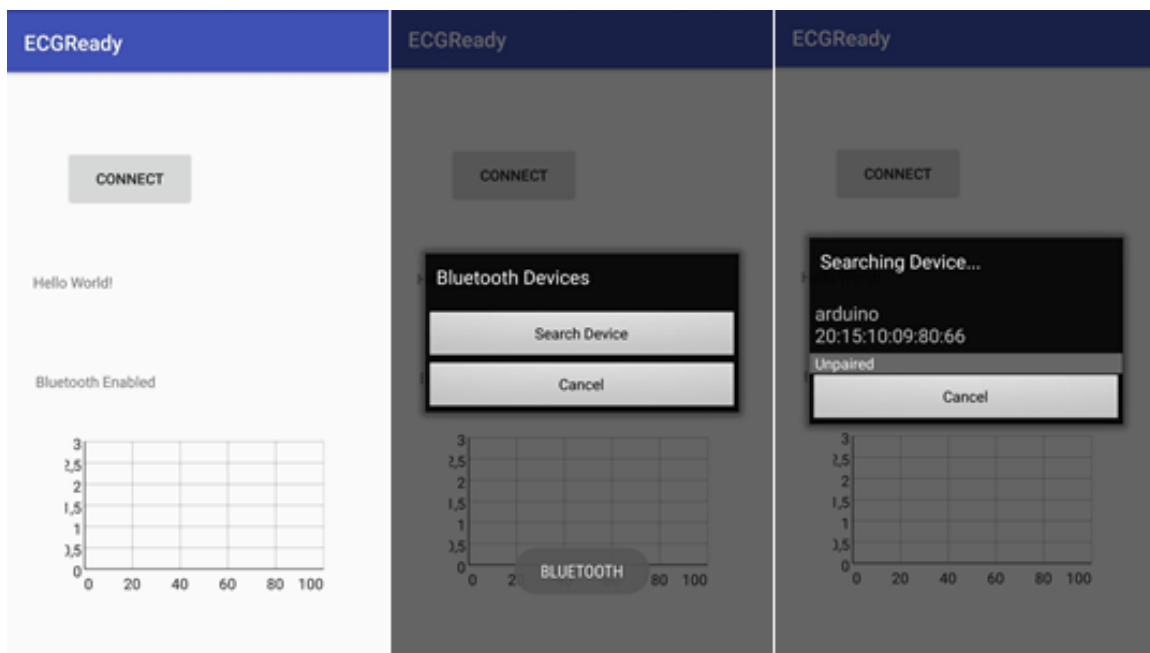
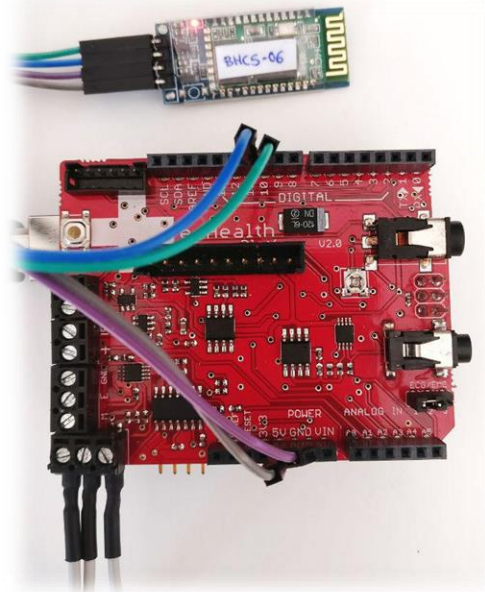


Figura 54 - Conexión aplicación Bluetooth

Cuando el emparejamiento se ha llevado a cabo correctamente, se observa que el módulo Bluetooth mantiene fija la luz roja que indica que la conexión ha sido realizada correctamente tal

y como se muestra en la Figura 55. De este modo, el módulo Arduino ya puede enviar datos al dispositivo móvil y estos ser recibidos adecuadamente.



**Figura 55 - Módulo conectado a aplicación móvil.**

Además, la aplicación cuenta con dos hilos, uno principal que es el encargado de escribir y uno secundario que estará leyendo constantemente. Esta aplicación tiene dos estados, en función de la orden que ejecutemos mediante los botones que se muestran en la Figura 55, de manera que, si presionamos el botón *STOP* la aplicación deja de representar datos por pantalla y si presionamos el botón *START* los datos vuelven a verse en el gráfico de la parte inferior.

La integración del algoritmo se ha realizado mediante la interfaz nativa de java (JNI) y el compilador adaptado para Matlab R2016b. La Figura 56 muestra la aplicación Android con las clases C++ que implementan el algoritmo de máximos, en dicha figura se muestran todos los ficheros generados una vez que se realiza la conversión del código a C++, obteniendo así, tal y como se puede ver la función *RRcarmen* y todos los archivos necesarios para su correcta ejecución. A su vez, la Figura 57 muestra el código de integración basado en la *native-lib* de Android Studio, que contiene las instrucciones necesarias en código nativo para realizar la llamada a la función C++ que lleva a cabo el análisis de la señal ECG. Por último, en la Figura 58 se muestran las instrucciones del fichero *CMakeLists*, que es la herramienta multiplataforma de generación de código utilizada, cuyo fichero contiene la lista de comandos de compilación necesarios para la compatibilidad del código nativo con la plataforma utilizada.

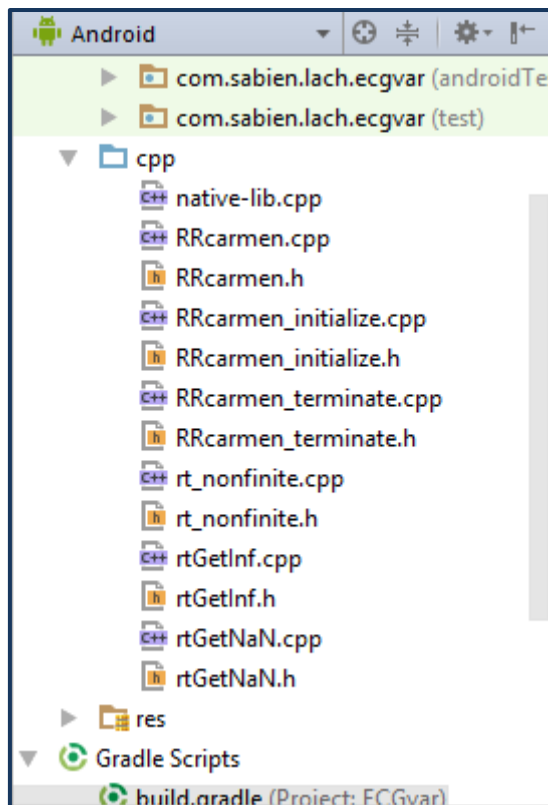


Figura 56 – Clases cpp integradas en el proyecto Arduino.

```

#include <jni.h>
#include <string>
#include "RRcarmen.h"
#include <sstream>
#include <vector>

extern "C"
JNIEXPORT jstring JNICALL
Java_com_sabien_lach_ecgvar_MainActivity_stringFromJNI(
    JNIEnv *env,
    jobject arg, jdoubleArray arr) {
    //std::string hello = "Hello from C++";
    int srcCount = env->GetArrayLength(arr);

    double ecg[ srcCount];
    env->GetDoubleArrayRegion( arr, 0, srcCount, &ecg[0] );
    double fs=250;
    double th=0.72;
    double ppm;

    ppm=RRcarmen(ecg, fs, th);
    std::ostringstream str;
    str << ppm;
    std::string str = str.str();
    return env->NewStringUTF("Ejecutando algoritmo de máximos");
    return env->NewStringUTF(str.c_str());
}

```

Figura 57 - Código de integración native-lib.



En la Figura 57 se observa la llamada que realiza el código nativo al algoritmo implementado en C++ que se ha introducido en este proyecto de Android. El algoritmo se ha denominado RRCarmen, tal y como se observa los argumentos de entrada son el ECG a analizar, la frecuencia de muestreo que se establece como 250 y el umbral establecido como óptimo para el correcto funcionamiento de este estudio. Además, se observa que se crea un vector denominado arr que contendrá el ECG y se convierte a string para ser enviado al código que realiza el procesado, ya que en la interfaz JNI se trabaja con este tipo de dato.

```
add_library( # Se establece el nombre de la biblioteca.
            native-lib

            # Se establece la librería como una librería compartida.
            SHARED

            # Se proporcionan las rutas a los archivos fuente.
            src/main/cpp/native-lib.cpp
            src/main/cpp/RRcarmen.cpp
            src/main/cpp/RRcarmen.h
            src/main/cpp/RRcarmen_initialize.cpp
            src/main/cpp/RRcarmen_initialize.h
            src/main/cpp/RRcarmen_terminate.cpp
            src/main/cpp/RRcarmen_terminate.h
            src/main/cpp/RRcarmen_types.h
            src/main/cpp/rt_nonfinite.cpp
            src/main/cpp/rt_nonfinite.h
            src/main/cpp/rtGetInf.cpp
            src/main/cpp/rtGetInf.h
            src/main/cpp/rtGetNaN.cpp
            src/main/cpp/rtGetNaN.h
            src/main/cpp/rtwtypes.h)
```

Figura 58 - Instrucciones fichero CMakeLists.txt

En la Figura 58 se observa cada una de las rutas a los ficheros que ha generado Matlab una vez que se ha pasado el código a C++, teniendo así la biblioteca nativa como librería compartida.

Tal y como se muestra en la Figura 59 en la captura de pantalla se observa que ha sido posible realizar el graficado del ECG, mientras que, se señala el resultado obtenido tras el análisis mediante el algoritmo de detección de máximos es NaN, en lugar de observar un número de pulsaciones por minuto. De este modo, la aplicación no es capaz de representar el valor numérico, pero es posible realizar el gráfico del electrocardiograma.



**Figura 59 - Aplicación en funcionamiento.**

Para llevar a cabo el envío y procesado de datos, se genera un vector de 20 segundos, para llevar a cabo dicho vector se debe tener en cuenta que se muestrea a 250 Hz por lo que se estaría tomando un vector de 5000 muestras. En el caso de utilizar un vector de 15 segundos se requeriría un total de 3750 muestras. Estas serán las dos resoluciones utilizadas, puesto que son con las que mejores resultados se ha obtenido. Las muestras obtenidas mediante la sensorización se almacenan en un vector y son enviadas mediante Bluetooth al dispositivo móvil, en el que se grafican y procesan los datos. La velocidad de comunicación del módulo Bluetooth con el dispositivo móvil es 9600 baudios, lo que, podría generar una obstrucción en el envío de datos debido al tamaño y la velocidad a la que se envían los mismos. En el Capítulo Discusiones se barajarán las posibles causas de este fallo.

## Capítulo 6. Discusión

Una vez obtenidos los resultados que se muestran en el capítulo anterior se procede a realizar un comentario crítico de los mismos, de manera que, se defenderá el motivo de cada una de las decisiones tomadas a lo largo de la elaboración de este sistema.

En primer lugar, cabe destacar que, para llevar a cabo la sensorización, el módulo *eHealth* proporciona resultados que permiten el estudio de la frecuencia cardíaca. Sin embargo, estos resultados son variables en función del sujeto estudiado. A lo largo del desarrollo de este proyecto y mediante la experimentación realizada, se ha observado que en el caso de los sujetos que practican actividad física de manera habitual, los resultados apenas tienen ruido y la forma del ECG es claramente identificable. Por lo que, se puede afirmar que, en función del sujeto, la calidad del electrocardiograma obtenido mediante la sensorización será variable.

Una vez obtenidos los resultados de la detección realizada por cada uno de los algoritmos, se realiza una comparativa con dos dispositivos homologados que proporcionan información sobre el ritmo cardíaco. Se observa entonces, tal y como muestra la Tabla 22, que los resultados obtenidos suelen tener una variación de entre 5 y 12 PPM en la mayoría de los casos respecto a los obtenidos mediante los algoritmos estudiados. Es importante destacar, que habría que tener en cuenta que, en el caso de los algoritmos analizados en este estudio, se toma una señal ECG de una duración aproximada de 40 segundos, mientras que en el caso del tensiómetro y el pulsioxímetro la monitorización se realiza durante aproximadamente 10 segundos y se observa que la variación en el ritmo cardíaco es muy elevada, llegando en algunos sujetos a pasar de las 80 PPM a las 100 PPM en menos de un minuto de monitorización. Teniendo en cuenta esto, se podría valorar la realización de una calibración del aparataje utilizado para la toma de señal, para que los resultados obtenidos se ajustasen a los proporcionados por el resto de dispositivos que están en el mercado, siempre teniendo en cuenta, tal y como se ha comentado, el tiempo de monitorización que se empleará.

ID Caso	PPM		
	Tensiómetro	Pulsioxímetro	Ref. Tabla
1	69	72	Tabla 10
2	71	75	Tabla 11
3	73	76	Tabla 12
4	63	64	Tabla 13
5	67	67	Tabla 14

Tabla 22 - Comparativa PPM distintos dispositivos.

Una vez realizado este análisis, y teniendo en cuenta la finalidad de este estudio, se pretende determinar qué algoritmo y para qué ventana temporal se podría cumplir con las expectativas de este proyecto para conseguir así, un sistema de detección de arritmias a tiempo real con el algoritmo que menor coste computacional requiera y, además, proporcione unos resultados de calidad.

En primer lugar, se realiza una comparativa en la que se determinará la ventana temporal óptima. Cabe destacar que es un elemento limitante, debido a que, en función de este parámetro, el número de muestras a procesar por el dispositivo móvil será mayor o menor. El número de muestras crecerá cuanto más grande sea la ventana temporal es por ello que se opta por las ventanas muy pequeñas, y a la vista de los resultados se descarta rápidamente el uso de una ventana temporal de 5 segundos, ya que, a pesar de que en este estudio se ha muestreado a 4 milisegundos y por tanto solamente se tendrían que procesar 1250 muestras, el resultado es pésimo, debido a que la

mayoría de los algoritmos utiliza derivadas y el efecto de borde que puede ser crítico en una ventana tan pequeña.

A continuación, se plantea tomar una ventana de 10 segundos, lo que mejora considerablemente los resultados, a pesar de que en algunos casos la desviación de los valores obtenidos sea muy grande. Es importante remarcar que esta ventana mejora mucho los resultados obtenidos con la ventana de 5 segundos estudiada con anterioridad, ya que la anterior no ofrecía resultado en la mayoría de casos. Aun así, se propone el uso de una ventana mayor. Es por ello que se utiliza una ventana temporal de 15 segundos, y se encuentra un resultado óptimo, a pesar de que en este caso el número de muestras a procesar sea 3750. La desviación entre los resultados es la más baja y la media de pulsaciones por minuto suele ser similar para todos los algoritmos. A pesar de ello, el número de muestras a procesar es muy elevado, por lo que se podría estar llegando a los límites del sistema.

También se realiza el estudio para una ventana temporal de 20 segundos, que ofrece resultados similares a la de 15 segundos. Por lo tanto, se prefiere el uso de la menor, ya que, tal y como se ha comentado, se encontrarán otras limitaciones en el sistema a la hora de procesar conjuntos de datos muy grandes.

En cuanto a los algoritmos utilizados, cabe destacar que el único algoritmo que ha presentado resultados para ventanas muy pequeñas ha sido Pan and Tompkins mientras que el resto ha trabajado correctamente a partir de ventanas de 10 segundos. Llegados este punto, se podría valorar la opción de integrar el algoritmo de Pan and Tompkins en la aplicación, para la obtención de resultados a ventanas muy pequeñas, pero se encuentran dificultades debidas a la complejidad del algoritmo y genera problemas a la hora de pasar el código a C++ para poder integrarlo correctamente en la aplicación Android. Además, observando los resultados cabe deducir que para ventanas algo mayores de 10 segundos funcionaría de manera indistinta un algoritmo u otro. Es importante contemplar el coste computacional de cada algoritmo, puesto que, el procesado se realiza en un dispositivo móvil y el rendimiento del mismo no es muy elevado. Es por ello, que se opta por integrar el algoritmo basado en la detección de máximos mediante un umbral en la aplicación móvil, ya que se considera el más sencillo en cuanto a cálculo y genera unos resultados similares al resto para las ventanas a utilizar.

Una vez integrado el código Matlab en la aplicación Android, se procede a llevar a cabo una fase de experimentación de la misma, en la que, en primer lugar, se utiliza una frecuencia de muestreo de 250 Hz. En Arduino se establece un *delay* de 4 milisegundos y se procede a ejecutar el código para la obtención de resultados. Se observa que los datos representados gráficamente no corresponden con un ECG, y además se obtiene un resultado NaN para el valor de las pulsaciones por minuto. Tal y como se ha comentado, se requiere la toma de un dato cada 4 milisegundos, cosa que no permite procesar correctamente la información por falta de tiempo y los datos colapsan el sistema, de manera que, el teléfono móvil no es capaz de calcular correctamente las pulsaciones por minuto y la representación del electrocardiograma no es válida. Para solventar este problema, se reduce la frecuencia de muestreo hasta 20 Hz, teniendo así en el módulo Arduino un *delay* de 50 milisegundos. De este modo, la representación gráfica puede ser considerablemente buena, aunque en algunas ocasiones se observan picos dobles, lo que da que pensar que se produce *aliasing*, ya que la frecuencia es muy baja para el análisis de un ECG y además la resolución no permite el cálculo de un valor de pulsaciones por minuto adecuado.

Esta fase de pruebas se ha llevado a cabo con la finalidad de encontrar un compromiso que ofreciese un resultado referente a las pulsaciones por minuto, puesto que el sistema realiza de manera correcta la sensorización y la comunicación Bluetooth, pero las limitaciones del sistema no han posibilitado la obtención de una solución para poder visualizar el ritmo cardíaco de los sujetos estudiados.

## Capítulo 7. Conclusión y trabajo futuro

En este proyecto se ha realizado una solución que consta de un módulo de sensorización basado en una placa de Arduino y el kit *eHealth* de Libelium sobre el que se ha elaborado una serie de rutinas necesarias para poder analizar la señal a tiempo real. Además, este sistema posibilita el envío de datos para ser procesados mediante puerto serie o mediante Bluetooth.

Por otra parte, se ha implementado la comparativa de una serie de algoritmos, basados en los utilizados en los estudios analizados, de tal forma que, se ha obtenido el algoritmo adecuado en base a un compromiso dependiente principalmente del inventariado para llevar a cabo el sistema planteado. Estos algoritmos se han sometido además a una fase de experimentación y comparativa con otros sistemas homologados, de manera que, se ha comprobado que pueden resultar útiles a la hora de calcular el ritmo cardíaco de un sujeto, teniendo en cuenta el tiempo de trabajo y la calibración que requiere el aparataje.

Por último, se ha realizado la integración del sistema mediante la creación de una aplicación Android, en la que se ha integrado el código C++ del algoritmo seleccionado, que se conecta con el Arduino y recibe datos que posteriormente procesa, teniendo de este modo la portabilidad deseada en el sistema. En esta última fase se han encontrado una serie de dificultades que no han permitido la obtención de un valor de ritmo cardíaco en el paciente.

El trabajo realizado ofrece nueva información para el análisis de la señal cardíaca en tiempo real y abre potenciales líneas de trabajo futuro:

- Validación de los algoritmos empleando instrumental médico de precisión, para conseguir de este modo unos datos que se ajusten con el material médico homologado útil para esta detección.
- Depuración del código en la aplicación para conseguir los resultados obtenidos en la fase de experimentación, para obtener así un resultado con el valor de las pulsaciones por minuto del sujeto analizado.
- Explorar interfaces de comunicación alternativas al Bluetooth, como internet y servicios web
- Integración de sensores ECG portables comerciales.

## Referencias

- [1] T. Gaziano, K. S. Reddy, F. Paccaud, S. Horton, y V. Chaturvedi, «Cardiovascular Disease», en *Disease Control Priorities in Developing Countries*, 2nd ed., D. T. Jamison, J. G. Breman, A. R. Measham, G. Alleyne, M. Claeson, D. B. Evans, P. Jha, A. Mills, y P. Musgrove, Eds. Washington (DC): World Bank, 2006.
- [2] «Arritmia». [En línea]. Disponible en: <https://medlineplus.gov/spanish/arrhythmia.html>. [Accedido: 03-may-2017].
- [3] S. Javaheri *et al.*, «Sleep Apnea: Types, Mechanisms, and Clinical Cardiovascular Consequences», *J. Am. Coll. Cardiol.*, vol. 69, n.º 7, pp. 841-858, feb. 2017.
- [4] W. N. Kelley, *Medicina interna*. Ed. Médica Panamericana, 1993.
- [5] «Arritmia - Instituto del Corazón de Texas (Texas Heart Institute)». [En línea]. Disponible en: [http://www.texasheart.org/HIC/Topics\\_Esp/Cond/arrhy\\_sp.cfm](http://www.texasheart.org/HIC/Topics_Esp/Cond/arrhy_sp.cfm). [Accedido: 04-jun-2017].
- [6] «Tipos de arritmias». [En línea]. Disponible en: <http://www.fundaciondelcorazon.com/informacion-para-pacientes/enfermedades-cardiovasculares/arritmias/tipo-de-arritmias.html>. [Accedido: 04-may-2017].
- [7] C. Gascó y F. J., «Modelos matemáticos y simulaciones en el estudio de las arritmias cardíacas», *Rev. Esp. Cardiol.*, vol. 58, n.º 01, pp. 6-9, ene. 2005.
- [8] «Categorías de arritmias - Instituto del Corazón de Texas (Texas Heart Institute)». [En línea]. Disponible en: [http://www.texasheart.org/HIC/Topics\\_Esp/Cond/arcat\\_sp.cfm](http://www.texasheart.org/HIC/Topics_Esp/Cond/arcat_sp.cfm). [Accedido: 04-jul-2017].
- [9] «Revisión Variabilidad.indd - revision\_variabilidad\_119\_124.pdf».
- [10] A. M. Climent, M. de la Salud Guillem, D. Husser, F. Castells, J. Millet, y A. Bollmann, «Poincaré surface profiles of RR intervals: a novel noninvasive method for the evaluation of preferential AV nodal conduction during atrial fibrillation», *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 56, n.º 2, pp. 433-442, feb. 2009.
- [11] «Base de datos MIT-BIH arritmia – Blood & Pressure».
- [12] «PRISMA». [En línea]. Disponible en: <http://www.prisma-statement.org/PRISMAStatement/PRISMAStatement.aspx>. [Accedido: 01-jun-2017].
- [13] S. K. Jain y B. Bhaumik, «An Energy Efficient ECG Signal Processor Detecting Cardiovascular Diseases on Smartphone», *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.*, vol. 11, n.º 2, pp. 314-323, abr. 2017.
- [14] Q. Zhang, D. Zhou, y X. Zeng, «Highly wearable cuff-less blood pressure and heart rate monitoring with single-arm electrocardiogram and photoplethysmogram signals», *Biomed. Eng. Online*, vol. 16, n.º 1, p. 23, feb. 2017.
- [15] M. R. Arefin, K. Tavakolian, y R. Fazel-Rezai, «QRS complex detection in ECG signal for wearable devices», *Conf. Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. Annu. Conf.*, vol. 2015, pp. 5940-5943, 2015.
- [16] E. Prabhakararao y M. S. Manikandan, «Efficient and robust ventricular tachycardia and fibrillation detection method for wearable cardiac health monitoring devices», *Healthc. Technol. Lett.*, vol. 3, n.º 3, pp. 239-246, sep. 2016.
- [17] K.-Y. Choo *et al.*, «Android based self-diagnostic electrocardiogram system for mobile healthcare», *Technol. Health Care Off. J. Eur. Soc. Eng. Med.*, vol. 23 Suppl 2, pp. S435-442, 2015.

- [18] C. Y. Lim, K. J. Jang, H.-W. Kim, y Y. H. Kim, «A wearable healthcare system for cardiac signal monitoring using conductive textile electrodes», *Conf. Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. Annu. Conf.*, vol. 2013, pp. 7500-7503, 2013.
- [19] V. P. Rachim y W.-Y. Chung, «Wearable Noncontact Armband for Mobile ECG Monitoring System», *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.*, may 2016.
- [20] W. Von Rosenberg, T. Chanwimalueang, V. Goverdovsky, D. Looney, D. Sharp, y D. P. Mandic, «Smart Helmet: Wearable Multichannel ECG and EEG», *IEEE J. Transl. Eng. Health Med.*, vol. 4, p. 2700111, 2016.
- [21] Z. Yang, Q. Zhou, L. Lei, K. Zheng, y W. Xiang, «An IoT-cloud Based Wearable ECG Monitoring System for Smart Healthcare», *J. Med. Syst.*, vol. 40, n.º 12, p. 286, dic. 2016.
- [22] J. Sakuma, D. Anzai, y J. Wang, «Performance of human body communication-based wearable ECG with capacitive coupling electrodes», *Healthc. Technol. Lett.*, vol. 3, n.º 3, pp. 222-225, sep. 2016.
- [23] M. Elgendi, B. Eskofier, S. Dokos, y D. Abbott, «Revisiting QRS detection methodologies for portable, wearable, battery-operated, and wireless ECG systems», *PloS One*, vol. 9, n.º 1, p. e84018, 2014.
- [24] Y. H. Noh y D. U. Jeong, «Implementation of a data packet generator using pattern matching for wearable ECG monitoring systems», *Sensors*, vol. 14, n.º 7, pp. 12623-12639, jul. 2014.
- [25] T. Torfs *et al.*, «Clinical validation of a low-power and wearable ECG patch for long term full-disclosure monitoring», *J. Electrocardiol.*, vol. 47, n.º 6, pp. 881-889, dic. 2014.
- [26] X. Zhang y Y. Lian, «A 300-mV 220-nW event-driven ADC with real-time QRS detection for wearable ECG sensors», *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.*, vol. 8, n.º 6, pp. 834-843, dic. 2014.
- [27] P. K. Sahoo, H. K. Thakkar, y M.-Y. Lee, «A Cardiac Early Warning System with Multi Channel SCG and ECG Monitoring for Mobile Health», *Sensors*, vol. 17, n.º 4, mar. 2017.
- [28] M. Risk, V. Bril, C. Broadbridge, y A. Cohen, «Heart rate variability measurement in diabetic neuropathy: review of methods», *Diabetes Technol. Ther.*, vol. 3, n.º 1, pp. 63-76, 2001.
- [29] J. Allen, «Short term spectral analysis, synthesis, and modification by discrete Fourier transform», *IEEE Trans. Acoust. Speech Signal Process.*, vol. 25, n.º 3, pp. 235-238, jun. 1977.
- [30] «Advanced Methods and Tools for ECG Data Analysis - Gari Clifford, Francisco Azuaje and Patrick McSharry». [En línea]. Disponible en: <http://www.mit.edu/~gari/ecgbook.html>. [Accedido: 10-jun-2017].
- [31] Clifford GD, Liu CY, Moody B, Lehman L, Silva I, Li Q, Johnson AEW, Mark RG, «AF classification from a short single lead ECG recording: The Physionet Computing in Cardiology Challenge 2017.», *Comput. Cardiol. 2017*.
- [32] R. Couceiro, P. Carvalho, J. Henriques, M. Antunes, M. Harris, y J. Habetha, «Detection of Atrial Fibrillation using model-based ECG analysis», en *2008 19th International Conference on Pattern Recognition*, 2008, pp. 1-5.
- [33] «Der Titel der Arbeit - HongYing.pdf».
- [34] Q. Li, R. G. Mark, y G. D. Clifford, «Robust heart rate estimation from multiple asynchronous noisy sources using signal quality indices and a Kalman filter», *Physiol. Meas.*, vol. 29, n.º 1, pp. 15-32, ene. 2008.

## Bibliografía

Aragoncillo, P. (2009). Anatomía del corazón. En: A. López y C. Macaya, ed., *Libro de la salud cardiovascular del Hospital Clínico San Carlos y la Fundación BBVA*, 1ª edición. [En línea] Bilbao. Disponible en: <http://www.fbbva.es> [Fecha de consulta: marzo de 2016].

Arevalo, H., et al. (2016). Arrhythmia risk stratification of patients after myocardial infarction using personalized heart models. *Nature communications*.

Matiz, H., Gutierrez, O., Duque, M. y Gómez, A. (1991). *Arritmias ventriculares*. Guías de práctica clínica basadas en la evidencia.

Rodríguez Sinovas, A. y Cinca, J. (1999). Muerte súbita (II) Isquemia miocárdica y arritmias ventriculares en modelos experimentales: mecanismos desencadenantes. *Revista Española de Cardiología*, [En línea] 52(10). Disponible en: <http://www.revvespcardiol.org> [Fecha de consulta: marzo de 2017].

Alonso Atienza, F. (2008). *Estudio de los mecanismos de las arritmias cardíacas mediante modelado y procesado robusto digital de señal*. Licenciatura. Universidad Carlos III de Madrid.



## ANEXO

### Artículos excluidos en la revisión sistemática:

Criterio de exclusión	Título
4	Significance of a negative sinus P wave in lead V2 of the clinical electrocardiogram.
4	Fragmented QRS as a Marker of Electrical Dyssynchrony to Predict Inter-Ventricular Conduction Defect by Subsequent Echocardiographic Assessment in Symptomatic Patients of Non-Ischemic Dilated Cardiomyopathy.
4	Pilot Study Analyzing Automated ECG Screening of Hypertrophic Cardiomyopathy.
4	Electrocardiographic Intervals Associated with Incident Atrial Fibrillation: Dissecting the QT-interval.
4	Quantification of the first-order high-pass filter's influence on the automatic measurements of the electrocardiogram.
4	Cardiac Signals Are Independently Associated with Temporal Discounting and Time Perception.
1	Association of Implementation of Practice Standards for Electrocardiographic Monitoring With Nurses' Knowledge, Quality of Care, and Patient Outcomes: Findings From the Practical Use of the Latest Standards of Electrocardiography (PULSE) Trial.
4	Fast time-varying linear filters for suppression of baseline drift in electrocardiographic signals.
8	Avoiding sports-related sudden cardiac death in children with congenital channelopathy : Recommendations for sports activities.
8	Analysis of a cardiovascular model for the study of the autonomic response of Brugada syndrome patients.
8	Fever-Induced Brugada Pattern Misdiagnosed as an Acute Myocardial Infarction.
8	Heart rate complexity analysis in Brugada syndrome during physical stress testing.
4	Electrocardiographic assessments and cardiac events after fingolimod first dose - a comprehensive monitoring study.
7	Time to Reperfusion in ST-Segment Elevation Myocardial Infarction Patients With vs. Without Pre-Hospital Mobile Telemedicine 12-Lead Electrocardiogram Transmission.
4	Wavelet-based unsupervised learning method for electrocardiogram suppression in surface electromyograms.

5	Noninvasive ambulatory measurement system of cardiac activity.
4	Evaluation of cardiac signals using discrete wavelet transform with MATLAB graphical user interface.
4	A Heart Rate Variability Analysis System for Short-term Applications
4	An online algorithm for least-square spectral analysis: Applied to time-frequency analysis of heart rate.
3	PULSE-SMART: Pulse-Based Arrhythmia Discrimination Using a Novel Smartphone Application.
4	Quick detection of QRS complexes and R-waves using a wavelet transform and K-means clustering.
4	Real time QRS complex detection using DFA and regular grammar.
4	REM sleep estimation based on autonomic dynamics using R-R intervals
3	Smartphone-based arrhythmia monitoring.
5	Technology Assessment: Early Sense for Monitoring Vital Signs in Hospitalized Patients.
4	Toward continuous ambulatory monitoring using a wearable and wireless ECG- recording system: a study on the effects of signal quality on arrhythmia detection.
4	A joint QRS detection and data compression scheme for wearable sensors.
3	A wearable healthcare system for cardiac signal monitoring using conductive textile electrodes.
4	Noise-tolerant instantaneous heart rate and R-peak detection using short-term autocorrelation for wearable healthcare systems.
4	A real-time approach for heart rate monitoring using a Hilbert transform in seismocardiograms.
6	Low-cost wireless sensor networks for remote cardiac patients monitoring applications

**Tabla 23 - Artículos Excluidos.**