

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



PONTIFICIA
UNIVERSIDAD
CATÓLICA
DEL PERÚ

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA INALÁMBRICO
DE DETECCIÓN Y ALERTA DE FIBRILACIÓN
AURICULAR EN PACIENTES POSTRADOS EN CAMA

Tesis para optar el Título de Ingeniero Electrónico, que presenta el bachiller:

Alvaro Enrique Vásquez Cahua

ASESOR: Eduardo Toledo Ponce

Lima, diciembre del 2015

RESUMEN

La Fibrilación Auricular es la arritmia más comúnmente diagnosticada en la práctica clínica. Consiste en la actividad anárquica de las aurículas del corazón, lo cual genera ritmos irregulares en el corazón. Si esta arritmia no es diagnosticada a tiempo, puede acarrear consecuencias potencialmente letales; unas de sus repercusiones más peligrosas son los mortales ataques cerebrales. Sin embargo, esta arritmia suele presentarse asintomática, y en la mayoría de los casos no es detectada de manera precoz. Los métodos de diagnóstico utilizados en Instituciones de Salud a nivel nacional carecen de un sistema de monitoreo continuo y alerta de detección de estas arritmias.

El presente trabajo de tesis consiste en el diseño e implementación de un sistema capaz de realizar la adquisición de una derivación de la señal electrocardiográfica de pacientes en estado de postración, vulnerables al desarrollo de fibrilación auricular, y que pueda analizar características anómalas de esta señal atribuibles a esta arritmia y emitir una alerta al médico de cabecera del paciente advirtiendo dicha ocurrencia utilizando tecnología celular.

El sistema desarrollado consiste en un circuito de adquisición y acondicionamiento de la señal ECG, de un sistema de detección de fibrilación auricular basado en la irregularidad de los intervalos RR, de la digitalización de la señal ECG, de un sistema de alerta de fibrilación auricular así como un botón de alerta que el usuario podrá accionar para advertir alguna molestia; asimismo, comprende de un sistema de comunicación inalámbrica vía Bluetooth con un Smartphone y la aplicación desarrollada en Sistema Operativo Android que mandará ejecutar las acciones de envío de SMS, de la generación de una imagen con la señal ECG en el momento de la detección, así como de adjuntar dicha imagen en una ventana de correo electrónico dirigida hacia el médico encargado de analizar dicha señal.

Para poder expresar cuantitativamente los ritmos irregulares durante la fibrilación auricular con el algoritmo implementado, se hizo uso de las bases de datos de *Physionet*. Del mismo modo, las pruebas de funcionamiento del sistema íntegro se realizaron con el Simulador de Pacientes *TechPatient* de *He Instruments*, con el que se simularon señales ECG con ritmo sinusal normal, así como con fibrilación auricular y otras arritmias.

FACULTAD DE
 CIENCIAS E
 INGENIERÍA

 PONTIFICIA
 UNIVERSIDAD
 CATÓLICA
 DEL PERÚ

TEMA DE TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO DE INGENIERO ELECTRÓNICO

Título : DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA
 INALÁMBRICO DE DETECCIÓN Y ALERTA DE
 FIBRILACIÓN AURICULAR EN PACIENTES POSTRADOS EN
 CAMA

Área : Bioingeniería ~~1314~~

Asesor : Ing. Eduardo Toledo Ponce

Alumno : Alvaro Enrique Vásquez Cahua

Código : 20102679

Fecha : 28 de agosto de 2015


Descripción y Objetivos

Las arritmias son anomalías en el correcto funcionamiento del sistema eléctrico del corazón, y de no ser detectadas oportunamente, pueden devenir en enfermedades cardiovasculares: la principal causa de muerte en el mundo según la Organización Mundial de la Salud.

La fibrilación auricular (FA) es la arritmia más comúnmente diagnosticada en la práctica clínica y afecta directamente a casi el 1% de la población mundial, el riesgo de padecerla aumenta progresivamente con la edad, pero ciertas características de personas en estado de postración pueden favorecer su desarrollo; una de sus principales consecuencias es la formación de coágulos de sangre, lo cual genera el riesgo de padecer derrame cerebral.

Sin embargo, es un mal que generalmente no es tratado a tiempo debido a su carácter – muchas veces – asintomático y porque su detección es complicada debido a la corta duración de las pruebas diagnósticas tradicionales utilizadas en la práctica clínica.

El objetivo de esta tesis es diseñar e implementar un sistema que sea capaz de monitorear una señal electrocardiográfica (ECG) en personas en estado de postración y detectar características anómalas de esta señal atribuibles a la fibrilación auricular y que pueda emitir una alerta vía SMS a un familiar o médico de cabecera informando esta ocurrencia.

El desarrollo de esta tesis implica: la implementación del circuito de adquisición de la señal ECG para una derivación, el desarrollo del sistema de detección de FA y la implementación del sistema de comunicación inalámbrico que enviará una alerta vía SMS al receptor luego de detectado el evento de FA; asimismo, luego de esta detección, se podrá enviar la señal adquirida por el sistema desarrollado al receptor.

 MÁXIMO 50 PÁGINAS

 PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
 FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA


 M. Sc. ING. MIGUEL ÁNGEL CATANO SÁNCHEZ
 Coordinador de la Especialidad de Ingeniería Electrónica



FACULTAD DE
CIENCIAS E
INGENIERÍA



PONTIFICIA
UNIVERSIDAD
CATÓLICA
DEL PERÚ

TEMA DE TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO DE INGENIERO ELECTRÓNICO

Título : DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA
INALÁMBRICO DE DETECCIÓN Y ALERTA DE
FIBRILACIÓN AURICULAR EN PACIENTES POSTRADOS EN
CAMA

Índice

Introducción

1. Marco problemático y estado del arte
2. Marco teórico y metodología de diseño
3. Diseño y desarrollo del sistema
4. Pruebas de funcionamiento y resultados

Conclusiones

Recomendaciones

Bibliografía

Anexos



PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA
M. Sc. Ing. MIGUEL ANGEL CATANO SANCHEZ
Coordinador de la Especialidad de Ingeniería Electrónica



MÁXIMO 50 PÁGINAS

A Dios, porque hasta aquí, Él estuvo
conmigo.

A mis padres, por su apoyo y
dedicación.



ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO 1. MARCO PROBLEMÁTICO Y ESTADO DEL ARTE	2
1.1. Arritmias y Fibrilación Auricular	2
1.2. Prevalencia de la Fibrilación Auricular en el mundo	2
1.2.1. Estudios Europeos	2
1.2.2. Estudios Americanos	4
1.2.3. Estudios Peruanos	4
1.3. Pacientes Postrados en Cama	5
1.4. Problemática	6
1.4.1. Signos y Síntomas de las Arritmias	6
1.4.2. Métodos de Detección de la Fibrilación Auricular	6
1.4.3. Consecuencias de la Fibrilación Auricular	7
1.4.4. Costos	7
1.5. Justificación	8
1.6. Objetivos	9
1.6.1. Objetivo General	9
1.6.2. Objetivos Específicos	9
1.7. Alcance	9
1.8. Estado del Arte de Sistemas de Detección Remota de Arritmias	9
CAPÍTULO 2. MARCO TEÓRICO Y METODOLOGÍA DE DISEÑO	13
2.1. Fisiología Eléctrica del Corazón	13
2.1.1. Anatomía del Corazón	13
2.1.2. Sistema de Conducción Cardíaco	13
2.2. Derivaciones Electrocardiográficas	14
2.2.2. Ondas e Intervalos	15
2.2.3. ECG de la Fibrilación Auricular	16
2.3. Metodología de Diseño	17
2.3.1. Algoritmos de Detección de Fibrilación Auricular	17
2.3.1.1. Actividad Auricular (AA)	17
2.3.1.1.1. Dominio del tiempo	17
2.3.1.1.2. Dominio de la frecuencia	18
2.3.1.2. Irregularidad de Intervalos RR (IRR)	18
2.3.2. Tecnologías de Alerta Remota	20

CAPÍTULO 3. DISEÑO Y DESARROLLO DEL SISTEMA	22
3.1. Electroodos	22
3.2. Acondicionamiento de señales bioeléctricas	24
3.2.1. Características	24
3.2.2. Ruidos e Interferencias	24
3.3. Etapa de Adquisición de la señal ECG	26
3.3.1. Amplificación de Instrumentación	26
3.3.2. AD8232	27
3.4. Unidad de Control.....	34
3.4.1. Detección de Complejo QRS	35
3.4.1.1. Filtro QRS	35
3.4.1.2. Circuito Umbral	37
3.4.1.3. Comparador.....	38
3.4.1.4. Monoestable	39
3.4.2. Etapa de Decisión	39
3.4.3. Etapa de Conversión Analógico-Digital (ADC).....	42
3.5. Botón de Alerta	43
3.6. Elección del Microcontrolador	44
3.8. Etapa de Comunicación	45
3.9. Programación del microcontrolador.....	46
3.10. Etapa de Alimentación.....	51
3.11. Aplicación Móvil	55
CAPÍTULO 4. PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO Y RESULTADOS	57
4.1. Pruebas de las etapas independientes.....	57
4.1.1. Pruebas de etapa de alimentación.....	57
4.1.2. Pruebas de Etapa de Adquisición	57
4.1.3. Pruebas de Etapa de Detección de Complejos QRS.....	58
4.1.4. Pruebas de Etapa de Decisión.....	60
4.1.5. Pruebas de Etapa de Comunicación y Aplicación Móvil.....	61
4.2. Pruebas del Sistema	62
4.2.1. Pruebas con señales en Ritmo Sinusal.....	62
4.2.2. Pruebas con señales con FA	63
4.2.3. Pruebas con otras arritmias.....	64
CONCLUSIONES.....	65
RECOMENDACIONES.....	66
BIBLIOGRAFÍA	68

INTRODUCCIÓN

Las arritmias son anomalías en el correcto funcionamiento del sistema eléctrico del corazón. Las cuatro cámaras del corazón por lo general laten con un patrón estable y rítmico. La presencia de arritmias es peligrosa para quien las padece y de no ser tratadas a tiempo pueden devenir en enfermedades cardiovasculares (ECV) que traerán consecuencias fatales y podrían producir la muerte [1].

La Fibrilación Auricular (FA) sucede cuando las aurículas, que son las cámaras superiores del corazón, tiemblan, lo cual genera un ritmo cardíaco rápido e irregular. Esta arritmia en sí no es peligrosa; sin embargo, si no recibe el tratamiento oportuno, sus efectos secundarios pueden ser potencialmente letales [1].

La FA es la arritmia más comúnmente diagnosticada en la práctica clínica, afecta directamente a casi el 1% de la población mundial, siendo más común en personas ancianas, afectando a casi el 10% de sujetos octogenarios [2].

Existe una considerablemente importante cantidad de tiempo entre la aparición de la FA y las complicaciones consecuentes de estas; sin embargo, no suele detectarse a tiempo, muchas veces debido a su carácter asintomático, o porque simplemente sus signos pasan inadvertidos por quien las padece.

La evolución de los pacientes con FA, y en general con enfermedad arrítmica requiere un seguimiento médico constante, lo cual implica la estancia del paciente en una instalación hospitalaria. Los equipos de monitoreo cardíaco que utilizan estas unidades obligan al paciente a estar confinado a estos por largos períodos de tiempo. Los métodos de diagnóstico actuales utilizados en Instituciones de Salud a nivel nacional carecen de monitoreo en tiempo real para periodos prolongados, y solamente se puede acceder a ellos solicitando atención clínica, la cual suele ser muy costosa y prolongada, características que se acrecientan cuando el diagnóstico no es precoz, que es lo que suele suceder en la mayoría de casos.

Ante este contexto, el presente trabajo de tesis plantea realizar el diseño e implementación de un dispositivo que adquiera las señales eléctricas del corazón, las procese, y sea capaz de detectar en tiempo real y emitir una alerta remota ante la ocurrencia de FA en pacientes postrados en cama.

Se espera que la presente tesis sirva de base para futuras investigaciones que pretendan complementar lo diseñado para personas en actividad y movimiento, así como para otros tipos de eventos cardiovasculares.

CAPÍTULO 1. MARCO PROBLEMÁTICO Y ESTADO DEL ARTE

1.1. Arritmias y Fibrilación Auricular

Las arritmias se definen como cualquier ritmo que no está dentro de los valores convencionalmente normales del corazón. El ritmo cardiaco tiene un origen eléctrico y es el que origina una frecuencia cardiaca que oscila entre 60 y 100 latidos por minuto en un corazón sano. Las arritmias son anomalías en ese ritmo natural del corazón que se deben a posibles malos funcionamientos de los órganos del corazón como las aurículas o ventrículos, los cuales son los responsables de, mediante contracciones secuenciales coordinadas, bombear la sangre del corazón hacia el resto del cuerpo [3].

La fibrilación auricular es la arritmia más frecuente en la práctica clínica, y se produce por una activación desordenada del tejido auricular; esta activación anárquica origina que las aurículas no se contraigan de manera normal y regular; sino de forma rápida e irregular; estas contracciones no generarán suficiente energía para bombear sangre a los ventrículos, lo cual producirá que estos se contraigan, también, de manera irregular. Esto origina que la sangre se acumule en las aurículas, lo cual favorece la formación de coágulos que pueden salir del corazón siguiendo la circulación sanguínea hasta obstruir alguna arteria del cuerpo. De no tratarse de manera oportuna, las consecuencias pueden ser atroces siendo una de las principales la embolia mejor conocida como derrame cerebral [2, 3, 4].

1.2. Prevalencia de la Fibrilación Auricular en el mundo

La fibrilación auricular (FA) es la arritmia cardiaca sostenida más frecuente en la práctica clínica: afecta aproximadamente al 1% de la población [2]. Estudios han revelado que la FA está estrechamente ligada a la edad y a la presencia de algunas cardiopatías [5]. A continuación, se presentan algunos estudios importantes sobre la prevalencia de la FA alrededor del mundo.

1.2.1. Estudios Europeos

- En Holanda, en el año 1990 se inició el estudio de Rotterdam, el cual analizó durante 7 años la incidencia de FA en una población de 7,983 pacientes mayores de 55 años. La prevalencia obtenida fue del 5.5% en la población total: el 0.7% en el grupo de entre 55 a 59 años; y el 17.8% en el grupo de mayores de 85 años [6].
- En el año 1999, el estudio español CARDIOTENS basó sus análisis en pacientes que acudían a consultas de atención primaria o de cardiología, el resultado de este estudio fue una prevalencia en el total de la población del 4.8%: Desde un

1% en los pacientes menores de 50 años hasta el 11.1% en mayores de 80 años [7].

- En el año 2001, el estudio REGICOR (Registro Gerundense del Corazón) en España, realizado en población elegida aleatoriamente, pero excluyendo a mayores de 74 años, observó una prevalencia de esta arritmia del 0.7% [8].
- En España, también, en el año 2007 se llevó a cabo el estudio PREV-ICTUS, el cual analizó el ECG de 7,108 pacientes mayores de 60 años, y concluyó en un 8.5% de sujetos con FA: Esta prevalencia aumentaba desde el 4.5% en el grupo de 60-64 años, hasta el 16.5% en los mayores de 85 años [9].
- En el año 2010, se publicó el estudio FAMA realizado en Portugal, el cual analizó la prevalencia de FA en 10,447 personas escogidas de manera aleatoria. La prevalencia de FA en toda la población fue del 2.5% [10].
- El estudio ESFINGE publicado en el año 2012 analizó la prevalencia de FA en pacientes españoles mayores de 70 años hospitalizados en unidades de medicina interna o de geriatría. La prevalencia total fue del 31.3% [11].
- También en el año 2012, el estudio Val-FAAP (Valoración de Fibrilación Auricular en Pacientes de Atención Primaria) analizó la prevalencia de FA en pacientes tratados en unidades de atención primaria en España, un total de 119,526 sujetos durante 5 días consecutivos. En total, un 6.1% presentaba FA; en este estudio, también se observó un incremento en la presencia de FA con la edad: aproximadamente 0.3% en menores de 35 años hasta 11% en el rango 68-72 años; 14.4% en el rango 73-79 años; y 17.6% en mayores de 80 [12].
- El estudio OFRECE (Observación de Fibrilación Auricular y Enfermedad Coronaria en España) de la Agencia de Investigación de la Sociedad Española de Cardiología se inició en 2009 y desde entonces viene analizando a más de 8400 sujetos mayores de 40 años que se atienden por consultas de atención primaria seleccionados de manera aleatoria en algunos centros de salud. El 4.9% presentaba FA: el 0.3% en la población de 40 a 49 años; el 1% en la de 50-59 años; el 4.6% en la de 60-69 años; el 9.3% en la de 70-79 años; y casi el 18% en mayores de 80 años [13].

De esta serie de estudios, se observa una relación creciente entre la prevalencia de FA con la edad; asimismo, muchos de estos estudios han apuntado a estudiar esta prevalencia en pacientes hospitalizados o tratados en servicios de atención primaria, llegándose a obtener porcentajes mayores que corroboran la premisa de que la inactividad física promueve el desarrollo de arritmias como la FA.

1.2.2. Estudios Americanos

- El Estudio de Framingham fue el primer estudio realizado a gran escala, que inició en 1948. Este estudio advirtió que la prevalencia de FA en los habitantes del suburbio Framingham del estado de Massachusetts, de una población de 5,209 habitantes, era del 0.4-1% en la población general, pero que aumentaba de manera progresiva con la edad llegando a cantidades del 8% en adultos mayores de 80 años [14].
- El estudio ATRIA aplicado a 1.89 millones de estadounidenses adultos entre los años 1996 y 1997 reveló lo siguiente: la prevalencia de FA fue desde el 0.1% en menores de 55 años hasta un 9% en los mayores de 80 años [15].

Estos estudios, así como los europeos descritos anteriormente, revelan la relación creciente que existe entre la prevalencia de FA con la edad.

La figura 1.1 muestra las prevalencias de FA obtenidas en sendos grupos de estudios, y su relación con la edad.

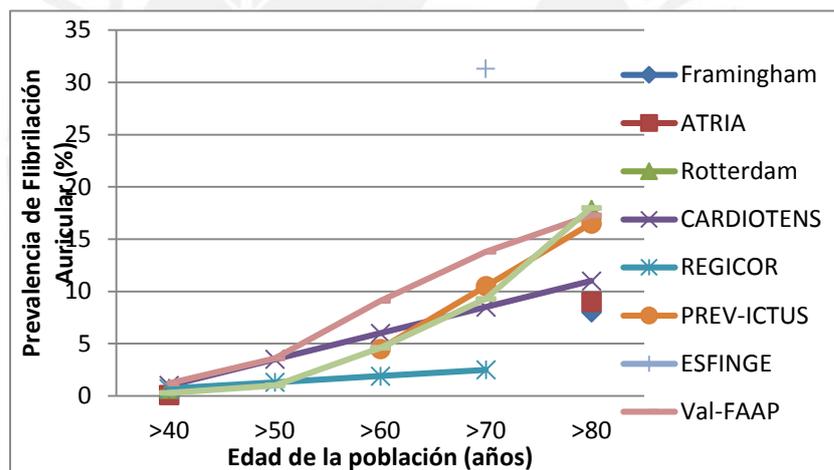


Figura 1. 1. Prevalencias de FA aproximadas según rango de edades de los estudios americanos y europeos presentados [Elaboración propia basada en 6-15].

1.2.3. Estudios Peruanos

En el Perú, es muy corta la información que se tiene sobre la prevalencia de FA; sin embargo, un estudio publicado en el 2007 orientado a observar la prevalencia de esta arritmia en pacientes hospitalizados por enfermedades cerebrovasculares (ECV) en 2 hospitales del interior del país brinda una idea de cuántas personas con ECV, y con evidente estado de postración, padecen esta arritmia: El resultado fue del 13.2% con una edad media de 79.72 años; mayor que la media de las que no la tenían: 65.75 años [16].

Adicionalmente a esto, hay estudios que indican que dentro de 50 años, esta prevalencia podría duplicarse, incrementándose hasta 10 millones de nuevos casos

en todo el mundo; esto debido al envejecimiento estimado de la población [2, 14, 15, 17].

En resumen, la fibrilación auricular es la arritmia cardíaca más comúnmente diagnosticada. Es más común en personas de mayor edad que en los más jóvenes: la prevalencia en personas octogenarias puede superar el 10%, y se presenta en mayor proporción en personas hospitalizadas o con otro tipo de enfermedades.

1.3. Pacientes Postrados en Cama

Actualmente, las personas postradas en cama comprenden adultos mayores, jóvenes y niños, siendo el primer grupo el más común. Es frecuente que los adultos mayores presenten enfermedades transitorias o permanentes, que los obligan a permanecer en cama. Las causas más comunes son afecciones neurológicas como la demencia o los accidentes cerebrovasculares (ACV), los cuales están ampliamente relacionados con el desarrollo de FA, como algunos estudios lo han destacado [11, 18]. En el Perú, un estudio indicó que la prevalencia de FA en pacientes hospitalizados por ACV es del 13.2% [16].

Estos pacientes requieren cuidado las 24 horas del día, y la necesidad de estar constantemente alerta por si manifiestan algún malestar; estas ocurrencias solo serán detectadas por el cuidador del paciente cuando este las manifieste comunicándoselas. Sin embargo, en el caso de las arritmias, y especialmente en la FA que aparece por intervalos discontinuos de tiempo, es poco común que las personas que las padezcan puedan sentir síntomas de su presencia [19].

La FA es una arritmia muy común en pacientes que han sido sometidos a cirugía cardíaca y aproximadamente uno de cada cinco pacientes que han ingresado a unidades de cuidado intensivo desarrollarán dicha arritmia. Por esto, expertos del American Heart Association recomiendan un monitoreo continuo de estos pacientes, que tienen alto riesgo de desarrollar FA [20].

A todo esto, se le suma el hecho de que el estado de postración produce un evidente estilo de vida sedentario, lleno de inactividad física, el cual es uno de los principales factores atribuibles al desarrollo de arritmias [21]. Un estudio publicado en 2011 por la Sociedad Española de Cardiología, aplicado en pacientes asistidos en consultas de atención primaria, destacó que el 53% de los afectados por FA presentaban un estilo de vida sedentario [12].

Por todo lo mencionado anteriormente, se concluye que el paciente postrado en cama pertenece a una población vulnerable al desarrollo de FA y muchos de estos requerirán un monitoreo continuo para la detección de esta arritmia o eventos similares para su oportuno tratamiento.

1.4. Problemática

1.4.1. Signos y Síntomas de las Arritmias

Las manifestaciones físicas que son signos de la presencia de arritmias en el individuo dependen del tipo de arritmia y para cada una pueden ser, también, variables: algunas son asintomáticas, otras producen molestias pequeñas, y otras devienen en repercusiones muy importantes. Muchas arritmias no producen síntomas y son un hallazgo casual cuando se practican exámenes especializados orientados al corazón [22].

Algunas personas que padecen FA experimentan palpitaciones, dificultad en la respiración, mareo y fatiga; síntomas que pueden ser atribuibles a otros factores o, simplemente, no tomados muy en cuenta [23].

Sin embargo, gran parte de los sujetos con FA no presenta síntomas y esta condición es inadvertida hasta que es descubierta durante un examen físico [24]

1.4.2. Métodos de Detección de la Fibrilación Auricular

La prueba diagnóstica más común es el electrocardiograma: al paciente se le coloca un conjunto de electrodos superficiales en el cuerpo conectados a un equipo llamado electrocardiógrafo, que registra de forma gráfica la actividad eléctrica del corazón, que luego es interpretada por un especialista. Este procedimiento suele realizarse con el paciente acostado en una cama y tiene una corta duración de aproximadamente 5 minutos, tiempo que se puede extender a unos 20 minutos si es que no se obtuviera información suficiente en el reducido tiempo. Las pruebas de electrocardiograma solamente registran la actividad eléctrica cardíaca en el momento en que se está realizando el análisis; y por lo tanto, solo muestran si existen arritmias en ese único y reducido momento [25].

Otro método tradicional es la colocación del Holter, un dispositivo que registra la actividad eléctrica del corazón durante un periodo de tiempo más prolongado. El paciente lleva puesto este equipo mientras realiza su rutina habitual, y luego de transcurrido el periodo establecido, que generalmente es entre 1 a 3 días, este es entregado a un especialista quien se encargará de interpretar los resultados obtenidos. Si bien es cierto que la extensión de tiempo de este método reduce la posibilidad de no detectar algunas arritmias; la detección de estas no se realiza en tiempo real, sino cuando haya terminado el tiempo de la prueba y el especialista haya terminado de interpretar los resultados [25].

Un tercer método es el Holter implantable, el cual es un método invasivo que busca resolver la limitante del tiempo al ser un equipo que hace un registro continuo de la señal electrocardiográfica, pero sigue teniendo la desventaja de que el análisis lo

hace un especialista a demanda del paciente y en tiempo no real. En la figura 1.2 se puede observar una imagen radiográfica de la zona torácica de un paciente al cual se le ha aplicado uno de estos equipos [26].



Figura 1. 2. Radiografía torácica que muestra el uso del Holter implantable [26]]

Estos 3 métodos requieren siempre la intervención de un especialista y de los equipos e instalaciones apropiados; por ello, lo más importante es que el paciente acuda a los Establecimientos de Salud, lo cual ocurre – casi siempre – solamente cuando la persona siente algún síntoma. Una publicación del 2012 de la revista electrónica MedWave detalló que hasta el 45% de los diagnósticos de FA son incidentales mediante hallazgos electrocardiográficos, siendo muy común en personas sin daño estructural aparente [18].

1.4.3. Consecuencias de la Fibrilación Auricular

Estén presentes sus síntomas o no, la FA produce una disminución considerable en la calidad de vida, una de las principales causas es el rendimiento físico limitado que acarrearán estos males; según un estudio aplicado en sujetos con FA, publicado por PubMed en el año 2007, una tercera parte de estos pacientes presenta temor o depresión en correlación significativa con la calidad de vida [27].

Por otro lado, de no atenderse oportunamente, pueden devenir en consecuencias fatales; así, la mortalidad entre sujetos con FA es alrededor del doble que entre las personas con ritmo cardíaco normal [28]. Una de las principales consecuencias directas de la fibrilación auricular es el derrame cerebral; de acuerdo con la American Heart Association, las personas con FA tienen 5 veces más posibilidades de tener un derrame cerebral que las personas que no la padecen. [22].

1.4.4. Costos

La FA es una condición costosa. Por mencionar algunos datos cuantitativos, los gastos médicos debido a FA en los E.E.U.U. son entre US\$ 10,100 y US\$ 14,200 anuales por paciente; y entre €400 y €3000 en Europa. De estos gastos, el 52%

representa costos por medicación, el 23% por controles y de consulta externa, el 9% en análisis de laboratorio y el 8% debido a ausencia laboral [29, 30, 31, 32].

1.5. Justificación

La Tabla 1.1 contiene los principales problemas, características y causas relacionados con la detección de la FA.

Tabla 1. 1. Problemas, Características y Causas relacionados con la detección de la FA [Elaboración propia basada en 18, 22, 23, 24, 27, 29, 30, 31, 32].

PROBLEMA	CARACTERÍSTICAS Y CAUSAS
Ocurrencia inadvertida	La FA se presenta muchas veces asintomática, y en otros casos se evidencian síntomas mucho tiempo luego de que esta empezó a producirse.
Pruebas diagnósticas ineficientes	<ul style="list-style-type: none"> • Exámenes de corta duración • Necesidad de médicos especialistas que analicen la señal electrocardiográfica • Detección no es en tiempo real • Necesidad de equipos especiales de alta demanda • Necesidad de acudir a establecimientos de salud
Consecuencias fatales	Desde disminución en la calidad de vida hasta riesgo de derrame cerebral y consecuencias mortales.
Gastos elevados	Gastos por tratamiento, consultas, análisis y pérdidas por ausentismo laboral.

Declarando la problemática, la fibrilación auricular es un mal que generalmente no es tratado a tiempo debido a su carácter – en muchas veces – asintomático; a esto se le suma el hecho de que su detección es complicada porque es un mal que suele aparecer esporádicamente y no de manera continua. Por todo esto, se plantea el desarrollo de un sistema que monitoree la señal ECG de pacientes postrados en cama, vulnerables al desarrollo de FA, y que sea capaz de alertar la ocurrencia de esta arritmia.

El presente trabajo de tesis busca continuar la investigación en la materia de la problemática indicada para poder diseñar e implementar un dispositivo que permita el análisis y detección de FA en tiempo real, de manera que esta ocurrencia pueda ser notificada a un médico de cabecera o un centro de atención médica y pueda iniciarse un tratamiento oportuno de forma inmediata que impida las consecuencias fatales de esta arritmia.

1.6. Objetivos

1.6.1. Objetivo General

Diseñar e implementar un sistema que sea capaz de monitorear las señales electrocardiográficas de un paciente postrado en cama, y que detecte anomalías en esta señal atribuibles a FA y envíe una alerta sobre esta ocurrencia utilizando tecnología celular.

1.6.2. Objetivos Específicos

- a) Selección de los sensores y componentes adecuados para la óptima detección de la señal ECG.
- b) Diseño e implementación del circuito de adquisición y acondicionamiento de la señal ECG.
- c) Selección del sistema de comunicación inalámbrico.
- d) Selección e implementación del algoritmo de detección de FA
- e) Desarrollo del sistema de control y comunicación.
- f) Desarrollo del mecanismo de alertas mediante tecnología celular.

1.7. Alcance

El presente trabajo consistirá en un dispositivo que permita la detección de FA en personas que tengan muy poca movilidad. La detección se realizará mediante el análisis de una derivación de la señal ECG; asimismo, para el envío de una alerta remota ante la ocurrencia de la fibrilación auricular se utilizará tecnología celular. Asimismo, el presente trabajo no contemplará la realización de pruebas clínicas con pacientes.

1.8. Estado del Arte de Sistemas de Detección Remota de Arritmias

- En el año 2008, investigadores australianos del School of Electrical and Computer Engineering presentaron un sistema móvil de análisis electrocardiográfico basado en un celular. Este sistema, mostrado en la figura 1.3, consta de un circuito de adquisición conectado directamente al paciente, el cual envía por línea telefónica esta información a una base de datos; adicionalmente incluye un algoritmo que procesaba la información del paciente y medía las variaciones en los latidos del corazón; cuando estos eran anómalos, pudiendo deberse a arritmias, se enviaba una alerta SMS al celular del médico, quien disponía de la base de datos del paciente que se alojaba en la nube y podía examinarla en el momento que se producía la alerta [33].

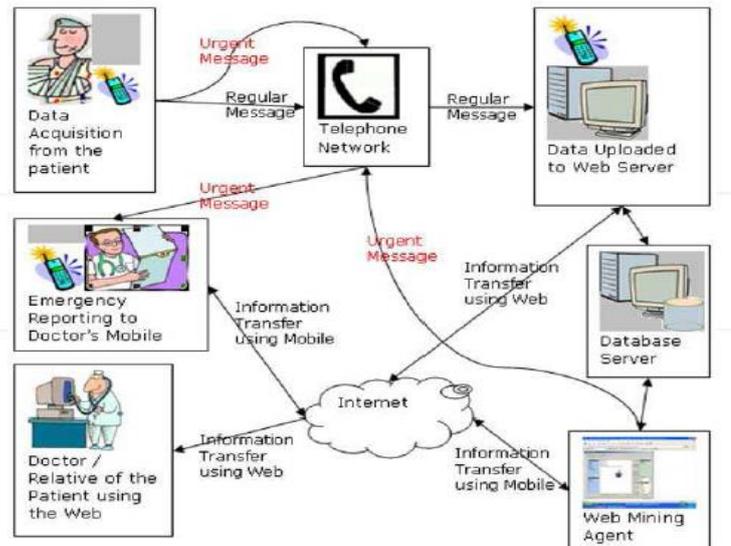


Figura 1. 3. Arquitectura del sistema de análisis móvil electrocardiográfico basado en un celular propuesto en [33]

- En el año 2011, se publicó un sistema para la detección inmediata de arritmias basado en la compresión de la señal ECG. El sistema constaba de un equipo de adquisición electrocardiográfica portátil con comunicación inalámbrica vía Bluetooth hacia el teléfono móvil del paciente; este encriptaba la señal ECG en paquetes que enviaba luego hacia una base de datos en un centro de servicio hospitalario. Las computadoras de dichas instalaciones eran las encargadas de detectar mediante un algoritmo ciertas anomalías en la señal encriptada, que pudieran deberse a arritmias cardiacas. Cuando se producía un evento anormal, una ambulancia era notificada para atender al paciente en cuestión. La arquitectura de este sistema planteado se muestra en la figura 1.4 [34].

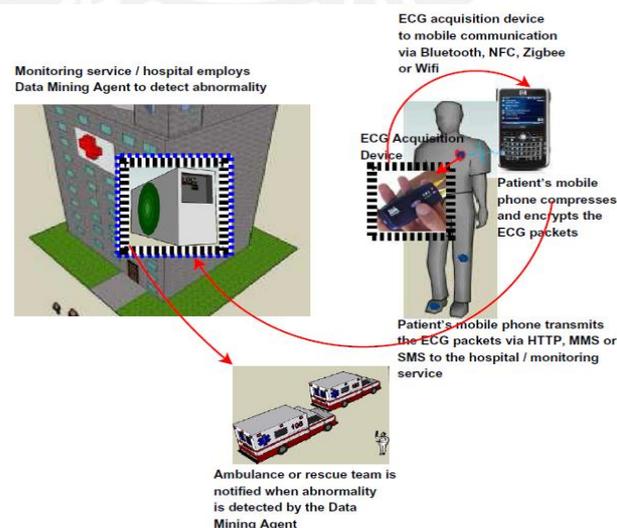


Figura 1. 4. Arquitectura de un sistema de detección remota de anomalías en el ECG [34]

- En el año 2011, el Journal of Innovations in Cardiac Rhythm Management presentó un detector de arritmias con un monitor cardíaco adherente que mediante un procesador integrado era capaz de detectar ritmos anómalos, logrando identificar la fibrilación auricular y otras arritmias; la señal del paciente se transmitía por un dispositivo móvil a la nube y se podía visualizar desde algún dispositivo conectado a internet. La arquitectura de este sistema es como se muestra en la figura 1.5 [35].



Figura 1. 5. Arquitectura de un dispositivo de detección de arritmias mediante un monitor cardíaco adherente [35]

- En el año 2012, en la patente US 2012/0209126 A1, Yairv Avraham Amos presentó un sistema para detectar arritmias cardíacas basado en los pulsos detectados por señales adquiridas en el dedo del paciente - y no una señal electrocardiográfica convencional - el cual es conectado a una computadora que detecta pulsos no normales y los clasifica como arritmias; estas señales son enviadas a la nube, donde el médico puede tener acceso a estas cuando se ha producido la alarma; esta arquitectura está descrita gráficamente en la figura 1.6 [36].

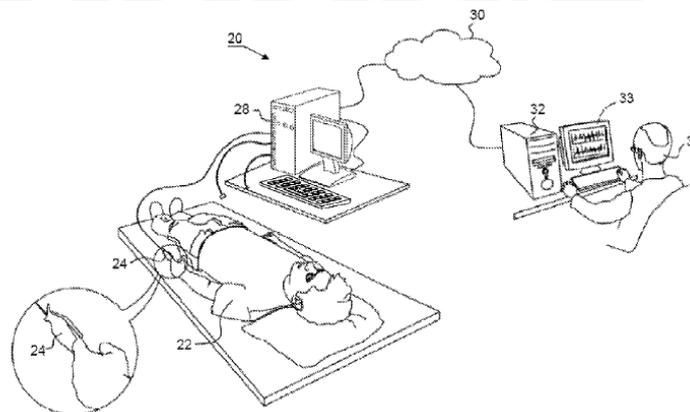


Figura 1. 6. Sistema para detectar arritmias basado en pulsos [36].

- En el año 2012, en el International Journal of Computer Applications, se presentó un sistema de detección de arritmias en una plataforma celular. La arquitectura de este sistema se muestra en la figura 1.6, y consta de un dispositivo de adquisición y filtrado de la señal electrocardiográfica, el cual transmite vía Bluetooth dicha

señal a un Smartphone, el cual sirve como visualizador de la señal, así como transmisor de la señal vía GPRS a un servidor que sirve como base de datos; al producirse una alarma, el sistema alerta vía SMS al médico, quien se encargará de analizar la señal del paciente de manera remota [37].



Figura 1. 7. Arquitectura de sistema de detección de arritmias con plataforma celular [37]



CAPÍTULO 2. MARCO TEÓRICO Y METODOLOGÍA DE DISEÑO

2.1. Fisiología Eléctrica del Corazón

2.1.1. Anatomía del Corazón

El corazón es el órgano central de todo el complejo cardiovascular que tiene por función originar y mantener la circulación de la sangre, este brinda la energía que permite a la sangre fluir a través del sistema sanguíneo del cuerpo humano.

La parte interna del corazón está dividida en dos partes incomunicadas entre sí; una derecha y una izquierda, la parte derecha envía la sangre sin oxígeno a los pulmones para que se oxigene; y la izquierda envía la sangre, ya oxigenada, al resto del cuerpo. Estas dos partes, a su vez, se subdividen en dos cavidades formando un total de cuatro; las dos situadas en la parte superior se llaman aurículas, y las dispuestas en la parte inferior, ventrículos [38].

2.1.2. Sistema de Conducción Cardíaco

Las aurículas y ventrículos del corazón, para sus precisas contracciones, necesitan de un sistema eléctrico especializado, el cual generará los impulsos eléctricos que provocarán las contracciones debidas para que la sangre sea bombeada por todo el cuerpo. La señal eléctrica se origina en el nódulo sinusal, conocido como el marcapasos natural del corazón, y en adultos sanos, es rítmico y con una frecuencia de aparición de 75 veces por minuto aproximadamente. El impulso viaja por las aurículas y se extiende hacia el nódulo aurículo-ventricular, donde sufre una pausa cercana a 0.1 segundos. Seguidamente, el impulso se disemina a través de unas fibras especializadas que se encuentran continuas al nodo aurículo-ventricular, estas fibras reciben el nombre de Haz de His. Cerca de esta zona, los ventrículos son estimulados y permiten el flujo de sangre hacia los pulmones y el resto del cuerpo [21, 39, 40].

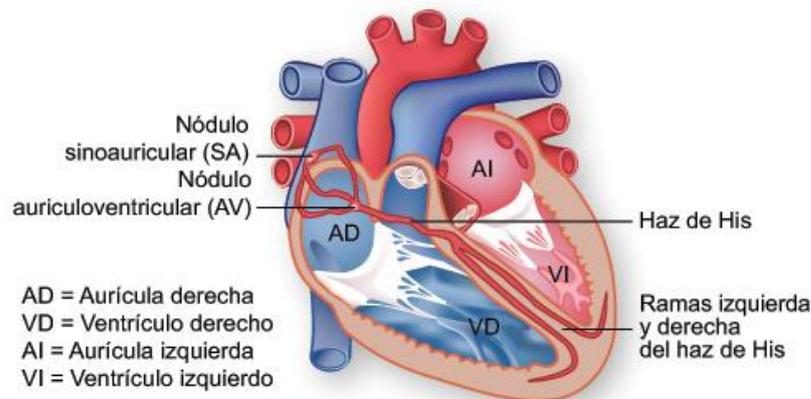


Figura 2. 1. Corazón humano y su sistema eléctrico [41]

2.2. Electrocardiograma

El electrocardiograma es un estudio no invasivo que se realiza con el fin de obtener el registro gráfico en tiempo real de la actividad eléctrica del corazón. Visualizando el electrocardiograma, se puede saber cómo está el funcionamiento de las cavidades del corazón, sus contracciones o despolarizaciones, sus expansiones o repolarizaciones, la dirección general del impulso eléctrico y si este se origina o no en el nodo sinusal, el ritmo cardiaco, entre otras características.

En una persona de buena salud sin problemas cardiacos, el ECG tiene una forma particular bien definida, esta señal es periódica con una frecuencia de entre 60 a 100 veces por minuto [25].

2.2.1 Derivaciones Electrocardiográficas

El registro de la señal mediante electrocardiograma variará dependiendo de la ubicación en la superficie corporal de los electrodos encargados de adquirir la señal. La actividad eléctrica del corazón se podría medir colocando electrodos en la superficie cardiaca atravesando las cavidades torácicas; de este modo, se obtendrían los potenciales directamente de su fuente de origen; sin embargo, por obvias razones esto no es viable. Por esto, se aprovecha la capacidad de la superficie corporal de conducir estos potenciales y se realizan las mediciones con electrodos, ya no de forma directa, sino de manera indirecta o derivada mediante electrodos colocados en la superficie corporal. Así, se denominan derivaciones a las diferentes conexiones entre cada par de electrodos, para una derivación bipolar; o entre un punto virtual y un electrodo, en lo que se llama derivaciones monopolares [42].

Las distintas derivaciones sirven para tener un punto de vista diferente de la misma actividad eléctrica del corazón; es por ello que no deben ser analizadas por separado, sino en conjunto para tener una información más completa de lo que está sucediendo.

En la práctica clínica, un electrocardiograma está constituido de manera estándar por doce derivaciones, las cuales se mencionan en la figura 2.2.

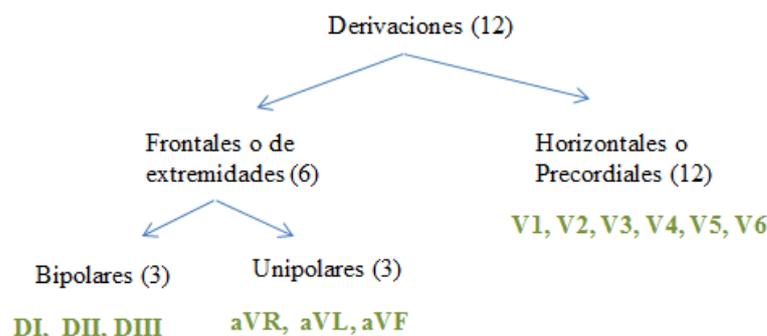


Figura 2. 2. Clasificación de las 12 derivaciones estándar [Elaboración propia]

Las más comúnmente conocidas y aplicadas son las derivaciones frontales o de Einthoven, las cuales aprovechan que el corazón se inclina dentro del pecho hacia el lado izquierdo y que los brazos y piernas son prolongaciones de sus respectivas raíces; y miden la diferencia de potencial entre dos puntos ubicados en las extremidades [43].

La figura 2.3 muestra estas derivaciones, que son las más conocidas y donde se pueden identificar mejor las distintas ondas e intervalos.

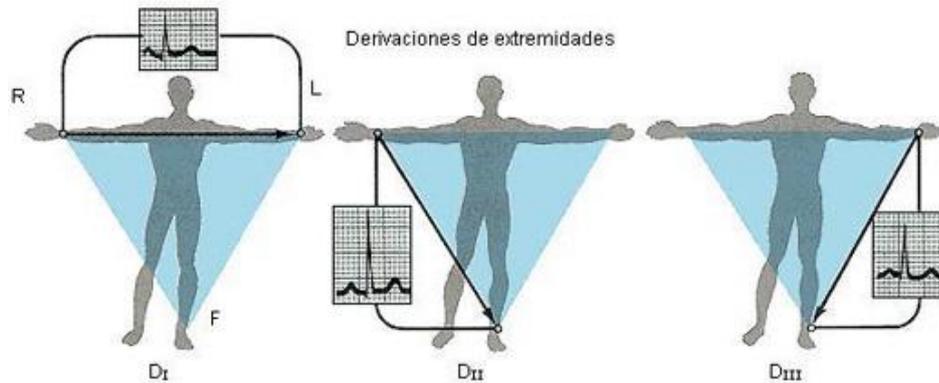


Figura 2. 3. Derivaciones frontales o de extremidades y la colocación de los electrodos [44]

2.2.2. Ondas e Intervalos

A continuación, se describirán las ondas e intervalos que componen la señal electrocardiográfica [45, 46].

- **ONDA P:** En condiciones normales, es la primera onda reconocible en el ECG. Representa la despolarización o contracción de las aurículas y tiene una duración cercana a los 100 milisegundos, y un voltaje que no excede los 0.25mV.
- **INTERVALO PR:** Contempla la onda P y adicionalmente un período de inactividad eléctrica; como se explicó antes, el nodo aurículo-ventricular retrasa el impulso eléctrico, esto se ve representado en el ECG mediante el intervalo plano que sucede a la onda P. La duración del intervalo PR tiene una duración que debe estar comprendida entre los 120 y los 200ms.
- **COMPLEJO QRS:** Representa la despolarización de los ventrículos, la cual tiene mayor amplitud que la de las aurículas, debido a la mayor masa muscular que se contrae, lo que se ve reflejado en una mayor deflexión en el electrocardiograma. La onda Q es la primera deflexión negativa que aparece luego de la onda P. Una onda positiva se denomina R con independencia de si está precedida o no por una onda Q; cualquier deflexión negativa que suceda a la onda R es llamada onda S, con similar independencia de si está precedida por una onda Q.

- **ONDA T:** Representa la repolarización de los ventrículos, luego de que estos se hayan contraído. Su duración es de aproximadamente 0.2 segundos y mide, aproximadamente también, 0.5mV.

La figura 2.4 muestra una típica composición de una señal ECG en la derivación bipolar DII.

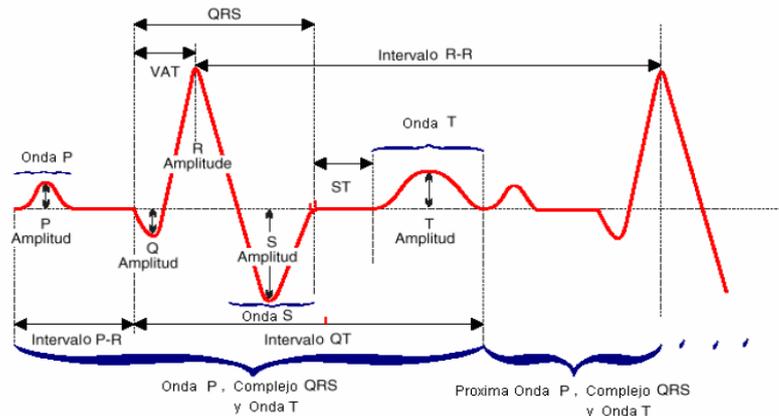


Figura 2. 4. Composición de señal ECG en derivación bipolar DII [45]

2.2.3. ECG de la Fibrilación Auricular

Una señal ECG de un paciente con FA será diferente a las de una señal normal. Este contraste se puede observar en la figura 2.5.

En primer lugar, la FA es originada por contracciones incompletas de las aurículas que, al no contraerse del todo, sino que de manera incompleta y de forma más rápida de lo normal, originan una deformación en la línea de base (ya no se ven líneas horizontales que generalmente aparecen después de las ondas T y antes de las P, sino que se ven pequeñas ondas a una alta frecuencia) y la ausencia de la onda P presente en una señal ECG normal. Una consecuencia de las contracciones anormales de las aurículas es la respuesta ventricular, la cual no será tampoco rítmica, sino que, del mismo modo, irregular; esto se puede ver en las apariciones descoordinadas en el tiempo de los complejos QRS de la señal ECG [4].

Estas anomalías en el funcionamiento natural de aurículas y ventrículos se pueden visualizar en el ECG con las siguientes características [4].

- Ritmo irregular de manera no persistente; esto es, que esporádicamente se tendrán ritmos cardiacos irregulares.
- Distancias entre R y R continuas muy variables
- Ausencia de onda P.
- Ausencia de línea de base definida.

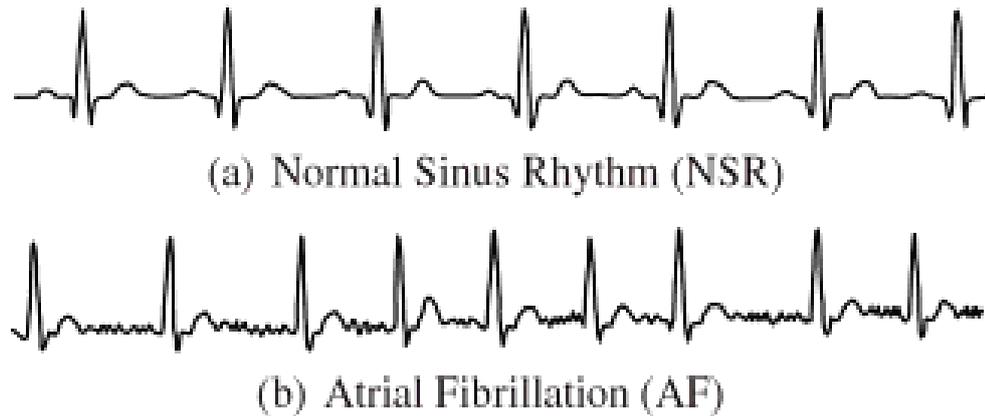


Figura 2. 5. (a) ECG de un corazón sano, o en ritmo sinusal. (b) ECG de una Fibrilación Auricular [47]

Asimismo, para el diagnóstico de FA – a diferencia de otros eventos cardiovasculares – solamente es necesario el análisis de una derivación. En la que se aprecia mejor las características que atribuyen una ECG con FA es la derivación frontal II, la misma que se utiliza universalmente para observar el ritmo del corazón [43].

2.3. Metodología de Diseño

2.3.1. Algoritmos de Detección de Fibrilación Auricular

La detección automática de FA ha sido investigada de manera creciente en los últimos años y diversos métodos han sido desarrollados en este campo. Estos métodos se basan principalmente en dos características del ECG de la FA: la irregularidad de los intervalos R-R, y la actividad auricular fibrilatoria. La primera incluye el análisis del ritmo cardíaco, las variaciones temporales entre diferentes intervalos R-R, análisis en el dominio de la frecuencia, análisis con redes neuronales, entre otras; mientras que la segunda contempla el análisis de la línea basal del ECG, los cruces por cero, y la detección de las ondas P mediante algoritmos de redes neuronales, o de procesamientos más complejos que incluyen transformaciones wavelets.

2.3.1.1. Actividad Auricular (AA)

La AA se puede detectar tanto en el dominio del tiempo como en el de la frecuencia [48].

2.3.1.1.1. Dominio del tiempo

En el dominio temporal, los métodos consisten en hallar la onda P o la ausencia de esta; como esta onda es muy pequeña en comparación con las demás ondas y complejos, su detección resulta complicada; además, la onda P puede confundirse con una onda T o con alguna deformación en la línea base; por lo cual, diversos

métodos apuntan al uso de inteligencia artificial; mediante el uso de redes neuronales se entrena al sistema con bases de datos para que este pueda aprender a diferenciar la onda P de las demás ondas [48].

2.3.1.1.2. Dominio de la frecuencia

El análisis en frecuencia requiere la cancelación de la actividad ventricular (complejo QRS y onda T) y el análisis de Fourier del remanente de la señal ECG, que sería la actividad auricular. Técnicas utilizadas para la extracción de la AA y supresión de la actividad ventricular son: Análisis de Componentes Principales [49], Separación Ciega de Fuentes [50, 51], Cancelación con Redes Neuronales Artificiales [52], así como el uso de la Transformación Wavelet, método que une los análisis de tiempo y frecuencia [53, 54, 55, 56, 57, 58, 59].

2.3.1.2. Irregularidad de Intervalos RR (IRR)

La onda R es la característica más prominente del ECG, lo cual hace que su detección sea relativamente simple en comparación con otras ondas; por este motivo, los algoritmos de detección de AF basados en IRR son lo más comunes en la literatura [48, 60, 61, 62, 63, 64, 65]. Estos algoritmos utilizan, a su vez, procedimientos estadísticos y probabilísticos para decidir si las IRR tienen las características suficientes para que sean causas atribuibles de FA. Estos procedimientos utilizan modelos como los de Markov [60], modelamientos autoregresivos, [64], o parámetros estadísticos como varianzas y desviaciones estándar entre R-R [61,62].

Sin embargo, para efectuar estos métodos, es necesario un procedimiento previo, el cual es identificar los complejos QRS del ECG; para esto, uno de los métodos más conocidos es el algoritmo de Pan-Tompkins [66], el cual usa un procesamiento digital de estas señales para realizar la detección.

Sin embargo, otros métodos realizan algunas variantes a este y se valen de un procesamiento analógico para la detección de los complejos QRS [42, 67]; los métodos son muy similares al propuesto por Willis J. Tompkins, cuyo diagrama de bloques se muestra en la figura 2.6. [68].

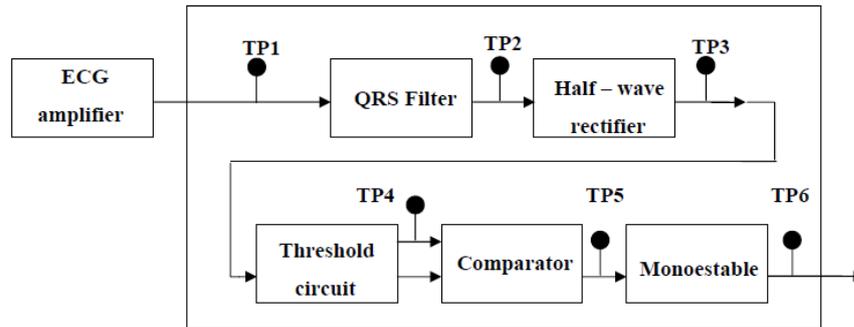


Figura 2. 6. Diagrama de bloques de un detector de QRS basado en procesamiento analógico [68].

- **Filtro QRS:** Una señal ECG está compuesta por el complejo QRS, las ondas P y T, así como por interferencias varias; para poder lograr una detección exitosa, el primer paso es separar de la señal el complejo QRS. Thakor, en sus estudios de 1983 y 1984 examinó el espectro general de la ECG, así como los espectros relativos de los complejos QRS, ondas P y T y otros ruidos; asimismo, examinó el espectro de potencia de la Relación Señal a Ruido (SNR) de los complejos QRS (ver figuras 2.7 y 2.8). Thakor demuestra un determinado ancho de banda en donde la SNR es máxima, y es el principio de todos los filtros de QRS utilizados en la práctica: filtro pasabanda con frecuencia central de 17Hz y ancho de banda de 6Hz [69, 70].
- **Rectificador de Media Onda:** Luego de filtrar la señal, se rectifica la onda para hacer la posterior comparación con un valor umbral solo con la parte positiva de la ECG ya filtrada.
- **Circuito Umbral:** El voltaje pico de la onda rectificada y filtrada es almacenada en un condensador; y una fracción de este pico es luego comparada con la señal filtrada y rectificada.
- **Comparador:** El complejo QRS es detectado cuando se excede al voltaje umbral. El condensador se carga con un nuevo voltaje umbral después de cada pulso; por lo tanto, en cada período de la señal ECG es determinado un nuevo valor umbral.
- **Monoestable:** En esta etapa se generará un pulso de un tiempo tal que pueda evitarse una falsa detección de una onda T; este pulso se generará con cada complejo QRS detectado

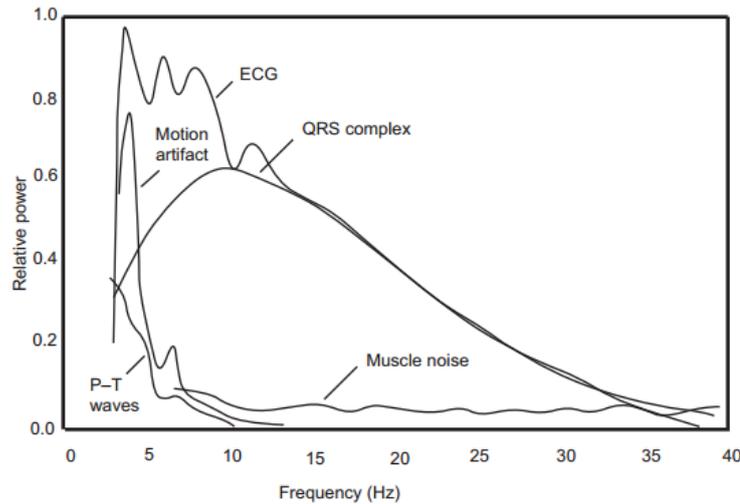


Figura 2. 7. Espectro de Potencia Relativo del ECG: complejo QRS, ondas P y T, ruido muscular y artefactos de movimiento [69].

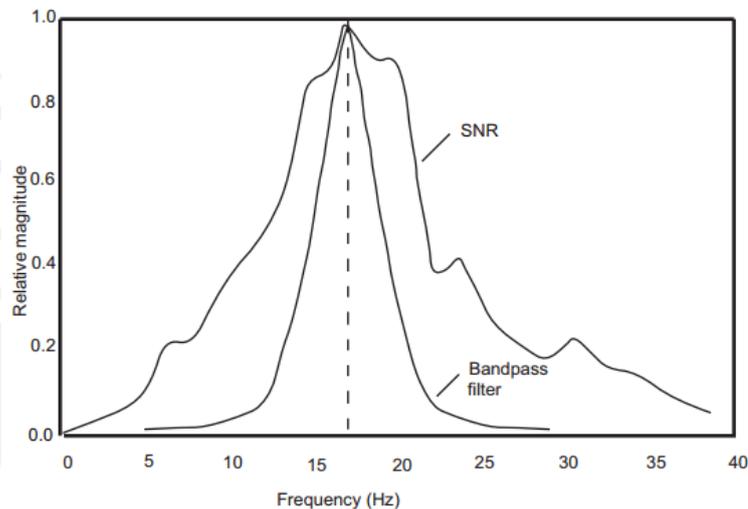


Figura 2. 8. Gráfica de la SNR del complejo QRS encontrado por Thakor [70].

2.3.2. Tecnologías de Alerta Remota

La forma en la que se alertará sobre la ocurrencia de FA será mediante un SMS. Para tal fin, se plantean 2 diferentes soluciones:

- Solución 1: Utilizando un Smartphone para el envío de SMS, el cual se comunicará vía Bluetooth con el circuito encargado de realizar la adquisición de la señal ECG y de la detección de FA.
- Solución 2: Utilizando un Módulo GSM programable conectado al circuito de adquisición y detección de FA.

Para la selección de la solución a implementar, se evaluarán 3 aspectos: Calidad (dimensiones, escalabilidad, riesgos, etc), Costo y Limitaciones Técnicas en ambas soluciones.

Tabla 2. 1. Cuadro Comparativo entre 2 soluciones planteadas basados en 3 parámetros: Calidad, Costo y Limitaciones Técnicas [Elaboración Propia].

	SOLUCIÓN 1	SOLUCIÓN 2
CALIDAD	<ul style="list-style-type: none"> • El Smartphone tiene incluida la tecnología GSM. • El Smartphone no estará conectado al paciente, solamente el módulo Bluetooth. • La comunicación inalámbrica del Smartphone con el resto del equipo reduce riesgos propios de la radiofrecuencia. • Dimensiones de Módulo Bluetooth: 3.7cm x 1.1cm x 0.3cm. • Escalabilidad: Visualización de la ECG, envío de correo electrónico, GPS, etc. 	<ul style="list-style-type: none"> • Uso de tecnología GSM para el envío de SMS. • Módulo GSM (incluida su antena) debe estar conectado al paciente. • El paciente estará conectado al emisor directo de SMS, lo cual puede conllevar posibles riesgos propios de la radiofrecuencia. • Dimensiones del Módulo GSM: 8.5cm x 6.1cm x 1cm + Dimensiones de la antena. • Sin escalabilidad.
COSTO	<ul style="list-style-type: none"> • Módulo Bluetooth: S./ 30.00 • Smartphone: S./300.00 	<ul style="list-style-type: none"> • Módulo GSM: S./ 250.00
LIMITACIONES TÉCNICAS	<ul style="list-style-type: none"> • No todas las personas cuentan con un smartphone; existe un porcentaje de personas que necesitarían adquirir uno al que se le pueda instalar la aplicación. • Los entornos de desarrollo de apps no son de libre acceso en todos los sistemas operativos. 	<ul style="list-style-type: none"> • No se requeriría de algún dispositivo adicional al ofrecido por esta solución, de parte del paciente. • El mantenimiento y/o reparación de Módulos GSM cuenta con muy pocos especialistas en el mercado, a diferencia de los que pueden hacerlo en smartphones.

CAPÍTULO 3. DISEÑO Y DESARROLLO DEL SISTEMA

En el presente capítulo, se definirán los componentes que se utilizarán, así como la metodología a emplear; asimismo, se realizará el diseño de cada una de las etapas que contempla este trabajo. Para el diseño del sistema, y luego de evaluar las dos soluciones planteadas para la alerta remota, se optó por trabajar con la solución 1, haciendo uso de un Smartphone mediante comunicación Bluetooth.

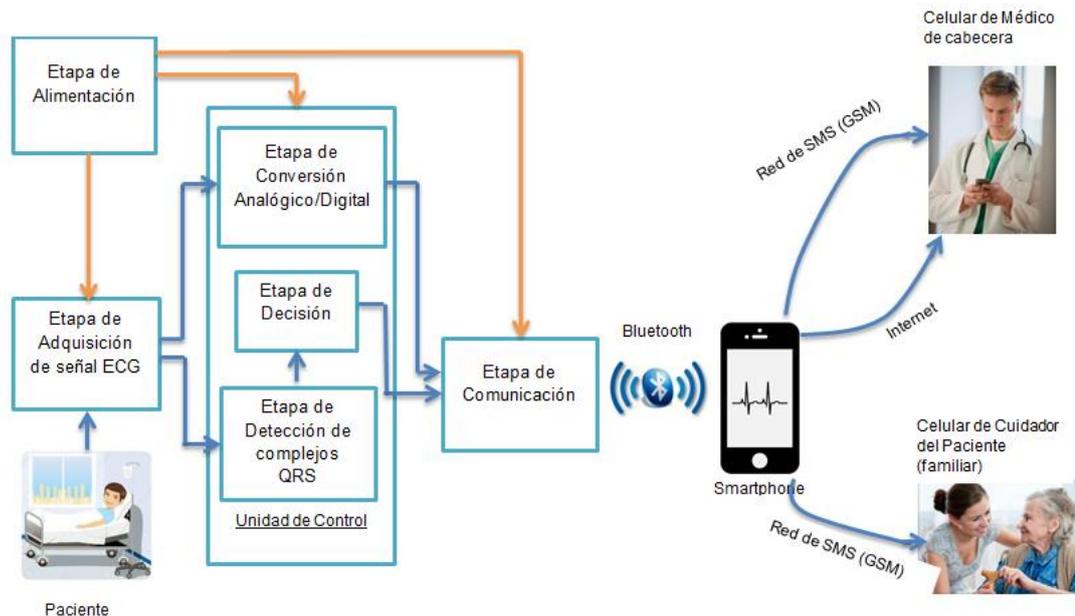


Figura 3. 1. Esquema general del sistema propuesto [Elaboración Propia].

3.1. Electrodo

Como se explicó en el capítulo anterior, la FA se puede – y se suele – diagnosticar mediante la observación de la derivación DII (ver figura 2.3); por tal motivo, esta derivación será la empleada durante el presente trabajo. La ubicación de los electrodos para la medición de esta derivación es la siguiente [43]:

- Electrodo positivo: Brazo derecho
- Electrodo negativo: Pierna izquierda
- Electrodo de referencia: Pierna derecha

Los electrodos son el elemento interface entre las corrientes iónicas generadas por los seres vivos y una señal eléctrica que se utiliza para registrar biopotenciales como el ECG [71].

Dentro de los electrodos no invasivos (que se adhieren a la superficie corporal y no requieren incisiones en el cuerpo) usados con mayor frecuencia en la práctica clínica

para ECG se encuentran los de placa metálica y los de succión. Los primeros son unos electrodos compuestos por una placa metálica que se pone en contacto con la piel a través de un gel electrolítico y un elemento adhesivo (ver figura 3.2). Por contraparte, se tiene a los electrodos de succión, donde no es necesaria la utilización de cintas o adhesivos para sujetar el electrodo, sino que una perilla de goma es utilizada para obtener un vacío y mantener el electrodo en su posición (ver figura 3.3).

Estos últimos son más utilizados para las derivaciones precordiales, mientras que los de placa metálica se utilizan con más frecuencia en derivaciones de extremidades como la DII de Einthoven, que es la que se analizará en este trabajo [71, 72].



Figura 3. 2. Electrodo de placa metálica [Elaboración Propia].



Figura 3. 3. Electrodo de succión [71].

Debido a que la derivación que se analizará pertenece a las derivaciones de extremidades, sumado a que los electrodos de placa metálica son menos voluminosos y son más fáciles de adquirir en el mercado local, serán los que se utilizarán para el presente trabajo.

Estos electrodos utilizan una cavidad en forma de disco, la cual contiene al metal y al gel electrolítico y un adhesivo que lo fija a la piel. El más utilizado es el de Ag-AgCl, que se caracteriza por tener un bajo ruido, un muy estable potencial de juntura, así como buenas prestaciones en aplicaciones de electrocardiografía [71, 72, 73].

Dentro de este tipo de electrodos, los de mayor calidad encontrados en el mercado local son los de la reconocida marca 3M, cuya duración promedio en la práctica

clínica es de aproximadamente 1 día; posterior a este período, el electrodo puede perder adherencia y conductividad, y por ello es reemplazado. Estos electrodos serán los que se emplearán para este trabajo.

3.2. Acondicionamiento de señales bioeléctricas

3.2.1. Características

Las señales bioeléctricas tales como el electroencefalograma, electromiograma o electrocardiograma tienen valores de voltajes muy reducidos. Particularmente, en el caso de la ECG, dependiendo de la derivación, la señal puede tener amplitudes desde los 0.5mV, pudiendo llegar hasta los 3mV (típicamente, es de 1mV en la derivación DII [74]). Para poder tener un circuito de adquisición adecuado y trabajar con la señal ECG en las etapas posteriores, será necesario amplificarlas considerablemente. Sin embargo, los valores de tensión pequeños no son el único inconveniente; a esto se le suma una serie de ruidos e interferencias que se acoplan a la ECG y producen deformaciones en esta.

3.2.2. Ruidos e Interferencias

i. Interferencia de la red eléctrica

Esta interferencia afecta a la señal ECG y consiste en una señal de 60 Hz, que es la frecuencia de la red eléctrica en el Perú, en conjunto con sus componentes armónicas; la amplitud de esta interferencia es aproximadamente el 50% de la amplitud pico a pico de la señal ECG [42]. En la figura 3.4 se puede apreciar la onda ECG afectada por este tipo de interferencia.

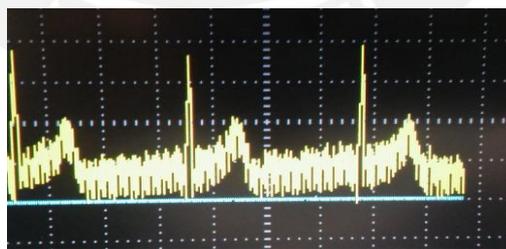


Figura 3. 4. Interferencia presente en señal ECG debido a la red eléctrica (Señal obtenida en laboratorio) [Elaboración propia].

ii. Ruido electromiográfico

Es producido por la contracción muscular. Según sea el movimiento de la persona, se distorsiona la señal en menor o mayor magnitud, lo cual provoca quiebres transitorios en la señal electrocardiográfica, que duran aproximadamente 50ms a una frecuencia cercana a los 10KHz, y con una desviación estándar de aproximadamente

10% de la amplitud pico a pico de la señal ECG [42]. Este tipo de ruido afectando la señal ECG se puede apreciar en la figura 3.5.

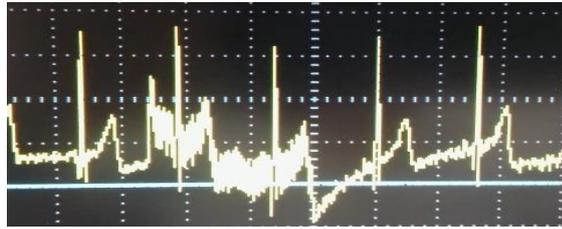


Figura 3. 5. Ruido mioeléctrico presente en la señal ECG (Señal obtenida en laboratorio) [Elaboración propia].

iii. Desplazamiento de la línea base con la respiración

Consiste en una señal sinusoidal de un rango de frecuencia pequeño entre 0 y 0.5Hz provocada por la respiración; esta señal sinusoidal produce un desplazamiento en la línea de base de la señal ECG [42]. La imagen 3.6 grafica este desplazamiento.



Figura 3. 6. Desplazamiento de la línea base producida por la respiración presente en la señal ECG (Señal obtenida en laboratorio) [Elaboración propia].

iv. Artefactos de movimiento

Se provocan por los movimientos del electrodo, lo cual produce un cambio en la impedancia entre el electrodo y la piel; y por ende, una distorsión en la ECG [42].



Figura 3. 7. Ruido por artefactos de movimiento (Señal obtenida en laboratorio) [Elaboración propia].

Para contrarrestar los efectos negativos que estas perturbaciones pueden originar en la señal ECG, en el circuito de adquisición se deberá considerar la elaboración de filtros en las frecuencias en las que se presentan estas interferencias o ruidos con el

fin de obtener una señal ECG que sea una fiel representación de la actividad eléctrica del corazón del paciente.

El ruido introducido por artefactos de movimiento no se puede contrarrestar con el uso de filtros; sin embargo, dada la poca movilidad del paciente objetivo de este trabajo, este ruido será difícil de presentarse.

En resumen, de acuerdo con las frecuencias de los ruidos introducidos así como con el estudio de Thakor [69] descrito en el capítulo 2, sobre el espectro de la señal ECG, se necesitará un filtro con frecuencia de corte inferior de 0.5 Hz, así como uno de corte superior de 40 Hz. Un filtrado con estas características ayudará a contrarrestar los efectos que pueden introducir los ruidos e interferencias descritos anteriormente.

3.3. Etapa de Adquisición de la señal ECG

3.3.1. Amplificación de Instrumentación

Una amplificación ordinaria generará también ganancias en los ruidos descritos anteriormente; una amplificación de instrumentación es la solución ante esta problemática característica de señales bioeléctricas [75]. Un esquema simple de un amplificador de instrumentación es el que se muestra en la figura 3.8. La señal de entrada a este amplificador está compuesta por la suma de dos señales: la señal diferencial y la señal modo común, esta última se refiere a ruidos e interferencias indeseables; este tipo de amplificadores se caracterizan por un alto índice de rechazo en modo común (CMRR, por sus siglas en inglés), este parámetro determina cuánto se amplifica la señal diferencial respecto a la amplificación de la señal modo común [76]. Para el caso de una señal ECG, determina cuánto se amplificará la señal de interés respecto a la amplificación del ruido e interferencias inevitables acoplados a esta; por lo que, mientras más grande sea su CMRR, mayor sensibilidad tendrá dicho amplificador. Otra característica de los amplificadores de instrumentación es su alta impedancia de entrada [76].

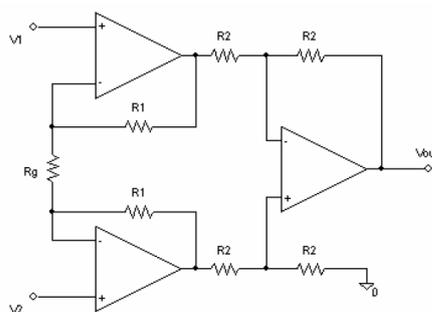


Figura 3. 8. Estructura simplificada de un Amplificador de Instrumentación [77].

Algunos de los amplificadores de instrumentación mayormente utilizados en aplicaciones de electrocardiografía son el INA128 y el AD620; ambos con alto CMRR y gran impedancia de entrada [42]; sin embargo, un sistema de adquisición que use estos dispositivos necesitarán varias otras prestaciones, tales como:

- Una segunda amplificación.
- Circuito del electrodo de referencia (Pierna derecha en el caso de la DII).
- Serie de filtros contra ruidos e interferencias.
- Circuito de offset

Lo cual se traduce en un mayor número de componentes a utilizar, además del mencionado amplificador de instrumentación.

Existen, por otro lado, circuitos integrados elaborados especialmente para instrumentación médica. Así, se identificaron los siguientes: AD8232 y ADAS1000 de Analog Devices, y ADS1291 de Texas Instruments; estos tienen incluidos en su arquitectura, amplificadores de instrumentación, pero además, elementos adicionales como amplificadores ajustables, así como el circuito del electrodo de referencia, y filtros ajustables, entre otras prestaciones, las cuales contribuyen a tener un diseño más pequeño [78, 79, 80].

El AD8232 tiene entradas para una sola derivación y una salida analógica de voltaje positivo, mientras que los otros dos circuitos identificados tienen entradas para 5 derivaciones (ADAS1000) y 2 derivaciones (ADS1291), así como salidas digitales.

Por un lado, este último par de circuitos integrados cuentan ya con un conversor analógico digital (ADC) integrado; sin embargo, cuentan con más prestaciones de análisis de derivaciones, más de lo que se necesita en este trabajo (una sola); es por esto, que se optó por hacer uso del circuito integrado AD8232.

3.3.2. AD8232

El AD8232, de Analog Devices, es un circuito integrado de acondicionamiento para aplicaciones de medidas de ECG y otros biopotenciales. Está diseñado para extraer, amplificar y filtrar las pequeñas señales bioeléctricas en presencia de condiciones de ruido como las que se describieron anteriormente [78]. Su diagrama de bloques funcionales se puede observar en la figura 3.9.

El AD8232 cuenta con la capacidad de poder implementar tanto un filtro pasa-altos de dos polos, así como un filtro pasa-bajos de tres polos para la eliminación de ruidos;

para ello cuenta con elementos amplificadores internos unidos a la arquitectura del amplificador de instrumentación. Asimismo, para mejorar el CMRR, cuenta con un amplificador especial para la medición de referencia (Pierna derecha) [78].

Algunas características técnicas del AD8232 son [78]:

- Voltaje de alimentación: 3.3 VDC
- CMRR del amplificador de instrumentación sin ganancia: 86dB
- Ganancia del Amplificador de Instrumentación: 100
- Impedancia de entrada en modo diferencial: 10GΩ
- Rango de temperatura de operación: [-40, 85] °C

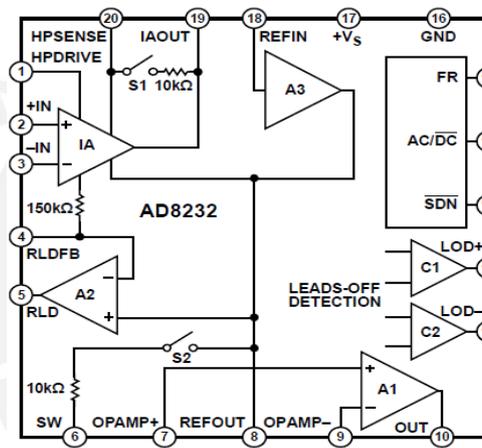


Figura 3.9. Diagrama de bloques funcional del AD8232 [78].

Seguidamente, se partirá del AD8232 para realizar el diseño completo del circuito de adquisición de la señal ECG

- **Filtro Pasa Altos**

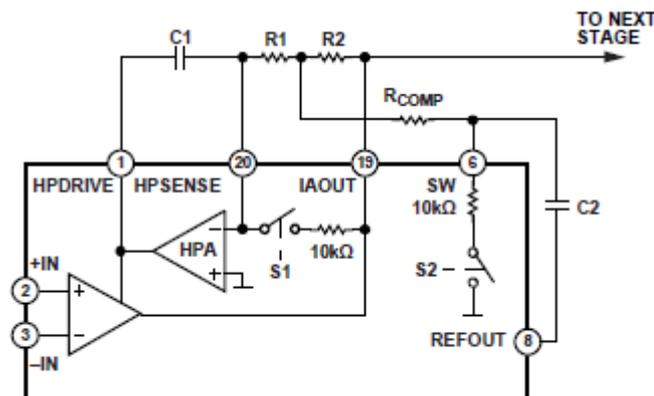


Figura 3.10. Diagrama Esquemático para el filtro pasa-altos con el AD8232 [78].

En la figura 3.10 se muestra el diagrama esquemático de la hoja del fabricante para un filtro pasa altos de dos polos. La frecuencia de corte que se definió anteriormente fue de 0.5Hz

$$f_c = \frac{10}{2\pi\sqrt{R1 C1 R2 C2}}$$

Asimismo, recomienda un valor de R_{COMP} igual al 14% de $R1$ y $R2$ para mejorar las prestaciones del filtro. Con estas consideraciones, se seleccionaron los valores de resistencias y capacitancias para implementar el filtro pasa altos.

$$R1 = R2 = 10M \Omega$$

$$C1 = C2 = 0.33\mu F$$

$$R_{COMP} = 1.4M \Omega$$

Con estos valores, la frecuencia de corte será:

$$f_c = \frac{10}{2\pi\sqrt{10M * 0.33\mu * 10M * 0.33\mu}} = 0.482Hz <> 0.5Hz$$

- **Filtro Pasa Bajos**

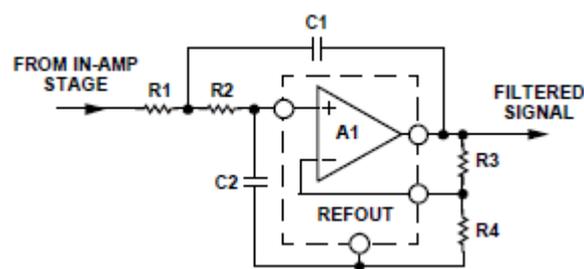


Figura 3. 11. Diagrama Esquemático para un filtro pasa-bajos con el AD8232 [78].

Análogamente al filtro pasa altos, el fabricante presenta un diseño y recomendaciones para la implementación del filtro pasa-bajos, cuyo diagrama se muestra en la figura 3.11.

Este filtro cuenta, además, con una ganancia. Las ecuaciones que definirán a este filtro son las siguientes:

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R1 C1 R2 C2}} \qquad \text{Ganancia} = 1 + \frac{R3}{R4}$$

Para esta etapa, se seleccionará un valor de ganancia de 11, puesto que en la amplificación por instrumentación ya se tiene una amplificación de 100. Asimismo, como se definió en el capítulo anterior, la frecuencia de corte inferior deberá ser cercana a los 40 Hz. Tomando en cuenta estas consideraciones, se seleccionaron los siguientes valores:

$$R1 = R2 = 1M \Omega$$

$$C1 = 1.5nF$$

$$C2 = 10nF$$

$$R3 = 1M \Omega$$

$$R4 = 100K \Omega$$

Con estos valores de resistencias y capacitancias, se tendrán los siguientes parámetros:

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{1M * 1.5n * 1M * 10n}} = 41.093 \text{ Hz} \ll 40\text{Hz}$$

- **Búfer de Referencia**

El AD8232 opera con una única fuente de alimentación unipolar. Esto debido a que internamente contiene un búfer de referencia para crear una tierra virtual [78].

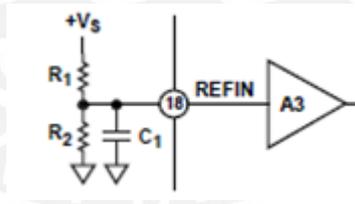


Figura 3. 12. Divisor de voltaje para configurar el valor de referencia interna 'REFIN' [78].

El nivel de voltaje de referencia se deberá configurar en el pin REFIN. Esto se puede hacer con un divisor de voltaje. En la figura 3.12 se aprecia este divisor implementado con las resistencias R1 y R2; para que el valor de REFIN sea simétrico respecto de +Vs y GND del circuito integrado, R1 deberá ser igual que R2; asimismo, mientras más grandes sean R1 y R2, se tendrá menor consumo de energía. El fabricante recomienda usar un condensador C1 como un filtro adicional; mientras más grande sea su capacitancia, mejor filtro será; sin embargo, el tiempo de establecimiento del voltaje de referencia decrecerá. Para ello, brinda una fórmula para la selección de C1, con base en R1 y R2 [78].

Por tanto:

$$R1 = R2 = 1M \Omega$$

$$C1 = 0.1\mu F$$

$$t_{establecimiento} = \frac{5 R1 R2 C1}{R1 + R2}$$

Con estos valores de resistencias y capacitancias, se obtendrá un voltaje de referencia igual a la mitad de V_s , y un tiempo de establecimiento de 0.25 segundos, tiempo reducido que no ocasionará significantes retrasos en el correcto funcionamiento del AD8232.

- **Amplificador de Pierna Derecha**

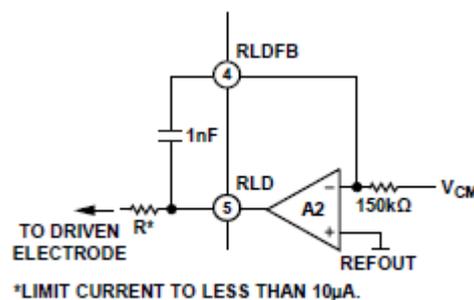


Figura 3. 13. Configuración típica del circuito amplificador del electrodo de la pierna derecha. [78]

El fabricante recomienda colocar entre la entrada diferencial negativa y la salida de este amplificador un condensador de 1nF para tener un alto CMRR (26dB) en un rango de frecuencias entre 50Hz y 60Hz [78]. Asimismo, este circuito debe tener una resistencia en serie con la salida, que limite la corriente que pueda estar en contacto con el paciente; esta corriente se limitará a 10uA; por lo tanto, R^+ deberá ser mayor que $3.3v/10uA$. Se seleccionará un valor de 360k Ω . De este mismo modo, se usarán resistencias de este valor para las entradas a los otros dos electodos, para limitar todas las corrientes que puedan estar en contacto con el paciente. El circuito de amplificación de la pierna derecha se puede apreciar en la figura 3.13.

- **Detección de Electrodo Desconectado**

El AD8232 cuenta, además, con la capacidad de alertar eventuales desconexiones de los electodos del paciente; para ello, se les conectó un par de resistencias pull-up a V_s (3.3V) como muestra la figura 3.14.

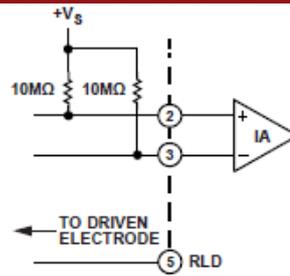


Figura 3. 14. Configuración para la detección de electrodos desconectados. [78]

De este modo, el circuito de adquisición, basado en el AD8232, quedaría como se muestra en la figura 3.15.

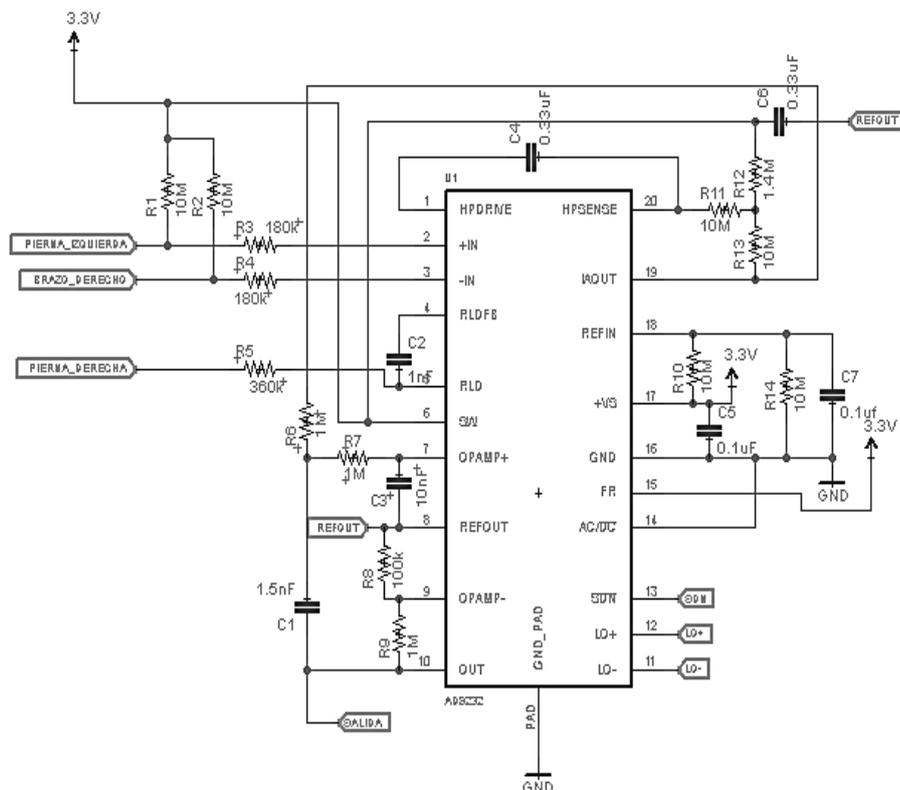


Figura 3. 15. Diagrama Esquemático del circuito de adquisición de ECG basado en el circuito integrado AD8232 [Elaboración Propia basada en 78]

Se encontró a nivel comercial una tarjeta basada en el circuito integrado AD8232, que también seguía las recomendaciones del fabricante, y supone el mismo diseño realizado, con las ventajas de que esta tarjeta incluye un conector Jack de 3.5mm, lo cual facilita la conexión de los electrodos por medio de cables. Asimismo, esta tarjeta cuenta con un diseño en montaje superficial, lo cual favorece sus reducidas dimensiones: 35mm x 28mm.

La figura 3.16 muestra esta tarjeta del fabricante Sparkfun, y su conexión con los cables con los electrodos. Los cables que se utilizaron son apantallados para evitar

que se le adhieran interferencias. A estos cables se les adaptó un conector plug de 3.5mm para su conexión a esta tarjeta.



Figura 3. 16. Tarjeta de adquisición de Sparkfun basado en circuito integrado AD8232 conectado a los electrodos superficiales por medio de cables apantallados [Elaboración propia].

Luego de alimentar dicho circuito con 3.3VDC y haber conectado los electrodos según la configuración DII, la señal que se logró obtener en la salida medida con un osciloscopio es la que se muestra en la figura 3.17, donde se ve cómo un pequeño ruido interfiere con la señal. Para entender mejor esta interferencia, se graficó su transformada de Fourier (FFT), mostrada en la figura 3.18; donde se observa que, pese a que la frecuencia de corte superior fue de 40Hz, existe cierta potencia relativamente significativa en la frecuencia de 60Hz.



Figura 3. 17. Señal obtenida a la salida del circuito de la figura 3.15 (Señal obtenida en laboratorio) [Elaboración propia]

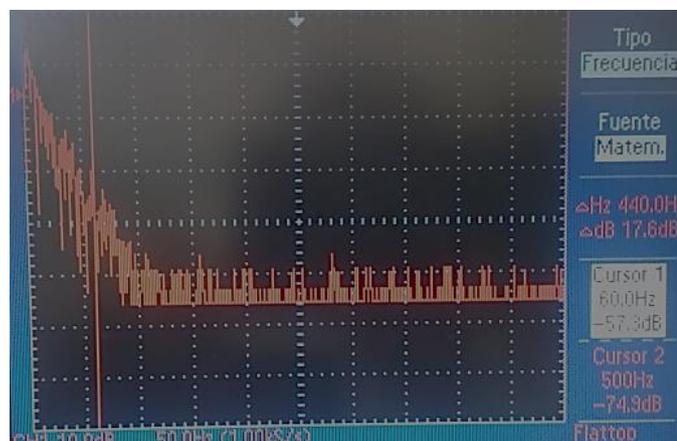


Figura 3. 18. FFT de la señal ECG (Señal obtenida en laboratorio). [Elaboración propia]

Un filtro notch que rechace la banda de 60Hz es lo que se realizará a continuación. En la figura 3.19 se observa el diseño de dicho filtro.

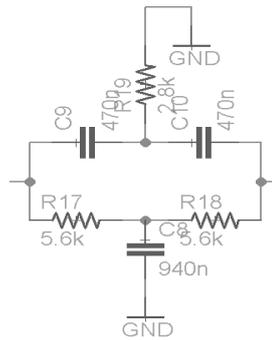
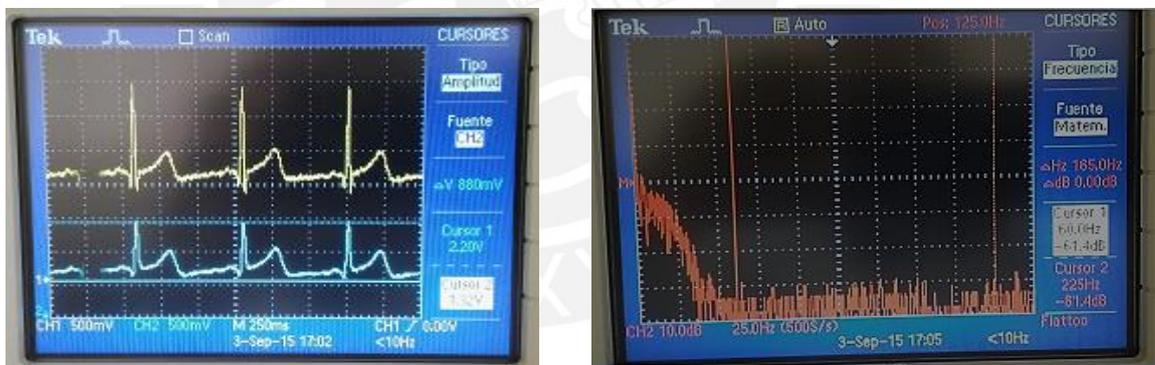


Figura 3. 19. Filtro de rechazo de banda de 60Hz [Elaboración propia]

La frecuencia de rechazo central será como sigue:

$$f_c = \frac{1}{2\pi} * \sqrt{\frac{1}{470n} + \frac{1}{470n}} = 60.469 \text{ Hz} \llcorner 60 \text{ Hz}$$

Luego de implementar dicho circuito, la señal que se obtiene a la salida se midió con el mismo osciloscopio; esta señal filtrada (color celeste), en contraste con la señal sin el filtro (color amarillo) se puede observar en la figura 3.20, junto con su respectivo espectro en frecuencia, donde se atenuó considerablemente en la banda de 60Hz.



a)

b)

Figura 3. 20. a) Señal amarilla: Salida sin el filtro de 60Hz. Señal celeste: Salida del circuito completo de adquisición luego de filtrar 60Hz; b) FFT de la señal luego del filtro (señales obtenidas en laboratorio) [Elaboración propia]

3.4. Unidad de Control

El siguiente paso luego de haber adquirido la señal ECG es elaborar un sistema que detecte características de esta señal que puedan ser atribuibles a la presencia de FA. Como se describió en el capítulo 2, existen 2 principales tipos de análisis de detección de FA: uno consiste en analizar la actividad auricular (AA), esto es, el análisis de la onda P; y el otro, en analizar la irregularidad de los intervalos R-R (IRR)

[48]. A continuación, en la tabla 3.1, se muestra un cuadro comparativo con algunos de los principales algoritmos de detección de fibrilación auricular estudiados.

Tabla 3. 1. Tabla comparativa de los principales algoritmos de detección de FA [Elaboración propia basada en 60, 61, 62, 63, 64, 81, 82, 83, 84].

Algoritmo	Método(s)	Selectividad (%)	Especificidad (%)	Predictividad (%)	Error (%)
Moody et. al. [60]	IRR	87.54	95.14	92.29	7.88
Logan et. Al. [61]	IRR	87.3	90.31	85.72	10.89
Linker et. Al. [62]	IRR	97.64	85.55	81.81	9.61
Cerutti et. Al. [64]	IRR	96.1	81.55	75.76	16.62
Tatento et. Al [63]	IRR + Transf. Wavelet	91.2	96.08	90.32	5.32
Slocum et. Al. [81]	AA	62.8	77.46	64.9	28.39
Schmidt et. Al [82]	IRR + AA	89.2	94.58	91.62	7.57
Babaezaideh et. Al [83]	IRR + AA	87.27	95.47	92.75	7.8
Couceiro et. Al. [84]	IRR + AA	96.58	82.66	78.76	11.77

En el campo de dispositivos móviles no invasivos, lo más común es realizar el análisis de ritmo (el segundo tipo de análisis); esto debido a que los dispositivos móviles demandan reducidos costos computacionales; por ello, algoritmos como redes neuronales o transformaciones en frecuencia deben ser evitados [85]. Se usará, entonces, un algoritmo que detecte irregularidades en los intervalos R-R, como algunos encontrados en la literatura [60, 61, 62, 63, 64]. De la tabla 3.1, se observa que el hecho de que los algoritmos basados en AA sean más complejos que los de IRR no implica necesariamente que sean más precisos.

3.4.1. Detección de Complejo QRS

El análisis basado en IRR, sin embargo, necesita una primera etapa adicional: la detección de los complejos QRS. Tompkins [68] realizó un método cuyo diagrama de bloques se mostró en la figura 2.6. En este trabajo se realizará una variante a este método: prescindir de la etapa de rectificación de onda, debido a que en la etapa de adquisición ya se cuenta con valores de voltajes positivos.

3.4.1.1. Filtro QRS

Consistirá en un filtro pasa-banda con frecuencia central en 17Hz y un ancho de banda de 6Hz, banda donde el complejo QRS se presenta con mayor potencia (ver figura 2.8). [69, 70].

Para tal fin, se diseñará un filtro pasa-altos de frecuencia de corte 14 Hz y un filtro pasa-bajos de frecuencia de corte 20 Hz. Debido a que estas frecuencias son muy

cercanas, y – estas, a su vez – son cercanas a las frecuencias de la señal ECG (0.5–40 Hz), estos filtros deberán ser bastante selectivos

La figura 3.21 muestra el diseño de ambos filtros, ambos con factor de calidad $Q = 5$; seguidamente, se muestra el cálculo de sus frecuencias de corte. Asimismo, en la figura 3.22 se observa el diagrama de Bode de este filtro compuesto realizado en el software de simulación de circuitos Multisim.

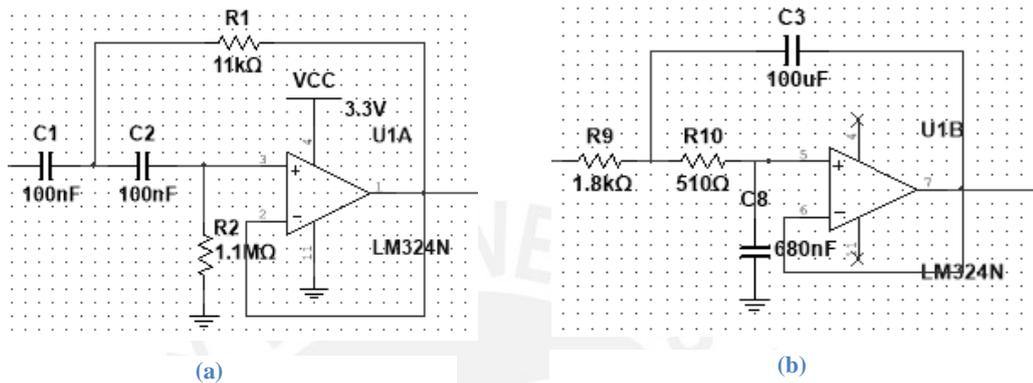


Figura 3. 21. (a) Filtro Pasa-altos a 14 Hz; (b) Filtro Pasa-altos a 20 Hz [Elaboración propia].

$$f_{c HP} = \frac{1}{2\pi\sqrt{100n * 1.1K * 100n * 1.1M}} = 14.46 \text{ Hz} \approx 14\text{Hz}$$

$$f_{c LP} = \frac{1}{2\pi\sqrt{1.8K * 1000u * 510K * 680n}} = 20.143 \text{ Hz} \approx 20\text{Hz}$$

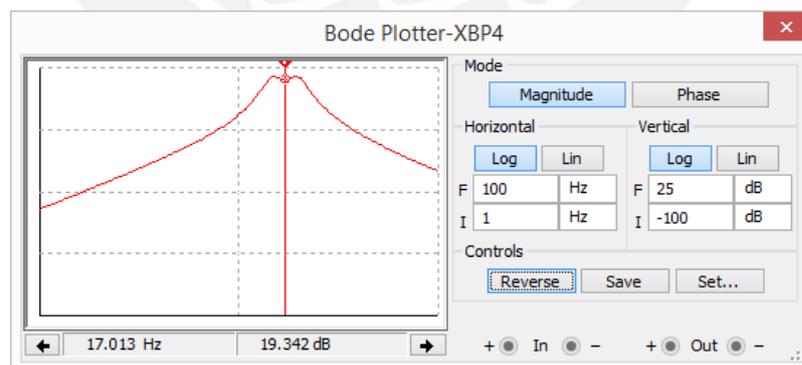


Figura 3. 22. Diagrama de Bode del filtro pasa-banda compuesto de frecuencias de corte inferior y superior iguales a 14Hz y 20Hz respectivamente [Elaboración propia].

Luego de implementar este filtro, se midió con un osciloscopio su salida. La figura 3.23 muestra (de color celeste) la señal ECG filtrada donde se pueden apreciar de forma más clara los complejos QRS que el resto de la señal ECG.

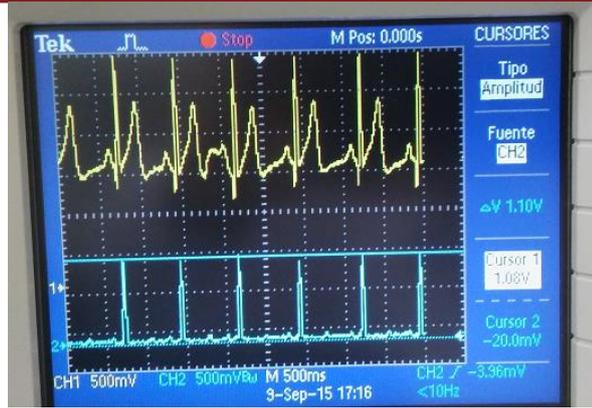


Figura 3. 23. En celeste, la salida luego del filtro pasabanda implementado medido con un osciloscopio (señales obtenidas en laboratorio con circuito implementado) [Elaboración propia].

3.4.1.2. Circuito Umbral

De la etapa anterior, se tiene que la señal luego del filtro pasa-banda tiene un rango de voltajes entre 0 y 1.1V aproximadamente; para hacer más sencillo el trabajo con estas señales, se le aplicará, en primer lugar, una amplificación, mediante el circuito mostrado en la figura 3.24, el cual tiene una ganancia igual a $1+1.5 = 2.5$, lo cual logrará que la señal de salida esté entre un rango aproximado de 0 a 2.8V.

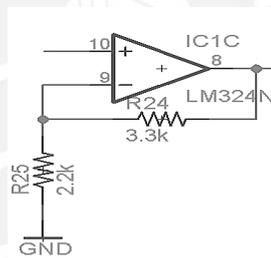


Figura 3. 24. Circuito amplificador no inversor [Elaboración propia]

Seguidamente, el voltaje pico de la señal ECG filtrada, se almacenará en un condensador, esto con el objetivo de en la etapa siguiente, comparar la señal filtrada con una fracción grande de la carga del condensador; este circuito se observa en la figura 3.25.

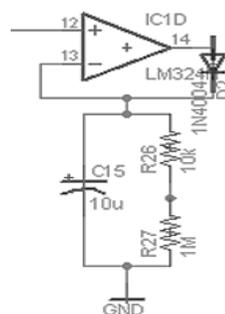


Figura 3. 25. Circuito umbral basado en un amplificador operacional y un condensador [Elaboración propia]

La figura 3.26 muestra la carga del condensador variando según la ECG; sin embargo, esta varía directamente según la señal obtenida a la salida del filtro QRS.

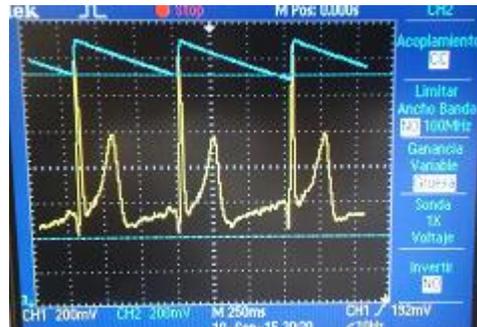


Figura 3. 26. Salida del circuito de umbral (celeste) en función de la señal ECG (amarillo) (Señales obtenidas en laboratorio con circuito implementado). [Elaboración propia]

3.4.1.3. Comparador

En esta etapa se realizará una comparación en tiempo real entre la señal ECG filtrada (luego del filtro QRS), y la fracción de voltaje del condensador cargado (luego del circuito umbral); el circuito compuesto por el circuito umbral y el comparador se muestra en la figura 3.27.

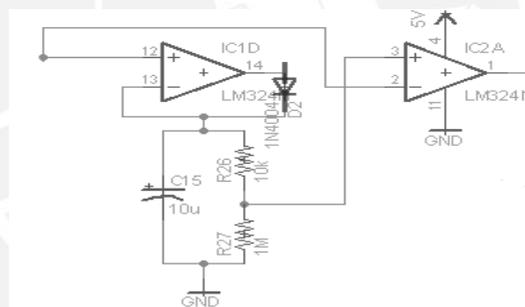


Figura 3. 27. Circuito compuesto por el circuito umbral y el comparador [Elaboración propia]

La salida de este circuito será una señal de 5V continua con una serie de pulsos hacia abajo de corta duración, los cuales se producirán cuando la señal ECG filtrada sea igual al umbral definido en este circuito; esto se puede apreciar en la figura 3.28.

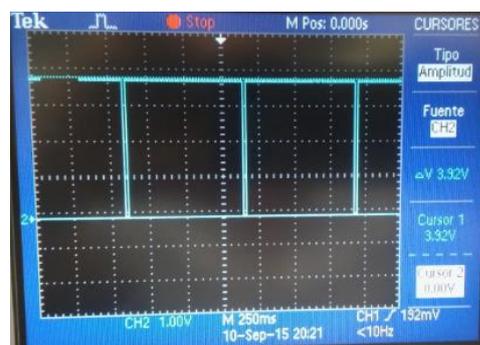


Figura 3. 28. Serie de impulsos obtenida al realizar la comparación entre las salidas del filtro QRS y del circuito umbral (señal obtenida en laboratorio con circuito implementado). [Elaboración propia]

3.4.1.4. Monoestable

Esta etapa tiene como finalidad crear una onda cuadrada de un determinado tiempo de duración; esto con el fin de evitar posibles detecciones erradas de ondas T; asimismo, al tener ondas cuadradas, se tendrán señales lógicas listas para ser ingresadas al microcontrolador. Este circuito está basado en un Timer 555 y el diseño realizado se puede observar en la figura 3.29.

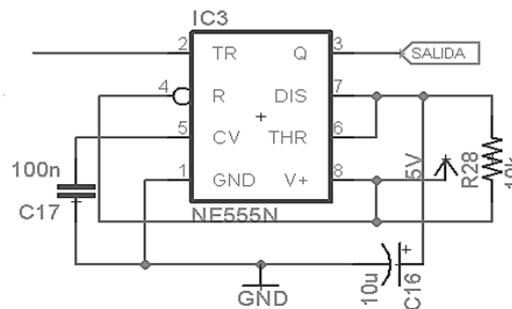


Figura 3. 29. Circuito basado en Timer 555 en configuración monoestable, con una duración de 100ms con cada detección de complejo QRS [Elaboración propia].

La salida de este circuito será una onda cuadrada con duración en lógica positiva de 100ms; esto se puede apreciar en la figura 3.30.

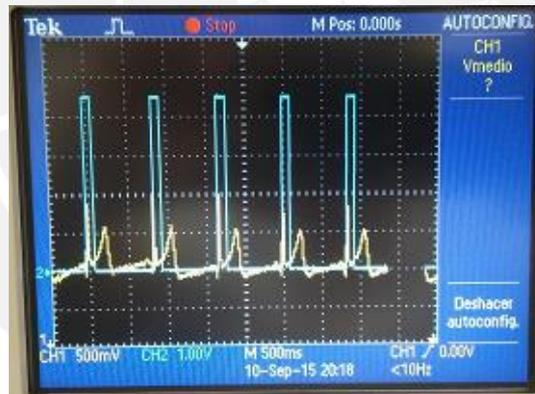


Figura 3. 30. Onda cuadrada obtenida a la salida del circuito monoestable (celeste), pulso obtenido por cada complejo QRS detectado en señal ECG (amarillo) (Señales obtenidas en laboratorio con circuito implementado). [Elaboración propia]

3.4.2. Etapa de Decisión

Esta etapa recibirá como entrada la señal cuadrada de la etapa anterior, y su función será, mediante un algoritmo implementado en microcontrolador, decidir si la señal ECG correspondiente presenta características de FA. El método seleccionado para esta etapa está basado en el algoritmo de Logan, el cual realiza un análisis de la irregularidad de los intervalos R-R (IRR) [66-Logan]; Para la elección de este algoritmo, se tomaron en cuenta los parámetros estadísticos de la tabla 3.1, así como la capacidad de ser implementados en un microcontrolador. Este algoritmo cuenta con una de las más altas especificidades (90.31%). Este parámetro tuvo principal

prioridad al momento de la elección, puesto que se quiere evitar alertar al paciente con detecciones erróneas. Este algoritmo toma como premisa el hecho de que la varianza de los intervalos RR es un muy buen indicador de FA, esto se puede observar en las figuras 3.31 y 3.32, los cuales son histogramas de varianzas de grupos de intervalos RR de las bases de datos del MIT-BIH AF.

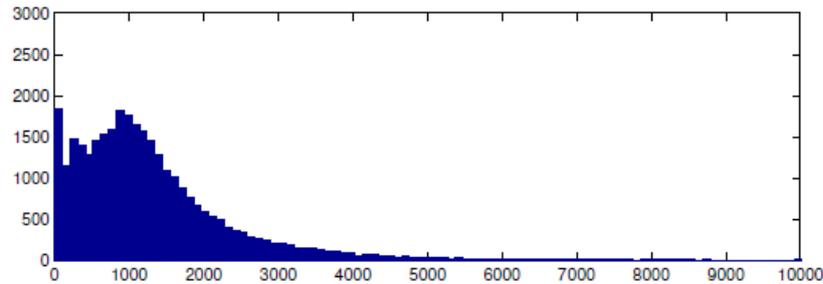


Figura 3.31. Histograma de varianzas de grupos de intervalos RR calculados en períodos de 10 segundos de señales ECG con FA presente de la base de datos del MIT-BIH AF [61]

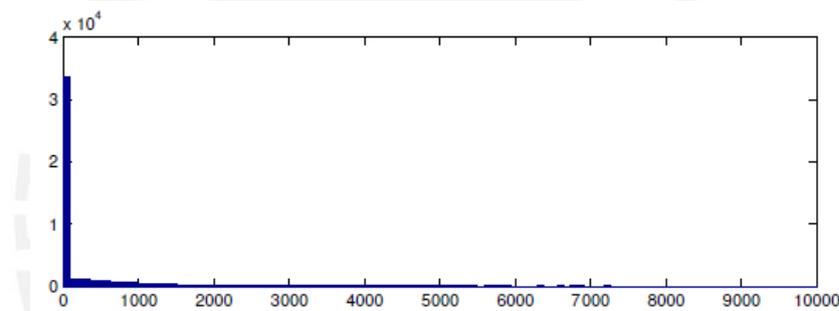


Figura 3.32. Histograma de varianzas de grupos de intervalos RR calculados en períodos de 10 segundos de señales ECG normales (sin FA) de la base de datos del MIT-BIH AF [61]

El algoritmo a implementar en el microcontrolador seguirá los siguientes pasos

- 1) Determinar los intervalos de tiempo RR.
- 2) Normalizar los intervalos RR de acuerdo con las siguientes ecuaciones:

$$RR_{norm} = \frac{RR}{\overline{RR}} \times 100$$

$$\overline{RR}_{i+1} = 0.75 \overline{RR}_i + 0.25 RR_{i+1}$$

Este método está inspirado en la normalización propuesta por Moody y Mark [86], y tiene como fin compensar las diferentes tasas de latidos por minuto en reposo de diferentes pacientes.

- 3) Cada 10 complejos QRS detectados se hará el cálculo de las varianzas de los RR_{norm} respectivos, a las que, en adelante, se llamarán $\text{var}(RR_{norm})$.

$$\text{var}(RR_{norm}) = \frac{\sum_{i=1}^9 (RR_{norm}(i) - \frac{\sum_{j=1}^9 RR_{norm}(j)}{9})^2}{9}$$

- 4) La detección de FA se dará de acuerdo a si la varianza calculada durante esos 10 intervalos RR supera o no un umbral configurable. Para definir el valor de este umbral se hará uso de bases de datos digitales de libre acceso disponibles en Internet.

Para ello, se hará uso del conjunto de bases de datos de señales fisiológicas *Physionet* [87] con las siguientes bases de datos específicas:

- i) La base de datos de Fibrilación Auricular del MIT-BIH (AFDB).
- ii) La base de datos de Ritmo Sinusal Normal (NSR2DB).

De la primera, se tomaron como muestras las señales 00735, 04015, 04048, 04126, 04746, 06453, 08378, 08405, 08434 y 08455; todas son señales de 10 horas de duración; sin embargo, con el propósito de identificar los valores de $\text{var}(RR_{norm})$, se tomarán aquellos intervalos en los cuales se indica que el paciente presentó eventos de FA; así, se analizaron 44 intervalos de tiempo, un total de 13,023 intervalos RR. El histograma de las $\text{var}(RR_{norm})$ luego de analizar estas señales, es el que se muestra en la figura 3.33.

De la segunda base de datos, se tomaron como muestras las señales llamadas nsr001, nsr002, nsr003, nsr004, nsr005, nsr006, nsr007, nsr008, nsr009 y nsr010. Estas señales, en conjunto, forman una cantidad de tiempo superior a las 230 horas, con 1'039,302 intervalos RR. El histograma de las $\text{var}(RR_{norm})$, luego de analizar estas señales, es el que se muestra en la figura 3.34.

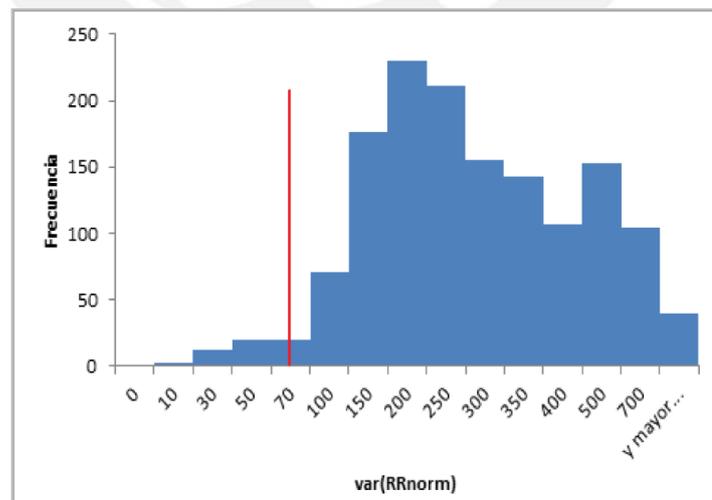


Figura 3.33. Histograma de las varianzas de 13,023 intervalos RR normalizados presentes en 44 periodos de tiempo en señales ECG en las que se presentó FA extraídas de la base de datos AFDB de Physionet utilizando el algoritmo planteado [Elaboración propia].

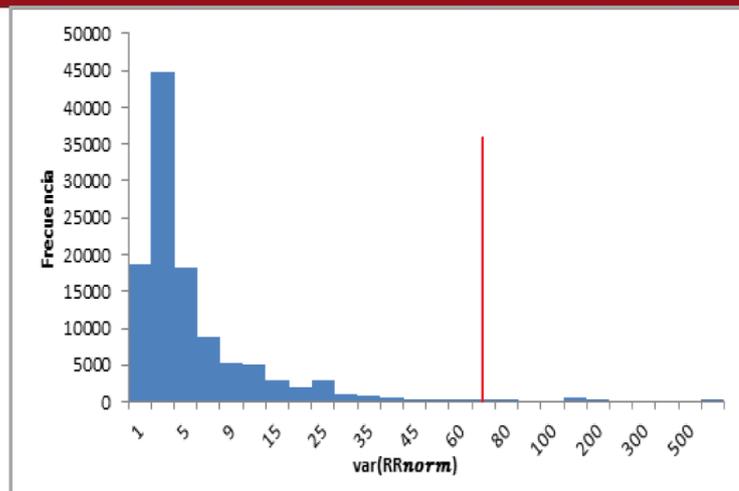


Figura 3. 34. Histograma de las varianzas de 1'039,302 intervalos RR normalizados presentes en 10 señales ECG en ritmo sinusal normal extraídas de la base de datos NSR2DB de Physionet utilizando el algoritmo planteado [Elaboración propia].

Estos histogramas representan los valores que adoptan las $var(RR_{norm})$ en sendos casos; de la observación de estos se definió el valor umbral igual a 70; puesto que los valores de $var(RR_{norm})$ tienden a ser menores a 70 en señales sin FA y a ser mayores en señales con FA.

El primer paso (determinar los intervalos RR) se realizará con el uso de una interrupción del microcontrolador; como la entrada de esta etapa es una onda cuadrada, esta interrupción aparecerá con cada flanco de subida, que es el instante donde aparece el R o pico positivo del complejo QRS. El programa calculará el tiempo que demora entre cada par de estas interrupciones consecutivas y se tendrán los intervalos RR.

Una vez que se hayan detectado 10 complejos QRS, se proseguirá con los pasos 2 y 3; con lo que, por cada 9 intervalos RR, se tendrá la varianza de sus correspondientes RR_{norm} , el cual será el indicador directo de la presencia o no de FA. Este proceso se puede ver en el diagrama de flujo de la figura 3.40.

3.4.3. Etapa de Conversión Analógico-Digital (ADC)

La etapa de ADC recibirá como entrada la señal ECG de la etapa de adquisición, y se encargará de realizar la conversión digital de muestras de esta señal analógica.

El ancho de banda de la señal de la etapa de adquisición está entre 0.5Hz – 40Hz; según el Teorema de Nyquist, la menor frecuencia de muestreo para digitalizar la señal tendrá que ser el doble de su máxima componente de frecuencia, esto es, $2 * 40\text{Hz} = 80\text{ Hz}$. Para tener una mejor señal reconstruida a partir de las muestras, la frecuencia de muestreo para esta etapa será de 100Hz, la cual es un 25% superior a la mínima necesaria; con lo cual, cada 10 milisegundos, el microcontrolador deberá

tomar una muestra de la señal ECG de la etapa de adquisición. La toma de muestras será implementada en el microcontrolador.

Si bien, pueden bastar algunos pocos segundos de señal ECG con FA para que un especialista pueda diagnosticar esta arritmia, las “Guías de práctica clínica para el manejo de fibrilación auricular” [88] recomiendan el análisis de 10 segundos de señal ECG para poder observar la frecuencia cardíaca. Para lograr esto, el microcontrolador deberá tener almacenadas en memoria 1000 muestras tomadas cada 10ms, las cuales se irán actualizando con el tiempo para tener siempre información de la señal ECG correspondiente a los 10s anteriores al momento presente, con el fin de poder enviar esta información al médico para que realice el diagnóstico correspondiente cuando sea requerido.

3.5. Botón de Alerta

Si bien el sistema de este trabajo está orientado a detectar FA de manera automática, se vio conveniente dotar al paciente de un botón de alerta o “botón de pánico” por los motivos que se expondrán a continuación. El procedimiento de operación post-uso de este botón será similar a lo diseñado para la detección automática de FA. La inclusión de esta herramienta proporcionará los siguientes beneficios:

- El paciente podrá advertir que se está sintiendo mal y solicitar a su médico que examine su señal ECG.
- Los algoritmos de detección de FA no son 100% confiables, por lo que con este mecanismo se podría aumentar la confiabilidad del sistema de producirse un caso no advertido por el algoritmo a implementarse.
- Podrá servir para advertir y detectar otro tipo de arritmias o eventos cardiovasculares ante la presencia de síntomas en el paciente.

Debido a que el uso de este botón será de manera eventual, el microcontrolador no examinará constantemente si el botón ha sido presionado o no; se hará uso de una segunda interrupción del microcontrolador. Para su implementación, además, se tomó en consideración hacer uso de una resistencia de pull-down para evitar falsas detecciones; de esta manera, cuando el microcontrolador advierta un cambio de estado de un nivel lógico alto a uno bajo, se producirá la interrupción en mención. El diagrama esquemático del botón de alerta se muestra en la figura 3.35.

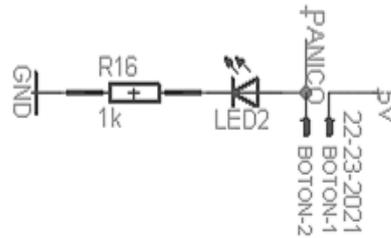


Figura 3. 35. Diagrama esquemático del botón de alerta [Elaboración propia]

3.6. Elección del Microcontrolador

En el microcontrolador se implementará tanto la etapa de ADC como la etapa de decisión; asimismo, este será el que alertará el uso del botón de alerta y el que enviará la información necesaria a la etapa de comunicación cuando sea necesario. Este microcontrolador deberá tener las siguientes entradas y salidas:

Entradas:

- 2 señales de los electrodos: para la detección de desconexión
- 1 señal de recepción del módulo Bluetooth
- 1 señal cuadrada de la etapa de detección del complejo QRS
- 1 señal de la etapa de adquisición para su conversión analógica-digital
- 1 señal del botón de Alerta

Salidas:

- 1 señal de transmisión hacia la etapa de comunicación
- 2 señales indicadoras mediante LEDs por evento detectado o por electrodo desconectado.

Por estos motivos, el microcontrolador deberá contar como mínimo con 9 pines de entrada/salida digitales y con un ADC incorporado.

Dentro del conjunto de microcontroladores comerciales, se optará por los de la familia Atmel por ser de un entorno de programación más conocido y con el que se tiene más experiencia. Este microcontrolador, como se explicó antes, deberá enviar una fracción de la señal ECG cuando se detecte el evento de FA, por lo que deberá tener una memoria suficiente para almacenar una cantidad de muestras correspondiente a una cantidad de segundos donde se pueda apreciar la ocurrencia de FA. Por esta razón, se optará por el ATmega328P, que dispone de 2KB de memoria RAM, a diferencia de algunos modelos inferiores del mismo fabricante como ATmega8, 88 o

168, con 1KB de memoria RAM [89]. Esta memoria de 2KB permitirá almacenar las 1000 muestras de 1 byte de señal ECG para ser enviadas a la etapa de comunicación cuando sea requerido, las cuales ocuparán el 48.82% de memoria, dejando libre un 51.18% de memoria para las demás variables a utilizarse en el programa.

3.8. Etapa de Comunicación

Luego de evaluar las dos opciones de comunicación planteadas en la tabla 2.1, se optó por utilizar un Smartphone para la generación de la alerta. El medio de comunicación que permitirá la comunicación inalámbrica con el celular del paciente será vía Bluetooth, debido a que es un protocolo de comunicación que en la actualidad se encuentra presente en los smartphones. El dispositivo tiene que permitir la comunicación a distancias de hasta unos 10 metros, puesto que el paciente, por su estado de postración, no debería alejarse más de esta distancia; por ello, el dispositivo Bluetooth a utilizar deberá ser de clase 2.0 como mínimo, lo cual asegura comunicación entre dispositivos en un rango de hasta 25 metros con una potencia de transmisión de 4dBm [90]. No es un requerimiento una elevada tasa de transmisión, puesto que la transmisión de datos se dará cuando se presente algún evento y no de manera continua.

Se encontraron 2 dispositivos comerciales que cumplen con lo que se requiere. La tabla 3.2 es un cuadro comparativo entre estos dos dispositivos con sus principales características [91, 92].

Tabla 3. 2. Comparación entre las principales características de los módulos Bluetooth HC-05 y RN-42
[Elaboración propia basada en 91 y 92]

CARACTERÍSTICAS	HC-05	RN-42
Fabricante	Linvor	Motorola
Versión	V2.0 + EDR	V2.0 + EDR
Velocidad de Transmisión	3Mbps	3Mbps
Tensión de Alimentación	3.3VDC	3VDC
Costo	S./35.00	S./60.00

Ambos dispositivos son similares en el sentido de que son de clase 2 y cubren el requerimiento de alcance necesitado. Se optó por elegir el HC-05 por ser más económico y fácil de conseguir en el mercado local.

HC-05

El HC-05 es un módulo Bluetooth SPP (Serial Port Protocol) diseñado para ser una interface entre comunicación serial y Bluetooth y de dimensiones pequeñas: 12.7mm x 27mm. Este módulo se puede apreciar en la figura 3.36.

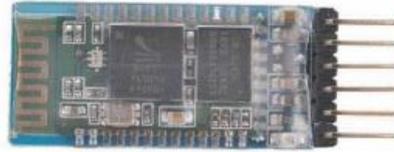


Figura 3. 36. Módulo Bluetooth HC-05 del fabricante Linvor [91].

Algunas de sus especificaciones técnicas más importantes son [91]:

- Sensitividad de 80dBm
- Tensión de alimentación: 3.3V
- Interface UART con velocidad de transmisión variable
- Antena integrada

Lo primero que se hizo con este módulo fue realizar su configuración inicial mediante comunicación serial por medio de comandos AT; por ello, se realizó un programa en el microcontrolador, el cual se muestra en el Anexo N° 1. Los parámetros que se configuraron se muestran en la tabla N° 3.3.

Tabla 3. 3. Tabla de parámetros configurados del módulo HC-05 realizados con comandos AT [Elaboración propia]

CONFIGURACIÓN DEL MÓDULO BLUETOOTH HC-05	
Nombre del dispositivo Bluetooth (AT+NAME)	ECGBLUETOOTH
Velocidad de Transmisión (AT + BAUD)	9600 bps
Código de Emparejamiento (AT + PIN)	1234
Modo de Funcionamiento (AT + ROLE)	Maestro

3.9. Programación del microcontrolador

El ATmega328P será el encargado de controlar las acciones de la etapa de ADC, la etapa de decisión y el botón de alerta: asimismo, estará comunicado con el módulo Bluetooth, y se encargará de enviar a este, cuando sea necesario, los códigos de alerta de evento detectado, botón de alerta presionado, electrodos desconectados, así como las muestras de la señal ECG. En la figura 3.37 se muestra el diagrama

esquemático del microcontrolador con sus respectivas conexiones; los diagramas de flujo se presentan en la figura 3.38, el programa principal; en las figuras 3.39 y 3.40, las interrupciones; mientras que el código del programa se incluye en el Anexo N°2.

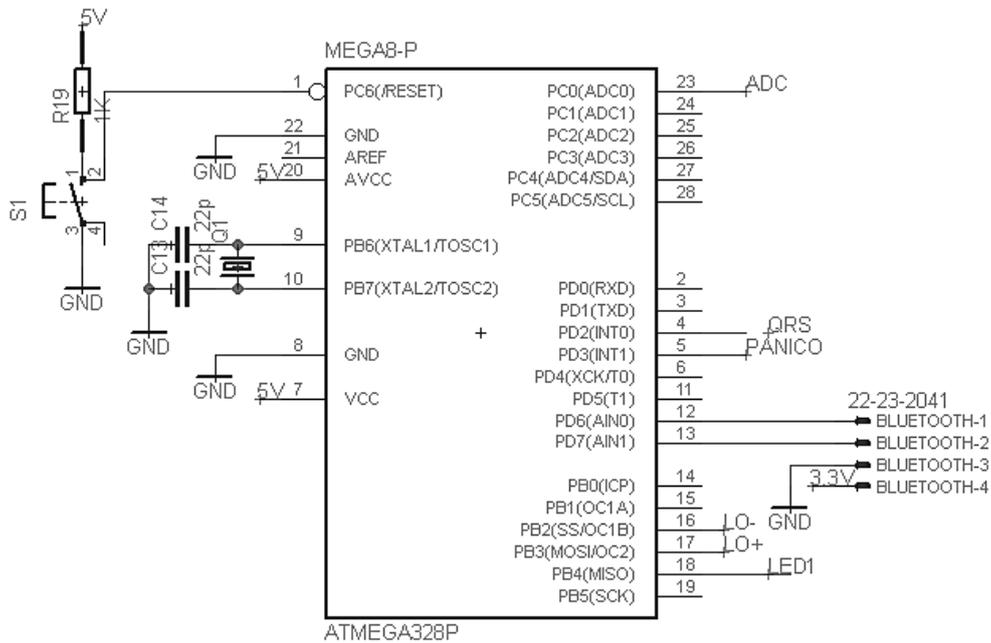
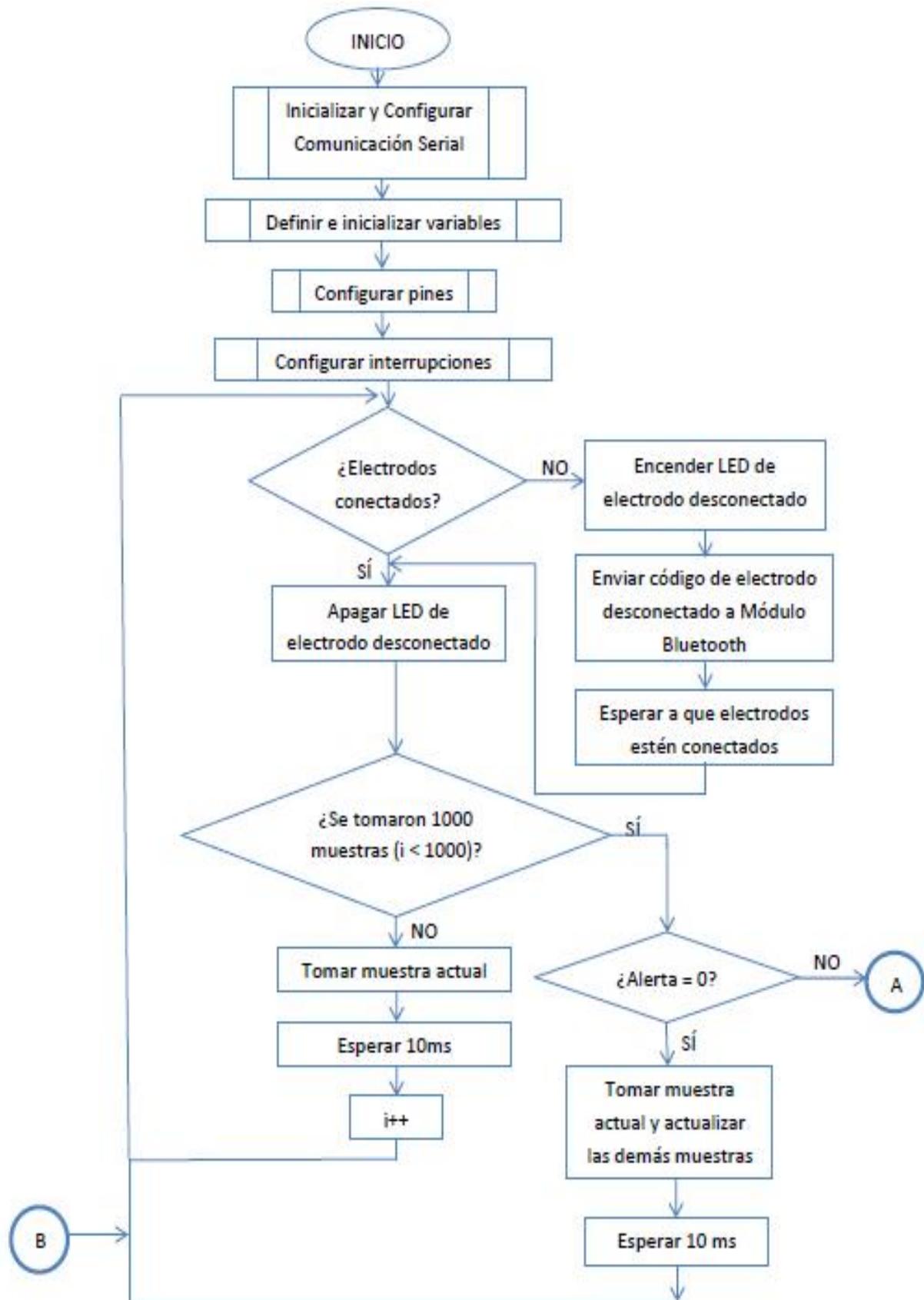


Figura 3. 37. Diagrama esquemático del microcontrolador ATmega328P con sus respectivas conexiones [Elaboración propia]

Programa Principal



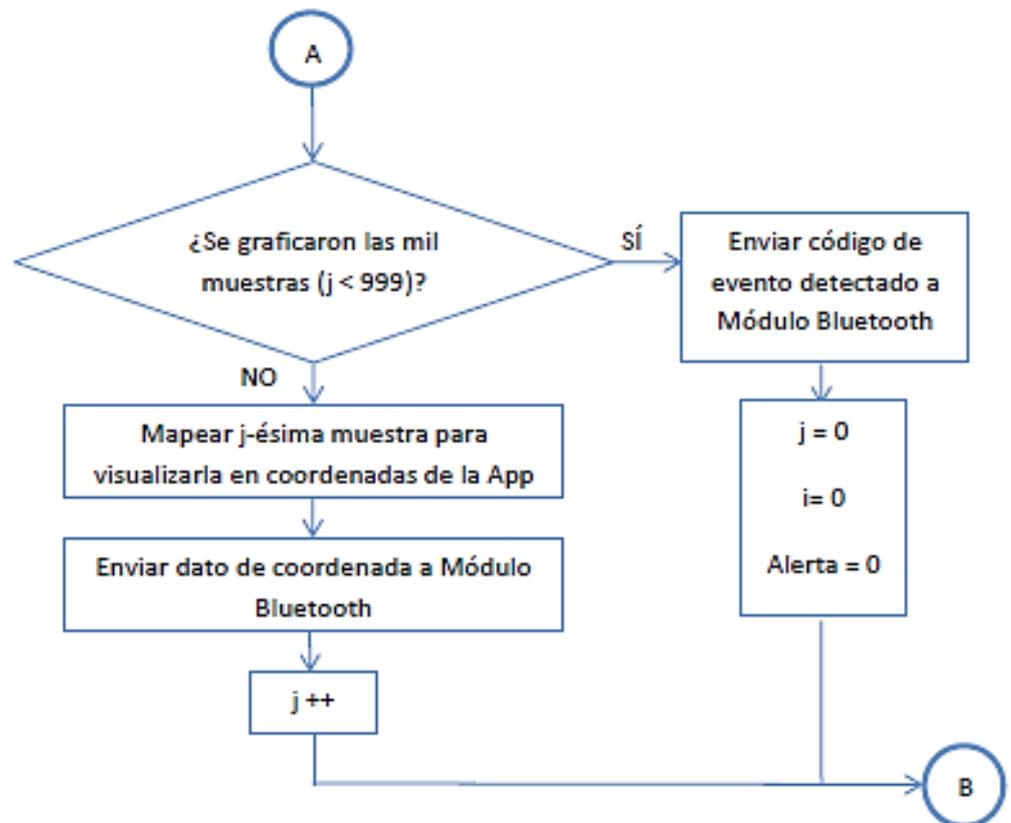


Figura 3. 38. Diagrama de Flujo de Programa Principal [Elaboración propia]

Interrupción por Botón de Alerta Presionado

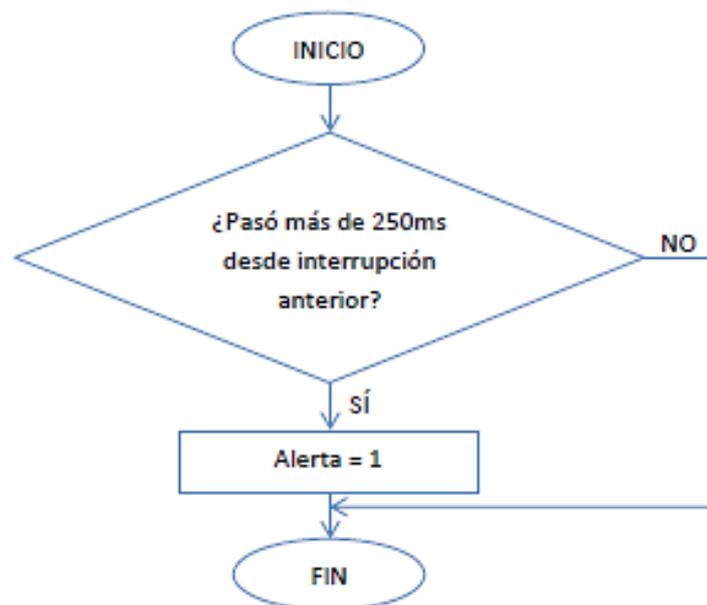


Figura 3. 39. Diagrama de Flujo de Interrupción por Botón de Alerta presionado [Elaboración propia]

Interrupción por Detección de Complejo QRS

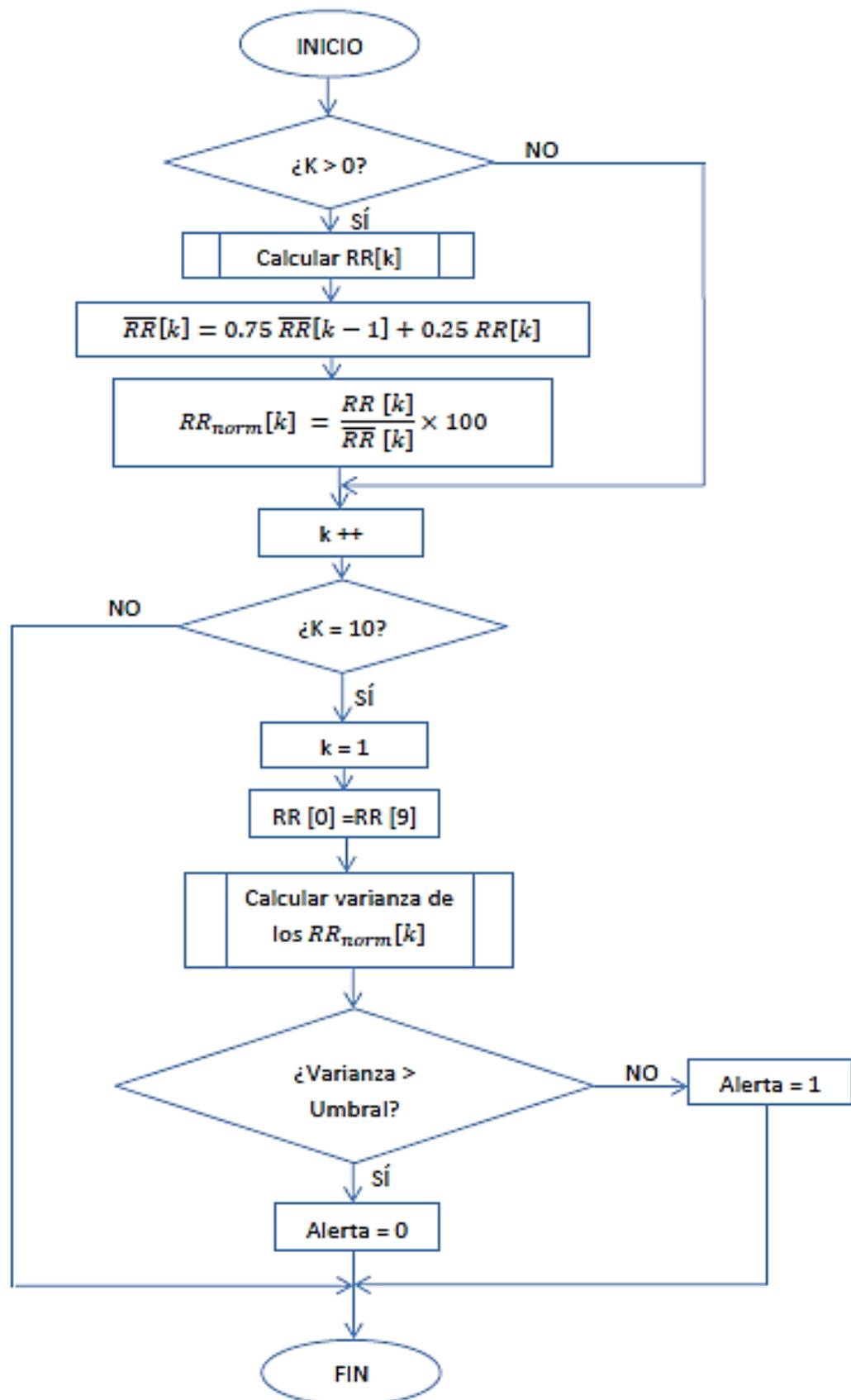


Figura 3. 40. Diagrama de Flujo de Interrupción por Detección de Complejo QRS [Elaboración propia]

3.10. Etapa de Alimentación

Requerimientos:

- Voltaje de 3.3VDC para Etapa de Adquisición y Etapa de Comunicación.
- Voltaje de 5VDC para microcontrolador y circuitos integrados.

Se tendrá que tener ambos niveles de voltajes regulados, de manera que las diferentes etapas del sistema funcionen de manera adecuada. Para ello, se pueden utilizar reguladores lineales o convertidores DC-DC conmutados. Se optará por trabajar con estos últimos debido a que presentan mayor eficiencia que los reguladores lineales. Lo se obtendrán a partir de los 5VDC. Un módulo convertidor DC-DC tipo Buck o reductor conseguido a nivel comercial es el MOD-MP1584, mostrado en la figura 3.41.



Figura 3. 41. Circuito Convertidor de Voltaje Tipo Buck MOD-MP1584 [Elaboración Propia].

Para la obtención de los 5VDC se plantearon las siguientes soluciones utilizando baterías de Ion-Litio y convertidores conmutados DC-DC.

- 2x Baterías de Litio de 3.7VDC + Reductor de Voltaje a 5VDC.
- 1x Batería de Litio de 3.7VDC + Elevador de Voltaje a 5VDC.

En la solución i. se emplean 2 baterías y existe una diferencia de 2.4VDC entre la entrada y la salida; mientras que en la solución ii. Se emplea una sola batería y existe una diferencia de 1.3VDC entre la entrada y la salida. Por este par de motivos se eligió emplear la segunda alternativa. El módulo MT3608 es un convertidor DC-DC “Step-Up” tipo Boost (ver figura 3.42), con el que se obtendrán los 5VDC a partir de una batería de Litio de 3.7VDC.



Figura 3. 42. Circuito Convertidor de Voltaje Tipo Boost MOD-MT3608 [Elaboración Propia].

Para realizar el cálculo del consumo de corriente del sistema, se tomaron 3 casos:

- Módulo Bluetooth sin emparejar (SE).
- Módulo Bluetooth emparejado y sin transmitir (EST).
- Módulo Bluetooth emparejado y transmitiendo (ET).

Para tal fin, se midió la caída de tensión en una resistencia de valor pequeño (10Ω) en serie con la fuente de alimentación; esto se realizó muestreando la señal de tensión a 100Hz, las figuras 3.43 y 3.44 muestran estas gráficas obtenidas en Matlab.

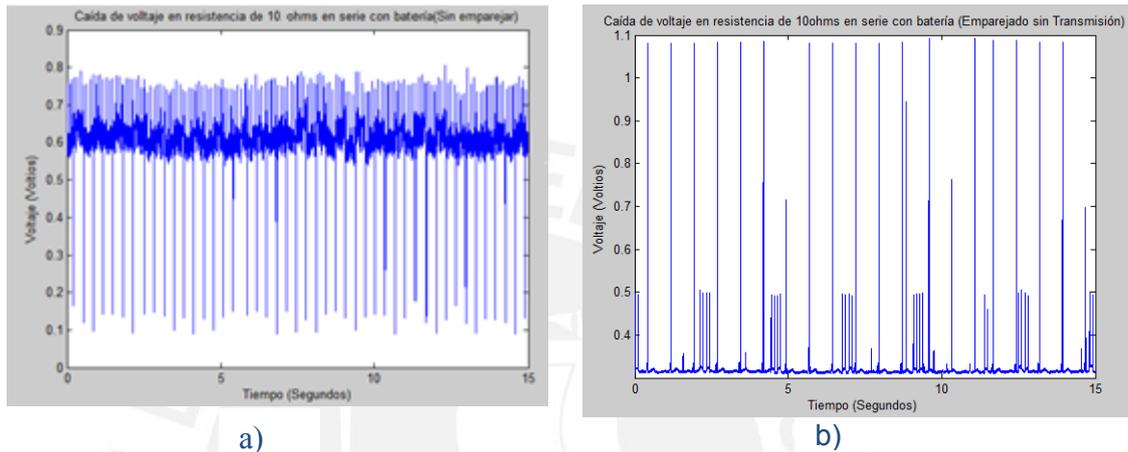


Figura 3. 43. Caída de voltaje en resistencia en serie con fuente de alimentación en 15 segundos para el caso de a) Módulo Bluetooth sin emparejar, b) Módulo Bluetooth Emparejado y sin Transmisión [Elaboración propia].

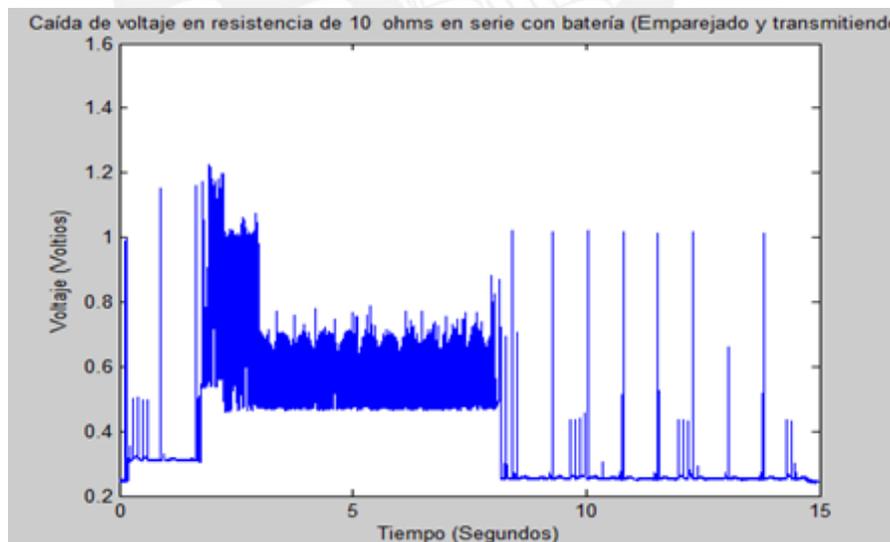


Figura 3. 44. Caída de voltaje en resistencia en serie con fuente de alimentación en 15 segundos en el caso del módulo Bluetooth emparejado con y con transmisión de datos [Elaboración propia].

En los 15 segundos que muestra la figura 3.44, el módulo Bluetooth se encuentra emparejado con el Smartphone; aproximadamente a los 1.7 segundos se detecta el evento y luego de casi 10 segundos, empieza la transmisión de los datos (1000 muestras) al Smartphone; la transmisión dura alrededor de 6.7 segundos.

Luego de realizar los cálculos de consumo, se hallaron las siguientes corrientes promedio, en cada uno de los 3 casos:

- a) **Módulo sin emparejar (SE):** **62.86 mA**
- b) **Módulo emparejado sin transmisión (EST):** **32.38 mA**
- c) **Módulo emparejado y transmitiendo (ET):** **54.03 mA**

Suponiendo la siguiente frecuencia de tiempos en un día:

- a) 2 veces al día, 1 minuto cada vez (Por si se desconecta por accidente)
- b) Aquí pasará la mayor parte del tiempo (Casi la totalidad del día)
- c) 3 veces entre eventos de FA y botón de alerta presionado; 6.5 segundos cada transmisión: Menos de 1 minuto al día.

Calculando la cantidad de mAh por día por cada caso:

- a) (SE) $62.86\text{mA} * 2\text{min} * (1\text{h} / 60\text{min}) / 1 \text{ día} = 2.09533\text{mA} / \text{día}$
- b) (EST) $32.38\text{mA} * 23\text{h } 57\text{min} * (1\text{h} / 60\text{min}) / 1 \text{ día} = 775.501\text{mA} / \text{día}$
- c) (ET) $54.03\text{mA} * 1 \text{ min} * (1\text{h} / 60\text{min}) / 1 \text{ día} = 0.9005\text{mA} / \text{día}$

Total: 778.49683mAh / día <> 5449.4778mAh / semana

Una batería como la Ultrafire de Litio Recargable de 3.7V, 7200mAH mostrada en la figura 3.45 es la que se elegirá para implementar el sistema. Dicha batería proveerá de autonomía al sistema por un tiempo estimado de:

$$7200 / 778.49683 = 9.2485 \text{ días}$$



Figura 3. 45. Batería de Litio Recargable Ultrafire de3.7V y 7200mAh [93]

El diagrama esquemático del circuito completo del sistema, que será el que se comunicará con el Smartphone, se muestra en la figura 3.46

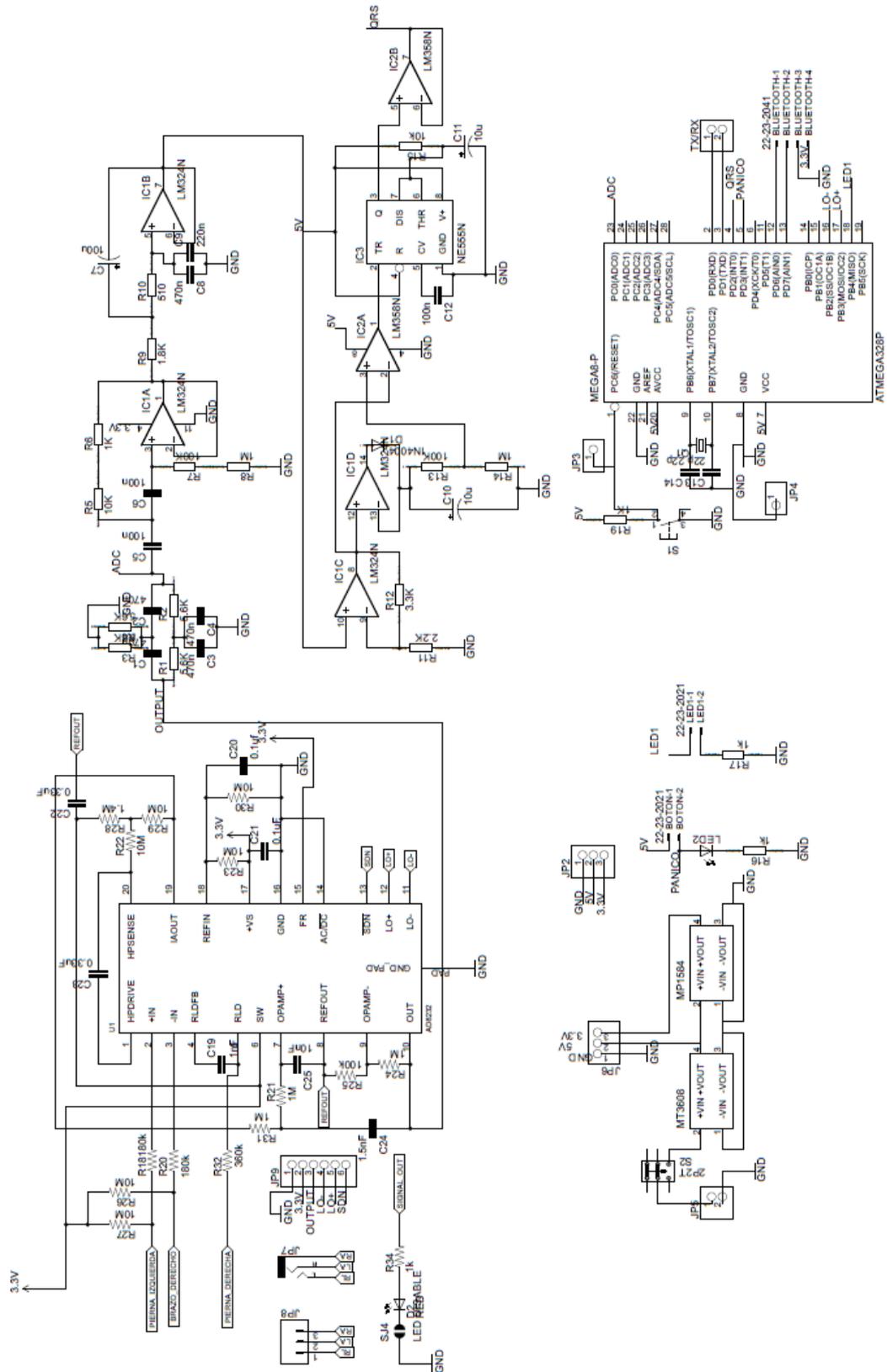


Figura 3. 46. Diagrama Esquemático Completo del Sistema [Elaboración propia].

3.11. Aplicación Móvil

Esta etapa será la responsable de enviar las alertas necesarias luego de haberse detectado un evento de FA; para esto se comunicará con el módulo Bluetooth. Las funciones específicas que tendrá esta aplicación son las siguientes:

- Emparejar el Smartphone con el Módulo Bluetooth.
- Enviar alerta de electrodo desconectado al cuidador del paciente.
- Enviar alerta de detección de FA al cuidador del paciente y al médico.
- Enviar alerta de botón de pánico al cuidador del paciente y al médico
- Generar y guardar una imagen a partir de las muestras tomadas durante un intervalo de tiempo en el que se produjo el evento detectado.

Para el desarrollo de la aplicación, se elegirá al Sistema Operativo Android por las siguientes razones [94, 95]

- Cuenta con un entorno de desarrollo de libre acceso.
- En el Perú, el sistema operativo Android es el más utilizado (ver tabla 3.4)
- El sistema operativo iOS utiliza su propio lenguaje de programación; mientras que Android emplea Java.

Tabla 3. 4. Tabla comparativa de sistemas operativos utilizados por usuarios de Smartphones en el Perú [95]

Sistema Operativo	SmarthPhone
Android	66,59%
iOS	23,20%
Windows Phone	5,35%
BlackBerry	2,42%

El entorno de desarrollo de la aplicación Android que se utilizará será el MIT-APPINVENTOR 2 BETA, una plataforma de libre acceso desarrollada por Google y el Massachusetts Institute of Technology, basada en una programación gráfica por bloques [96]. Se adjuntará la programación realizada en el Anexo N° 3.

La aplicación creada tiene por nombre “ecg PUCP” y pesa 1.51MB. En la figura 3.47 se muestra la pantalla de inicio de la aplicación, la cual solicitará el ingreso de los números celular del médico de cabecera del paciente, así como el de su cuidador o el de un familiar. Una vez ingresado los números correspondientes, la aplicación pedirá automáticamente permiso para iniciar la conexión Bluetooth (ver figura 3.48),

y al seleccionar la opción “Seleccionar Dptvo BT” se abrirá una lista de todos los dispositivos Bluetooth disponibles; en la figura 3.49 se muestra el módulo Bluetooth empleado en este trabajo con el nombre que se le configuró. La figura 3.50 muestra la segunda pantalla de la aplicación, que es en donde se generará y guardará la señal ECG sobre una imagen de un papel milimetrado, similar al que se utiliza en un electrocardiógrafo comercial, al detectarse algún evento de FA o presionar el botón de alerta.



Figura 3. 47. Pantalla de inicio de App “ecg PUCP” [Elaboración propia].



Figura 3.48. Solicitud de activar el Bluetooth del Smartphone [Elaboración propia].

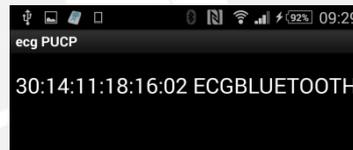


Figura 3. 49. Lista de dispositivos Bluetooth disponibles [Elaboración propia].



Figura 3. 47. Segunda pantalla de App “ecg PUCP” [Elaboración propia].

CAPÍTULO 4. PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO Y RESULTADOS

4.1. Pruebas de las etapas independientes

4.1.1. Pruebas de etapa de alimentación

Para la etapa de alimentación, se probó simultáneamente la existencia de los dos niveles de tensión (5VDC y 3.3VDC), para ello se hizo uso de un osciloscopio digital, cuya imagen se muestra en la figura 4.1, en donde se puede observar señales de voltajes muy cercanas a los voltajes requeridos con rizados de voltajes pico a pico pequeños (200mV), propio de las fuentes conmutadas.

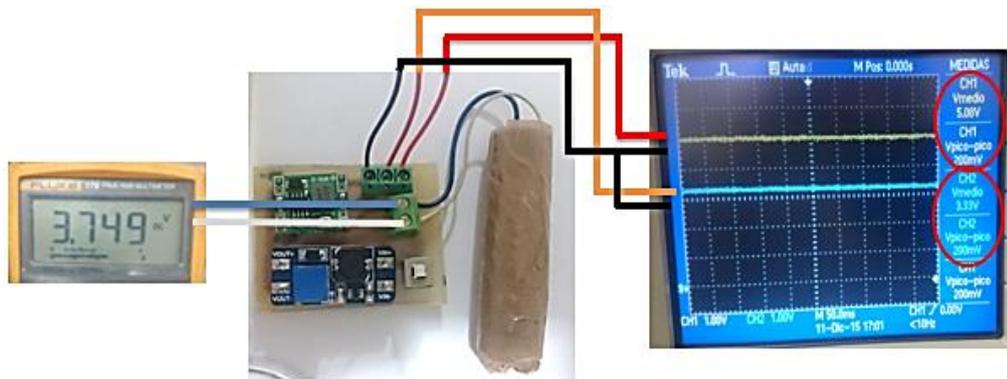


Figura 4. 1. Medición de los dos niveles de tensión requeridos [Elaboración propia]

4.1.2. Pruebas de Etapa de Adquisición

Para realizar pruebas en el circuito de adquisición, se hará uso de un osciloscopio digital para visualizar la señal ECG obtenida. Las señales se obtendrán a partir del simulador ECG *TechPatient* de *He Instruments*, el cual consta de entradas que simulan las partes del cuerpo donde se deben ubicar los electrodos para obtener las 12 derivaciones estándar (ver figura 4.2). Como se explicó antes, en este trabajo se analizó la derivación D II, la cual implica una conexión de electrodos en el brazo derecho (electrodo negro), pierna izquierda (electrodo blanco), y pierna derecha (electrodo rojo). Para las pruebas, la señal ECG será afectada con ruido blanco Gaussiano y ruido de línea eléctrica a 60Hz, los cuales se añaden desde la interfaz del simulador.



Figura 4. 2. Simulador de señales electrocardiográficas *TechPatient* de la marca *He instruments* con los cables conectados según derivación DII [Elaboración propia]

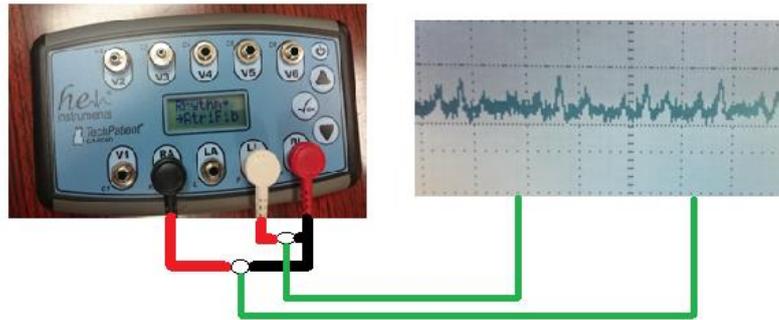


Figura 4. 3. Señal ECG obtenida antes de amplificación y filtrado [Elaboración propia]

Como se observa de la figura 4.3, es prácticamente imposible distinguir la señal ECG sin darle el acondicionamiento adecuado. Sin embargo, esta condición mejora luego de que la señal sea acondicionada con el circuito de adquisición basado en el integrado AD8232; no obstante, por su misma arquitectura, será imposible observar cómo esta señal es acondicionada progresivamente.

La figura 4.4 muestra en la parte superior la señal ECG luego de ser amplificada 1100 veces con una referencia virtual, y filtrada en la banda [0.5 – 40 Hz]; y en la parte inferior, la señal luego de ser filtrada en la banda de 60 Hz

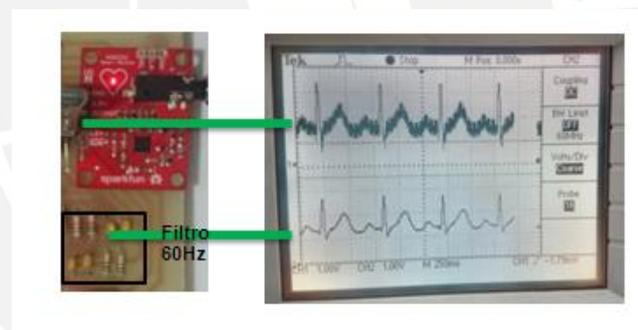


Figura 4. 4. Arriba: Señal ECG luego de amplificación y filtrado realizado con circuito de adquisición basado en el AD8232. Abajo: Luego de aplicarle un filtro en la banda de 60 Hz a la señal anterior. [Elaboración propia]

4.1.3. Pruebas de Etapa de Detección de Complejos QRS

Estas pruebas se realizaron evaluando que la formación de la onda cuadrada a la salida del circuito monoestable concuerde con cada complejo QRS de la señal ECG. La efectividad de esta etapa se evaluó calculando la relación entre la cantidad de pulsos de 100ms obtenidos a la salida de esta etapa y la cantidad de complejos QRS de su respectiva señal ECG. Para tal fin, se utilizaron señales ECG en ritmo sinusal y con FA, obtenidas con el simulador *TechPatient*, todas estas afectadas con ruido gaussiano; se hizo uso, también, en estas pruebas, de ruido de “desplazamiento de la línea base” (ver figura 4.6b) del simulador para poner a esta etapa en un escenario

más complicado. En las figuras 4.5 y 4.6 se observa la detección de los complejos QRS representada en la formación de ondas cuadradas.



Figura 4. 5. Formación de pulsos por cada complejo QRS detectado en una señal en ritmo sinusal [Elaboración propia].

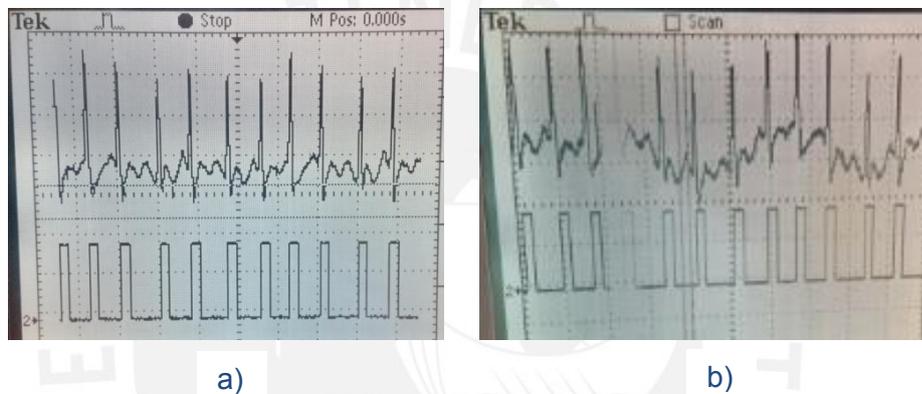


Figura 4. 6. Formación de pulsos por cada complejo QRS detectado en una señal con FA a) con ruido gaussiano, b) con desplazamiento de línea base [Elaboración propia].

Luego de realizar las pruebas correspondientes, se obtuvieron los resultados mostrados en la Tabla 4.1.

Tabla 4. 1. Pruebas realizadas con la etapa de Detección de Complejos QRS: Cantidad analizada vs Cantidad de Detecciones [Elaboración propia].

Complejos QRS analizados en señal en ritmo sinusal	3962
Complejos QRS detectados en señal en ritmo sinusal	3962
Complejos QRS analizados en señal con FA	4465
Complejos QRS detectados en señal con FA	4465

Durante estos ensayos, las señales ECG adquiridas desde el Simulador de Paciente fueron afectadas con los siguientes ruidos agregados desde la interfaz del simulador: ruido de red eléctrica (60Hz), ruido gaussiano, desplazamiento de la línea base, ruido aleatorio, entre otros. Cada señal analizada en esta etapa, con su respectivo ruido, tuvo una duración aproximada de entre 11 a 13 minutos; logrando una duración total de más de dos horas.

4.1.4. Pruebas de Etapa de Decisión

En estas pruebas, se evaluó el algoritmo implementado en el microcontrolador; específicamente, el valor que decidirá si existe FA o no (varianza de intervalos RR normalizados), el cual se configuró con el valor umbral de 70. Para ello, haciendo uso del simulador *TechPatient*, se obtuvo una serie de estos valores para los casos de señales con FA y en ritmo sinusal; en este último caso, se incluyeron variantes como señales con distintos ritmos entre 30 y 180bpm, así como arritmias respiratorias (arritmias no patológicas, las cuales añaden pequeñas variaciones en los intervalos RR, que el algoritmo podría confundir como FA). Luego de realizar los histogramas de estos valores para sendos casos, los cuales se muestran en las figuras 4.7 y 4.8, se logró apreciar que en el 74.17% de los valores superó el umbral de decisión para señales con FA, mientras que para el caso de señales en ritmo sinusal, ningún valor superó el umbral.

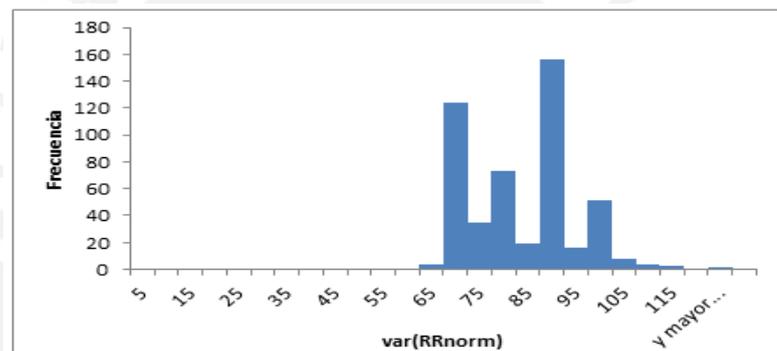


Figura 4. 7. Histograma de intervalos RR normalizados en señales con FA obtenidas con simulador *TechPatient* [Elaboración propia].

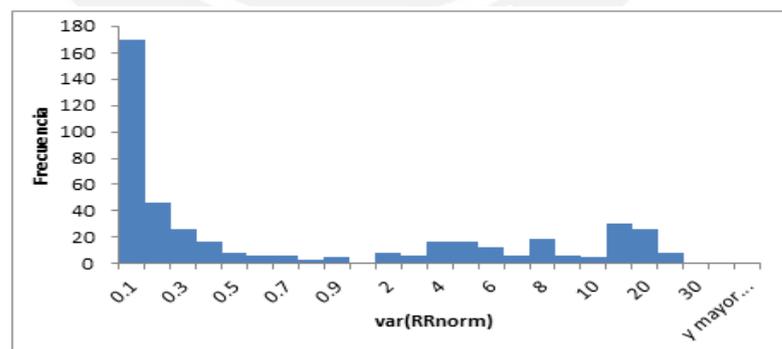


Figura 4. 8. Histograma de intervalos RR normalizados en señales en ritmo sinusal normal obtenidas con simulador *TechPatient* [Elaboración propia].

Las pruebas realizadas en el presente capítulo estuvieron condicionadas por el número limitado de complejos QRS de las señales adquiridas del Simulador de Paciente, caracterizadas por ser señales de corta duración que se repiten cada cierto intervalo de tiempo.

4.1.5. Pruebas de Etapa de Comunicación y Aplicación Móvil

Con estas pruebas se buscó evaluar el funcionamiento de la aplicación móvil, así como la correcta comunicación del Smartphone con el microcontrolador a través del módulo Bluetooth.

La figura 4.9 muestra el instante en que la señal es generada sobre la imagen del papel milimetrado en la pantalla del Smartphone. Esta señal se dibujará en cuatro filas para poder tener en una sola imagen los 10 segundos de la señal ECG.

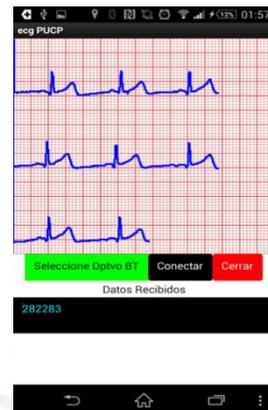


Figura 4. 9. Señal ECG generándose sobre imagen del papel milimetrado [Elaboración propia].



Figura 4. 10. Ventana de envío de correo electrónico generada por la aplicación luego de graficar la señal ECG [Elaboración propia].

Cuando los 10 segundos de esta imagen fueron graficados, el microcontrolador envió un código por medio del módulo Bluetooth, la aplicación recibió este código y se enviaron los mensajes de texto a los números configurados al inicio de la aplicación. El mensaje (a) de la figura 4.11 al médico y el mensaje (b) al familiar o cuidador del paciente, avisando que tiene que enviar el correo al médico. En el smartphone se adjuntó automáticamente una imagen de la señal ECG así como un pequeño comentario configurable en una ventana de envío de correo electrónico; esta ventana se puede observar en la figura 4.10.

Del mismo modo, el sistema logró enviar el mensaje (c) al familiar/cuidador cuando los electrodos – o sus cables – fueron desconectados.





Figura 4. 11. Mensajes de texto enviados automáticamente por la aplicación a los números introducidos a la aplicación [Elaboración propia]

La formación adecuada de las señales ECG, así como el envío de los mensajes de texto demuestran el correcto funcionamiento de la etapa de comunicación y de la aplicación móvil.

4.2. Pruebas del Sistema

Una vez realizadas las pruebas individuales del sistema por etapas, se probará el íntegro del sistema; esto se realizará con señales en Ritmo Sinusal y con FA, todas afectadas con ruido blanco gaussiano, obtenidas con el simulador *TechPatient*.

En la figura 4.12 se muestra la tarjeta implementada del sistema.



Figura 4. 12. Tarjeta electrónica del sistema implementado [Elaboración propia].

4.2.1. Pruebas con señales en Ritmo Sinusal

Se puso a prueba el sistema completo tomando como entrada señales en ritmo sinusal con ritmos entre 30 y 180 latidos por minuto. El sistema funcionó de manera adecuada al no generar alerta alguna. Para probar el sistema, se hizo uso del botón de alerta. El resultado fue los 2 SMS (a) y (b) de la figura 4.11), y la generación de la ventana del envío de la señal por correo electrónico.

En la figura 4.13 se muestran algunas de las imágenes que se enviaron por correo electrónico.

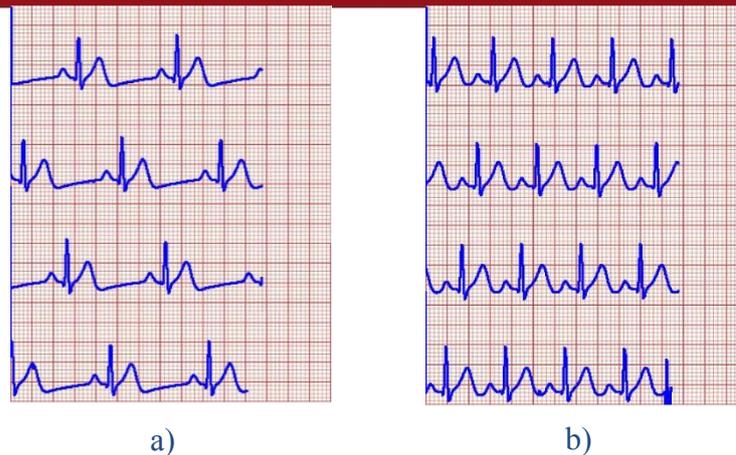


Figura 4. 13. Imágenes generadas con el botón de alerta para señales en ritmo sinusal con frecuencias de a) 40bpm, b) 100bpm [Elaboración propia].

4.2.2. Pruebas con señales con FA

El sistema que se desarrolló, mediante el algoritmo implementado, realiza un análisis de la señal ECG a la que es sometido cada 10 complejos QRS detectados y decide si se trata de FA o no. De no detectarse FA, seguirá haciendo un análisis iterativo cada 10 complejos QRS detectados.

El sistema fue puesto a prueba con señales con FA un total de 496 veces; de las cuales 368 fueron detectadas como FA con un solo análisis de esta señal (10 complejos QRS); otras 124, necesitaron un segundo análisis para su detección (19 complejos QRS); y otras 4 necesitaron más de tres análisis (más de 28 complejos QRS). La FA no es una arritmia permanente, y en las bases de datos consultadas existen cortos episodios de FA de hasta 5 segundos. Si el primer análisis que se realiza cuando aparece este tipo de arritmias de duración muy corta, cuando se realice el siguiente análisis, y se haya dejado de producir la FA, el sistema no detectará dicha ocurrencia de FA.

La figura 4.14 muestra una de las imágenes que se envió por correo electrónico luego de detectarse el evento de FA.

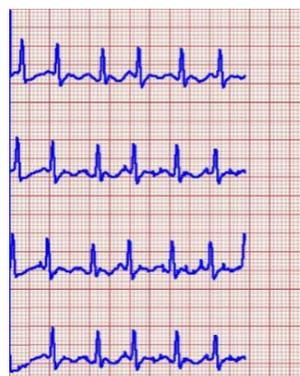


Figura 4. 14. Imagen generada luego de detectarse evento de FA [Elaboración propia].

Cabe mencionar que para determinar correctamente los parámetros de selectividad, especificidad, predictividad y error del algoritmo implementado, tal como se mostró en la Tabla 3.1, se requerirían hacer pruebas clínicas con pacientes y pruebas con bases de datos de señales ECG brindadas por hospitales y clínicas de sus sistemas holter. Por tanto, de acuerdo con las limitaciones propias de los ensayos realizados en la presente tesis, no es posible determinar bajo las mismas condiciones tales parámetros.

4.2.3. Pruebas con otras arritmias

Al realizar pruebas con otro tipo de arritmias, se observaron algunas como el bigeminismo y trigeminismo auricular, que, si bien no presentan una irregularidad propiamente dicha de intervalos RR, son clasificados como FA por el sistema. Esto debido a que sus señales ECG presentan apariciones extraordinarias de actividades ventriculares (que incluyen complejos QRS) por cada latido sinusal normal en el caso del bigeminismo; y cada dos latidos sinusales normales para el trigeminismo. Las imágenes generadas de manera automática por el sistema ante arritmias de este tipo se aprecian en la figura 4.15.

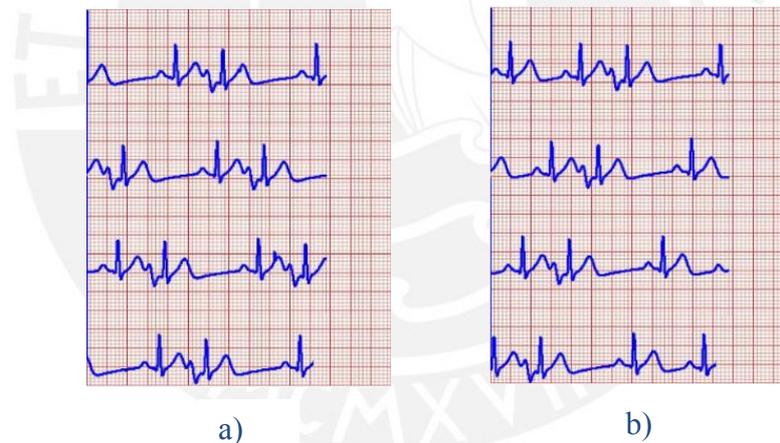


Figura 4. 15. Imágenes generadas de manera automática al exponer el sistema ante las arritmias a) bigeminismo auricular, b) trigeminismo auricular [Elaboración propia].

Por otro lado, existen arritmias que en lugar de generar irregularidad en intervalos RR añadiendo complejos QRS, recortan estos complejos de forma anómala provocando una irregularidad en los intervalos RR detectada por el sistema. Entre ellas se encuentra el bloqueo auriculo-ventricular de 2do grado, cuya imagen generada por el sistema se muestra en la figura 4.16.

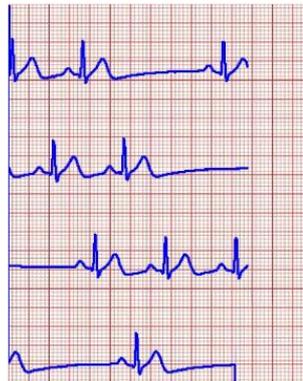


Figura 4. 16. Imagen generada de manera automática al exponer el sistema ante una señal con Bloqueo Auriculo-ventricular de 2do grado [Elaboración propia].

CONCLUSIONES

- Se logró implementar un sistema capaz de adquirir una señal electrocardiográfica en la derivación DII, con la capacidad de detectar y alertar anomalías en esta señal que puedan ser atribuibles a eventos de fibrilación auricular enviando una alerta vía SMS.
- Se seleccionaron los componentes adecuados para una óptima adquisición y procesamiento de la señal ECG (electrodos, cable, componentes electrónicos).
- Se seleccionó el sistema de comunicación inalámbrico, el cual constó de tres etapas: Bluetooth, SMS e Internet.
- Se implementó un algoritmo para detección de Fibrilación Auricular basado en el algoritmo de Logan.
- Se desarrolló una aplicación para Sistema Operativo Android de tamaño reducido (1.51 MB). La elección del Smartphone por sobre el uso de un módulo GSM para el envío de alertas ante detección de Fibrilación Auricular abrió la posibilidad de dotar al sistema de nuevas funcionalidades como: Interfaz de usuario, correo electrónico, generación de imágenes de la señal ECG.
- El filtro realizado con base en el circuito integrado AD8232 no impidió la interferencia de la red eléctrica, pese a que su frecuencia de corte superior fue de 40Hz. Por tal motivo, se tuvo que incluir un filtro de 60Hz.
- El conjunto de filtros desarrollado fue efectivo contra los ruidos generados por el Simulador de Pacientes, tales como: ruido gaussiano, ruido de línea eléctrica, y desplazamiento de la línea base.

- Las arritmias de tipo respiratoria no son patológicas; sin embargo, introducen pequeñas desviaciones en los intervalos RR. No obstante, no llegaron a superar el umbral de decisión (70), cuyos valores oscilaban entre 30 y 50.
- Con el procesamiento analógico utilizado para la detección de los picos de los complejos QRS obtenidos de las señales ECG de un simulador de pacientes se logró tener el 100% de efectividad, aun estando sometida la señal ECG a ruidos generados por dicho simulador como: desplazamiento de la línea base y a arritmias como la llamada “Complejo de ST elevado”, la cual eleva la onda T al mismo nivel del complejo QRS.
- De las pruebas realizadas con señales obtenidas con el Simulador de Paciente (señal limitada en tiempo), se concluye que el sistema pudo detectar en un 74.19% la Fibrilación Auricular con un solo análisis bucle del algoritmo, es decir con 10 complejos QRS (7 segundos de señal aprox.); otro 25% necesitó dos análisis seguidos (14 segundos de señal aprox.); mientras que un 0.81% necesitó más de 2 análisis (más de 21 segundos).
- El sistema, mediante el algoritmo implementado, logró detectar además de Fibrilación Auricular, arritmias como bigeminismo, trigeminismo y bloqueo auriculo-ventricular de 2do grado; esto porque este tipo de arritmias introducen o quitan de manera anómala actividades ventriculares que incluyen complejos QRS, ocasionando irregularidades en los intervalos RR, las cuales son detectadas por el algoritmo.

RECOMENDACIONES

- Se podría aprovechar el uso del Smartphone y utilizar su memoria interna o una externa como la SD para así resolver la limitante de la corta memoria del sistema para almacenar información.
- Se podría utilizar un entorno de programación más rápido que el AppInventor como el Android Studio, con lenguajes de programación menos elevados que permitan añadir por ejemplo, la visualización de la señal ECG en tiempo real en la pantalla del Smartphone.
- El Módulo Bluetooth clase 2.0 que se utilizó consume casi la mitad de la corriente del sistema; sin embargo, se podría reducir este consumo utilizando una clase de potencia reducida como la 4.0, aunque esto obligaría a utilizar un Smartphone con Bluetooth de la misma clase.

- Se podría realizar un procesamiento digital en lugar de analógico para comparar ambas soluciones desde las perspectivas de tamaño de equipo, consumo de energía, efectividad; asimismo, con un procesamiento digital, se podría hacer uso de bases de datos de libre acceso como las de Physionet para una mayor cantidad de pruebas.
- Si bien la detección automática de otro tipo de arritmias, como el bigeminismo, trigeminismo y bloqueo auriculo-ventricular tendría un mayor potencial de usuarios; entonces, se tendría que emplear un algoritmo más robusto que sea capaz de clasificar cada tipo de arritmia.
- Se podría tener un algoritmo que presente una mayor selectividad si este tomara en consideración la ausencia de onda P en conjunto con la irregularidad de intervalos RR para realizar la detección de FA.



BIBLIOGRAFÍA

- [1] AF 360°. Guía para Fibrilación Auricular – Información para el Paciente. Heart Rhythm Society. 2011.
- [2] Camm AJ, Kirchhof P, Lip GY, Schotten U, Savelieva, Ernst S, et al. Guidelines for the management of atrial fibrillation: the Task Force for the Management of Atrial Fibrillation of the European Society of Cardiology (ESC). EurHeart J. 2010; 31: pp 2369-2429.
- [3] Mateo J, Cardeñosa MC, Raja A. Arritmias Cardiacas. Sescam Servicio de Salud de Castilla – La Mancha.2002.
- [4] Arámburu C. Las 5 arritmias que debes saber identificar en el ECG. Sapiens Medicus 2014 (Consultado el 02 Agosto 2015). Disponible en: <http://sapiensmedicus.org/blog/2014/04/09/las-5-arritmias-que-debes-saber-identificar-en-el-ecg/>
- [5] Healey J, Baranchuk A, Cristal E, Morillo C, Garfinkle M, Yusuf A, et al. Prevention of atrial fibrillation with angiotensin-converting enzyme inhibitors and angiotensin-converting enzyme inhibitors and angiotensin receptor blockers: A meta-analysis. J Am CollCardiol. 2005; 45: pp 1832-1839.
- [6] Heeringa J, Van der Kuip DAM, HofmanA,Kors JA, Van Herpen G, Stricker B, et al. Prevalence, incidence and lifetime risk of atrial fibrillation: the Rotterdam study. EurHeart J. 2006; 27: pp 949-953.
- [7] García-Acuña JM, González-Juanatey JR, Alegría Ezquerra E, González Maqueda I, Listerri JL. La fibrilación auricular permanente en las enfermedades cardiovasculares en España - Estudio CARDIOTENS 1999. RevEspCardiol. 2002; 55: pp 943-952.
- [8] Masía R, Sala J, Pena A, Investigadores del Estudio REGICOR. Prevalencia de fibrilación auricular en la provincia de Girona: el Estudio REGICOR. RevEspCardiol. 2001; 54: p 1240.
- [9] Cea-Calvo L, Redón J, Lozano JV, Fernández-Pérez C, Martí-Canales JC, Listerri JL, et al. Prevalencia de fibrilación auricular en la población española de 60 o más años de edad - Estudio PREV-ICTUS. RevEspCardiol. 2007; 60: pp 616-624.

- [10] Bonhorst D, Mendes M, Adragao P, De Sousa J, Primo J, Leiria E, et al. Prevalence of atrial fibrillation in the Portuguese population aged 40 and over: the FAMA study. *Rev Port Cardiol.* 2010; 29: pp 331-50.
- [11] López Soto A, Formiga F, Bosch X, García Alegría J. Prevalencia de la fibrilación auricular y factores relacionados en pacientes ancianos hospitalizados: estudio ESFINGE. *MedClin (Barc).* 2012; 138: pp 231-217.
- [12] Barrios V, Calderón A, Escobar C, De la Figuera M. Pacientes con fibrilación auricular asistidos en consultas de atención primaria - Estudio Val-FAAP. *RevEspCardiol.* 2012; 65: pp 47-53.
- [13] Sociedad Española de Cardiología. Resultados del Estudio OFRECE. (Consultado el 12 de julio del 2015). Disponible en: <http://www.secardiologia.es/formacion-y-becas/elearning/537-webinars/4508-resultados-del-estudio-ofrece>
- [14] Lloyd-Jones D, Wang TJ, Leip EP, Larson MG, Levy D, Vasan RS, et al. Lifetime risk for development of atrial fibrillation: the Framingham Heart Study. *Circulation.* 2004; 110: pp 1042-1046.
- [15] Go AS, Hylek EM, Phillips KA, Chang Y, Henault LE, Selby JV, et al.. Prevalence of diagnosed atrial fibrillation in adults: national implications for rhythm management and stroke prevention: the Anticoagulation and Risk Factors in Atrial Fibrillation (ATRIA) Study. *JAMA.* 2001; 285: pp 2370-2375.
- [16] Reyes A M, Reyes V A, Vives R G, Salazar C P. Prevalencia de Fibrilación Auricular en pacientes hospitalizados por enfermedad cerebrovascular en dos hospitales del Ministerio de Salud. *RevistaPeruana de Cardiología.* 2007: pp 121-127.
- [17] Wong Ch, Brooks A, Leong D, Oberts-Thomson K, Sanders P. The increasing burden of atrial fibrillation compared with heart failure and myocardial infarction: a 15-year study of all hospitalizations in Australia. *ArchInternMed.* 2012; 172: pp 739-741.
- [18] Gudiño A F, Chediak C. Epidemiología, patogénesis y genética de la fibrilación auricular. *MedWave Año XII,* 3. 2012.
- [19] Donoso Sepúlveda Archibaldo. Orientación para la Familia del Adulto Mayor Postrado. Hospital Clínico de la U. Chile. 1998.

- [20] Drew BJ, Califf RM, Funk M, et al. Practice Standards for Electrocardiographic Monitoring in Hospital Settings. *Circulation*. 2004; 110: pp 2721-2746.
- [21] Bonow R, Mann D, Zipes D, Libby P. *Tratado de Cardiología – Volumen 1*, ed 9. Elseiver España. 2013.
- [22] American Heart Association. What are the Symptoms of Atrial Fibrillation (AFib or AF)? (Consultado el 4 de julio de 2015). Disponible en: http://www.heart.org/HEARTORG/Conditions/Arrhythmia/AboutArrhythmia/What-are-the-Symptoms-of-Atrial-Fibrillation-AFib-or-AF_UCM_423777_Article.jsp
- [23] Pietrangelo A. Atrial Fibrillation by the Numbers: Facts, Statics, and You. *Healthline*. 2014 (Consultado el 12 de julio 2014). Disponible en: <http://www.healthline.com/health/living-with-atrial-fibrillation/facts-statistics-infographic#1>
- [24] Mayo Clinic. Diseases and Conditions – Atrial Fibrillation (Consultado el 12 de julio de 2015). Disponible en <http://www.mayoclinic.org/diseases-conditions/atrial-fibrillation/basics/symptoms/con-20027014>
- [25] Cabrales M, Venegas D. *Manual de métodos diagnósticos en electrofisiología cardiovascular*. Primera Edición. Sociedad Colombiana de Cardiología y Cirugía Cardiovascular. 2006.
- [26] Rodriguez J, Coma R, Sánchez V, Esteve J. El Holter implantable subcutáneo - Un nuevo instrumento para el diagnóstico de síncope de origen no determinado. *Rev EspCardiol*. 1998; 51 (6), pp. 502-505.
- [27] Thrall G, Lip GY, Carroll D, Lane D. Depression, anxiety, and quality of life in patients with atrial fibrillation. *Chest*. 2007; 132(4): pp. 1259-1264.
- [28] Fuster V, Rydén LE, Cannom DS, Crijin HJ, Curtis AB, Ellenbogen Ka, et al. ACC/AHA/ESC 2006 guidelines for the management of patients with atrial fibrillation-executive summary: a report of the American College of Cardiology / American Heart Association Task Force for Practice Guidelines. *J Am CollCardiol*. 2006; 48: pp 854-906.
- [29] Kannel W, Benjamin E Status of the epidemiology of atrial fibrillation. *Med Clin North Am*. 2008 Jan; 92(1): pp 17-40.

- [30] Friberg L, Rosenqvist M. Cardiovascular hospitalization as a surrogate endpoint for mortality in studies of atrial fibrillation: report from the Stockholm Cohort Study of Atrial Fibrillation. *Europace*. 2011 May; 13(5): pp 626-633.
- [31] Benjamin EJ, Wolf PA, D'Agostino RB, Silbershatz H, Kannel WB, Levy D. Impact of atrial fibrillation on the risk of death: The Framingham Heart Study. *Circulation*. 1998 Sep 8; 98(10): pp 946-952.
- [32] Wolowacz SE, Samuel M, Brenan VK, Jass-Mosqueda JG, Van Gelder IC. The cost of illness of atrial fibrillation: a systemic thromboembolism in atrial fibrillation and flutter. *Can J Cardiol*. 2011 Ene-Feb; 27(1): pp 74-90.
- [33] Qiang Fang, Fahim Sufi, Irena Cosic. A Mobile Device Based ECG Analysis System. RMIT University Australia. *Data Mining in Medical and Biological Research*. 2008: pp 209-228.
- [34] Fahim Sufi, Ibrahim Khalil, AdbunNaserMahmood. A clustering based system for instant detection of cardiac abnormalities from compressed ECG. *Elsevier Expert System with Applications*. 38. 2011: pp 4705-4713.
- [35] Cesario David, Cao Michael, Cunningham Mark, Saxon Leslie, LibbusMad. Arrhythmia Detection with a Low-Profile Wireless Adherent Cardiac Monitor: Results from the ADAMand EVE Studies. *The Journal of innovations in Cardiac Rhythm Management*. 2. 2011: pp 476-482.
- [36] YarivAvraham Amos, Gil Kaminski. Method and system for detecting cardiac arrhythmia. U.S. Patent 0209126 A1. August 16, 2012.
- [37] Abhilasha Patel, PankajGakare, AChهران. Real Time ECG Feature Extraction and Arrhythmia Detection on a Mobile Platform. *International Journal of Computer Applications*. 44(23). 2012: pp 40-45
- [38] Texas Heart Institute – Centro de Información Cardiovascular. Anatomía del corazón (Consultado en 10 de mayo de 2015). Disponible en: http://www.texasheart.org/HIC/anatomy_Esp/anato_sp.cfm
- [39] Le Vay David. *Anatomía y Fisiología Humana*. 2da edición. Editorial Paidotribo. 2004.
- [40] Chorro F J, López Merino V. *Electrocardiografía en la práctica clínica*. 2da edición. Universitat de Valencia. 2005.

- [41] Texas Heart Institute – Centro de Información Cardiovascular. Bloqueo de rama (Consultado en 2 de mayo de 2015). Disponible en: http://www.texasheart.org/HIC/Topics_Esp/Cond/bbblo_sp.cfm
- [42] Vega Guillermo. Diseño y Construcción de un Electrocardiógrafo de 12 derivaciones para el análisis de señales cardíacas. Universidad Politécnica Salesiana Sede Cuenca. 2012.
- [43] Davis. Interpretación del ECG – Su dominio rápido y exacto; 4ª edición. Editorial Médica Panamericana. 2007.
- [44] Electrocardiografía.es. Derivaciones electrocardiográficas (Consultado el 29 de abril 2015). Disponible en: <http://www.electrocardiografia.es/derivaciones.html>
- [45] Pontificia Universidad Católica del Perú. Guía de Laboratorio N° 1 – Ingeniería Clínica 2014-1. 2014.
- [46] Hampton John R. ECG Fácil; 7ma edición. España Elseiver Ediciones. 2009.
- [47] Kaiser Stefanie, KirstMalte, Kunze Christophe. Automatic Detection of Atrial Fibrillation for Mobile Devices. International Joint Conference, BIOSTEC 2009, CCIS 52: pp. 258-270. 2010.
- [48] Larburu N, Lopetegi T, Romero I. Comparative Study of Algorithms for Atrial Fibrillation Detection. Computing in Cardiology 2011; 38: pp. 265-268.
- [49] Romero I, Wubbeler G, Elster C. Common spatial pattern: an improved method for atrial fibrillation wave extraction wave extraction based on the principal component analysis. Computers in Cardiology 2007; 34: pp. 501-504.
- [50] Rieta JJ, Zarzoso V, Millet-Roig J, García-Civera R, Ruiz-Granell R. Atrial Activity Extraction Based on Blind Source Separation as an Alternative to QRST Cancellation for Atrial Fibrillation Analysis. IEEE Computers in Cardiology. 2000; 27: pp. 69-72.
- [51] Zarzoso V, Nandi AK. Non invasive Fetal Electrocardiogram Extraction: Blind Separation Versus Adaptive Noise Cancellation. IEEE Trans. Biomed. Eng. 2001; 48: pp. 12-18.
- [52] Vasquez C, Hernández A, Mora F, Carrault G, Passariello G. Atrial Activity Enhancement by Wiener Filtering Using an Artificial Network. IEEE Trans. BiomMed. Eng. 2001; 48: pp. 940-944.

- [53] Sita G, Ramakrishnam AG. Wavelet Domain Nonlinear Filtering for Evoked Potential Signal Enhancement. *Applied and Computational Harmonic Analysis* 2001; 33: pp. 431-446.
- [54] Couderc JP, Zareba W. Contribution of wavelets to the non-invasive electrocardiology. *ANE* 1998; 3: pp. 54-62.
- [55] Dai W, Yang Z, Lim SL, Milkhalova O, Chee J. Processing and Analysis of ECG Signal Using Nonorthogonal Wavelet Transform. *Proceedings-20th Annual International Conference. IEEE/EMBS* 1998: pp. 139-142.
- [56] Thurner S, Feurstein MC, Teich MC. Multiresolution Wavelet Analysis of Heartbeat Intervals Discriminates Healthy Patients from Those with Cardiac Pathology. *Physical Review Letters* 1998; 80: pp. 1544-1547.
- [57] Millet J, Ruiz García S, Ruiz-Granell R, Civera R. Algoritmo para la detección de FV mediante la Transformada Wavelet. *Proceedings XIV Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica*. 1996.
- [58] Li C, Zheng C, Tai C. Detection of ECG Characteristic Points Using Wavelet Transforms. *IEEE Trans. BioMed. Eng.* 1995; 42: pp. 21-28.
- [59] Sánchez C, Millet J, RietaJJRódenas J, Ruiz-Granell R, Morell S, García R. Extracción de Actividad Auricular mediante Transformación por Paquetes de Wavelet. *Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB)* 2011; 19: pp. 182-192.
- [60] Moody GB, Mark RG. A new method for detecting atrial fibrillation using R-R intervals. *Computers in Cardiology* 1983; 10: pp. 227-230.
- [61] Logan B, Healey J. Robust Detection of Atrial Fibrillation for a Log Term Telemonitoring System. *Computers in Cardiology* 2005; 32: pp. 227-230.
- [62] Linker DT. Long-Term Monitoring for detection of Atrial Fibrillation. *Patent Application Publication* 2006. Seattle, US.
- [63] Tatento K, Glass L. Automatic detection of atrial fibrillation using the coefficient of variation and density histograms of RR and RR intervals. *Medical and Biological Engineering and Computing* 2001; 39: pp. 664-671.

- [64] Cerutti S, Mainardi LT, Porta A, Bianchi AM. Analysis of the dynamics of RR interval series for the detection of atrial fibrillation episodes. *Computers in Cardiology*, 1997; 24: pp. 77-80.
- [65] Romero I, Addison PS, Reed MJ, Grubb N, Clegg GR, Robertson CE, Watson JN. Continuous wavelet modulus maxima analysis of the electrocardiogram: Beat characterization and beat-to-beat measurement. *Int J Wavelets, Multiresolution Inf Process* 2005; 3(1): pp. 19-42.
- [66] Pan Jiapu, Tompkins Willis J. A Real-Time QRS Detection Algorithm. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol BME-32, No 3, 1995.
- [67] Delgado YA, Villena JL. Sistema Reproductor de ECG Digital y Detector de Eventos con Discriminación de Ritmo Cardíaco. Universidad Simón Bolívar. 2006.
- [68] Willis J. Tompkins. *Biomedical Digital Signal Processing*. Prentice Hall. Wisconsin. 1993.
- [69] Thakor NV, Webster JG, Tompkins WJ. Optimal QRS detector. *Medical and Biological Engineering*. 1983: pp. 343-350.
- [70] Thakor NV, Webster JG, Tompkins WJ. Estimation of QRS complex power spectra for design of a QRS filter. *IEEE TransBiomedEng*. BME-31. 1984: pp. 702-705.
- [71] Del Águila, Ronald. Electrodo para medir biopotenciales – Instrumentación Biomédica (Consultado en 23 de agosto de 2015) Disponible en: <http://www.efn.uncor.edu/escuelas/biomedica/Plandeestudios/materias%20completas/Instrumentacion%20biomedica/Material/agosto%202010/Electrodos.pdf>
- [72] EscolaTecnica Superior d' Enginyeria. Procesado Analógico. Department d' Enginyeria Electrónica. (Consultado en 23 de agosto de 2015). Disponible en: http://ocw.uv.es/ingenieria-y-arquitectura/1-5/ib_material/IB_T3_OCW.pdf
- [73] Alvarez Osorio Lorena. Acondicionamiento de señales bioeléctricas. Universidad Tecnológica de Pereira. 2007.
- [74] Gacek Adam, Pedrycz. *ECG Signal Processing, Classification and Interpretation*. Springer. 2012.
- [75] Oliveri Martin. *Elementos de diseño de circuitos de Amplificación del ECG*. Universidad de la República, Uruguay. 2004.

- [76] Coughlin Robert, Driscoll Frederick. Amplificadores Operacionales y circuitos integrados lineales. 5ta edición. Editorial Pearson Prentice Hall. México. 1999.
- [77] Essaban Mohamed. Sistema portátil de electrocardiografía de tres derivaciones con comunicación Wireless. Universitat Politècnica de Catalunya. 2006.
- [78] Analog Devices. AD8232 Single-Lead, Heart Rate Monitor Front End – Datasheet.
- [79] Analog Devices. ADAS1000/ADAS1000-1/ADAS1000-2 – Low Power, Five Electrode Electrocardiogram (ECG) Analog Front End – Datasheet.
- [80] Texas Instruments. ADS1291/ADS1292/ADS1292R – Low Power, 2-Channel, 24-Bit Analog Front-End for Biopotential Measurements – Datasheet.
- [81] Slocum J, Sahakian A, Swiryn S. Diagnosis of Atrial Fibrillation from Surface Electrocardiograms Based on Computer-detected Atrial Activity. Journal of Electrocardiology, 1992: pp. 1-8.
- [82] Schmidt R, Harris M, Novac D, Perkhun M. Atrial Fibrillation Detection. Patent Cooperation Treaty 2008. Eindhoven, Netherlands
- [83] Babaeizadeh S, Gregg RE, Helfenbein ED, Lindauer JM, Zhou SH. Improvements in atrial fibrillation detection for real-time monitoring. Journal of Electrocardiology 2009; 42: pp. 522-526
- [84] Couceiro R, Carvalho P, Henriques J, Antunes M, Harris M, Habetha J. Detection of Atrial Fibrillation using model-based ECG analysis. 19th International Conference on Pattern Recognition. 2008: pp. 1-5
- [85] Kaiser Stefanie, KirstMalte, KunzeChritophe. Automatic Detection of Atrial Fibrillation for Mobile Devices. Biomedical Engineering Systems and Technologies: International Joint Conference, BIOSTEC 2009 (52) pp. 258-270.
- [86] Moody G, Mark R. A new method for detecting atrial fibrillation using R-R intervals. In Computers in Cardiology. 1983; 10: pp. 227-230.
- [87] PhysioNet, the research resource to complex physiologic signals. (Consultado en 25 de octubre de 2015). Disponible en www.physionet.org
- [88] Camm John. Guías de práctica clínica para el manejo de la fibrilación auricular. Grupo de Trabajo para el Manejo de la Fibrilación Auricular de la Sociedad Europea de Cardiología. 2da edición Rev EspCardiol. 2010; 63(12); pp.1483.e1-e83.

- [89] Atmel Corporation. Atmel 8-bit Microcontroller with 4/8/16/32 Kbytes in-system programmable flash –Datasheet. USA. 2014.
- [90] Gómez Joaquín. Interconexión de equipos (Redes locales). Editorial Editex. España. 2011.
- [91] Electronica60norte. Datasheet Bluetooth to Serial Port Module HC05.
- [92] Roving Networks. Class 2 Bluetooth Module RN-42/RN-42-N Data Sheet. 2010.
- [93] AliExpress. Baterías de Litio Recargables 3.7VDC, 7200mAh. (Consultado en 10 de diciembre de 2015). Disponible en <http://www.aliexpress.com/item/3PCS-LOT-26650-Rechargeable-7200mAh-Battery-3-7V-26650-Rechargeable-Batteries-for-LED-Flashlight-Free-Shipping/2045338612.html>
- [94] Zamora José. Diferencias entre desarrollar aplicaciones para iOS o Android. 2014. (Consultado en 25 de setiembre de 2015). Disponible en: <http://www.elandroidelibre.com/2014/10/diferencias-entre-desarrollar-aplicaciones-para-ios-o-android.html>
- [95] Diario Gestión. Los usuarios peruanos prefieren Android, por encima del IOS. 2014. (Consultado en 20 de junio de 2015). Disponible en: <http://gestion.pe/tecnologia/usuarios-peruanos-prefieren-android-encima-ios-2085273>
- [96] MIT App Inventor. About Us. 2015. (Consultado en 18 de setiembre de 2015). Disponible en <http://appinventor.mit.edu/explore/about-us.html>