

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE BAJA CALIFORNIA

FACULTAD DE INGENIERIA Y ARQUITECTURA



**ARQUITECTURA EMBEBIDA EN DISPOSITIVOS INTELIGENTES
PARA EL MONITOREO DE ARRITMIAS**

**TESIS QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:
DOCTOR EN CIENCIAS E INGENIERIA**

PRESENTA

ALEJANDRO ESTRELLA GALLEGO

Ensenada, B.C.

NOVIEMBRE 2019

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE BAJA CALIFORNIA

FACULTAD DE INGENIERÍA
UNIDAD ENSENADA

ARQUITECTURA EMBEBIDA EN DISPOSITIVOS INTELIGENTES
PARA EL MONITOREO DE ARRITMIAS

TESIS

Que para obtener el grado de doctor en ingeniería y ciencias presenta:

Alejandro Estrella Gallego

Aprobada por:



Mabel Vazquez Briseño
Director de tesis



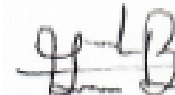
Juan Iván Nieto Hipólito
Miembro del comité



Everardo Gutiérrez López
Miembro del comité



Raúl Rivera Rodríguez
Miembro del comité



Armando García Berumen
Miembro del comité

Ensenada Baja California, México. Noviembre 2019

Índice

Resumen	vi
1 Introducción	1
1.1 Antecedentes	1
1.1.1 Planteamiento del Problema	4
1.2 Objetivo General	5
1.3 Objetivos Específicos	6
1.5 Justificación y Fiabilidad	6
1.6 Metodología	7
2. Marco Teórico	11
2.1 Contextualización sobre arritmias	11
2.2 Métodos de detección de FA	28
2.2.1 Propuestas de FA por medio de Dispositivos inteligentes	32
2.3 Propuestas de Administración energética en dispositivos móviles	34
2.4 Propuestas de aumento de precisión de sensores en dispositivos móviles	40
3 Análisis y diseño de la propuesta	44
3.1 Diseño y aplicación del formato de entrevista	45
3.2 Pruebas iniciales de sensores	46
4 Diseño de la propuesta	48
4.1 Propuesta de Solución	48
4.2 Componentes de Solución	51
5 Resultados	60
5.1 Pruebas de implementación de la Solución Propuesta en un dispositivo inteligente	65
5.2 Pruebas de implementación de la Solución Propuesta en un dispositivo inteligente cuya batería es baja	66
6 Conclusiones	68
Referencias	69
Anexos	79

Resumen

El presente documento expone una propuesta para lograr la detección y monitorización de arritmias cardíacas fuera de un entorno clínico, lo cual ha marcado una tendencia en la disminución de la calidad de vida de la población mundial.

Con base a la problemática expuesta, el trabajo brinda una nueva aproximación que permita un apoyo para la detección y monitoreo de cuadros críticos. La propuesta se basa en el diseño de un sistema embebido para teléfono móvil que incluye un algoritmo de preparación y procesamiento de la señal adquirida por medio de sensores de fotopleletismografía (PPG).

Se considera que la solución sustente su funcionamiento en la adquisición de contexto del paciente y del medio donde se desarrolle su monitorización, asegurando que el paciente no requiera de calibrar o entrenar por su propia mano el dispositivo para su funcionamiento.

El caso comprobatorio de esta investigación es la detección y monitorización de Fibrilación Auricular (FA), la cual es una arritmia de alto impacto precursora de derrames cerebrales.

1 Introducción

1.1 Antecedentes

En la actualidad, la mayoría de los países están siendo afectados por la falta de espacios en instalaciones médicas donde los pacientes puedan ser atendidos. Este déficit provoca que pacientes con enfermedades crónicas o personas de edad avanzada, que requieren cuidados continuos por largos periodos de tiempo, no reciban normalmente un espacio en estas instalaciones. Además, el tratamiento de enfermedades crónicas en hospitales o centros especializados conlleva una inversión fuerte de recursos económicos debido a su alta complejidad, tan solo en 2014 el IMSS gastó \$3964 millones de dólares en nueve enfermedades crónicas excepto cáncer y de igual forma la Secretaría de Salud gastó \$1429 millones de dólares [1].

De acuerdo con American Heart Association [2]: La tasa mundial de mortalidad a causa de una enfermedad cardiovascular, es 17.3 Millones por año y se espera que para 2030 sea de 23.6. Representa el 30% de las causas de mortalidad mundiales. El índice de mortalidad es mayor al de todas las variaciones de cáncer juntas. La inversión que se ha hecho para el tratamiento de este tipo de enfermedades es de 320 billones de dólares.

Entre los padecimientos cardiacos más comunes están las arritmias, que son los ritmos cardiacos carentes de regularidad, electrocardiográficamente carecen de un intervalo RR regular. Para su estudio se pueden subdividir en función de la frecuencia siendo taquicardias o bradicardias, en función de su mecanismo de formación en alteraciones del automatismo y alteraciones de la conducción; en cuanto a su origen pueden ser supra ventriculares, de tejido de la unión y ventriculares.

Es común el plantearse métodos alternativos de monitorización y detección de arritmias que no sean invasivos y de bajo costo, de ahí que se pueda considerar en el diseño de soluciones de esta índole el uso de dispositivos inteligentes.

El desarrollo de la tecnología móvil abre nuevas oportunidades para mejorar el acceso a la atención médica, lo que facilita la aparición del concepto de salud móvil (mHealth). mHealth hace uso del servicio de voz y mensajería corta (SMS), así como funcionalidades y aplicaciones más complejas que incluyen el servicio general de paquetes de radio (GPRS), telecomunicaciones móviles de tercera y cuarta generación (sistemas 3G y 4G), sistema de posicionamiento global (GPS) y

tecnología Bluetooth embebidos en teléfonos móviles para el monitoreo de signos vitales y atención médica [87].

Un teléfono inteligente, típicamente se compone de sensores y módulos como: Micrófono, cámara, sensor de orientación, acelerómetro. Las últimas generaciones de estos equipos cuentan con sensores de luz, acelerómetros de tres ejes, brújula digital, sensor de proximidad y sensor geomagnético. Como se observa en la Fig 1 existe una aceptación exponencial de este tipo de dispositivos.

Los sensores del dispositivo inteligente pueden generar lecturas fuera de un rango de calibración, es por ello que la intervención de procesos estadísticos es necesaria para el proceso correcto de la información. Esto es lo que se llama el proceso de incertidumbre o desviación estándar de medidas [24]

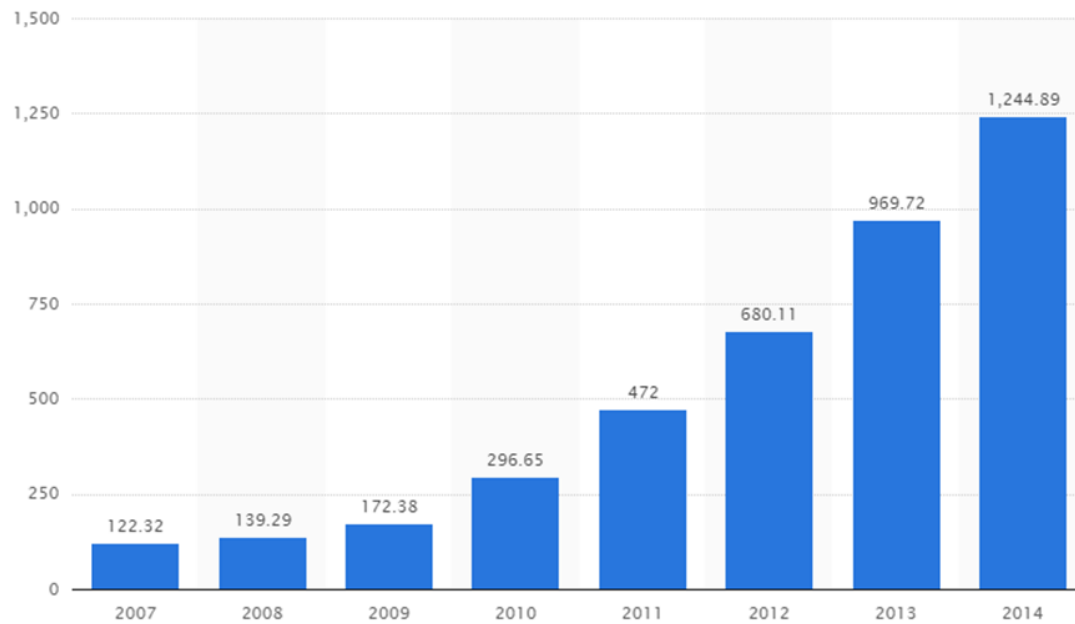


Fig 1 dispositivos inteligentes vendidos por año (fuente: [77])

En cuestión al monitoreo de salud por medio de signos vitales, el sistema puede ser de participación u oportunista y a su vez personal o social para la obtención de datos, si se monitorean estados donde se requiera de apoyo de otros individuos [4].

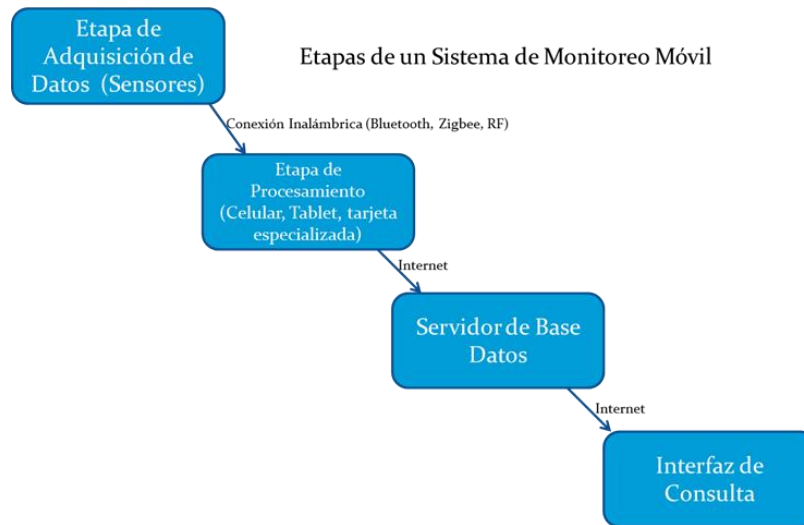


Fig 2 Etapas de un sistema de monitoreo móvil

Básicamente, un sistema de monitoreo de enfermedades crónicas basado en dispositivos móviles. De acuerdo a lo mostrado en la Fig 2 se compone de: un grupo de sensores especializados, medios de transmisión inalámbricos como son Bluetooth, Wifi o Zigbee, el dispositivo móvil que procesa la información y la puede enviar a través de un medio textual estandarizado (como puede ser JSON) hacia un servidor o directamente a un especialista quien a su vez puede regresar instrucciones hacia el paciente [79].

En los últimos años se han desarrollado una amplia variedad de dispositivos capaces de medir signos vitales, desempeño en rutinas de ejercicio y seguimiento en temas de alimentación. Sin embargo, es una gran minoría de la población la cual tiene la posibilidad y la necesidad arraigada de adquirir un dispositivo de tales características.

Esto se debe a la falta de costumbre para portarlos y los altos costos, por lo que se ha observado que estos dispositivos frecuentemente se dejan de usar al cabo de meses. El hecho observado es que esto no pasa con los teléfonos inteligentes. Sin embargo, el diseño de las aplicaciones de cuidado de la salud no ha rendido el resultado esperado, esto debido a que el desempeño de los sensores no se ha aprovechado correctamente y a malos diseños de aplicaciones [80].

Inicialmente estos sistemas se han apoyado de sensores médicos especializados para hacer las lecturas de los parámetros vitales, tales como, electrocardiogramas, baumanómetros entre otros. Sin embargo, hoy en día comienzan a surgir sistemas de monitoreo remoto apoyados en los sensores incluidos en los teléfonos inteligentes. El uso de teléfonos con sensores integrados es cada vez más

frecuente en diversos ámbitos de investigación, y ha generado el desarrollo de una nueva área conocida como sistemas de monitoreo móvil, la cual tiene múltiples aplicaciones incluyendo interacción social, monitoreo urbano, impacto ambiental y aplicaciones de salud [4].

La propuesta hecha por Ortmann, et al [81], hace uso de sensores externos conectados a un teléfono inteligente por medio de Bluetooth. La propuesta tiene puntos fuertes al considerar comunicación tanto bidireccional al enviar los datos recabados del monitoreo y escribirlos en un perfil médico, como también el hecho de que el especialista que está atendiendo al paciente vía remota pueda activar estas adquisiciones de datos sin consultar al paciente.

Fan y Wang [82] diseñaron un algoritmo probabilístico basado en el modelo de Markov llamado BayesHeart, que extrae el ritmo cardíaco en dos fases distintas a través de transparencias de huellas digitales capturadas por medio de la cámara de un celular. Permite lecturas robustas, conteo de pulsos y una reducción de ruido considerable frente a otras propuestas.

La propuesta realizada por Taleb et al [83] consiste en una arquitectura que permite la adecuación de diferentes sensores y aplicaciones con base en la adquisición del contexto del paciente. Por ejemplo, si se desea saber si el paciente consumió drogas, la arquitectura modifica la frecuencia de trabajo de ciertos sensores y a la vez adquiere determinado contexto.

Una vez realizada la adquisición de este contexto se compara con cierto umbral el cual decide si existe una emergencia y a su vez la arquitectura avisa a las personas que pueden brindar ayuda.

Como en el caso anterior, la arquitectura trata de economizar recursos a través de eliminar peticiones redundantes y un aprovechamiento de recursos de red. Sin embargo, el envío de encabezados conlleva un alto consumo energético al requerir operaciones de transmisión y recepción las cuales pueden ser cada vez más compleja dependiendo del tamaño de la red de usuarios de apoyo hacia el paciente.

Como se puede ver, es difícil por parte de un usuario el aceptar nuevos medios de monitoreo de signos vitales y por otro lado estos medios no ofrecen soluciones que suplan totalmente a las tradicionales al faltar aspectos que permitan personalizarse en base al contexto del usuario.

1.1.1 Planteamiento del Problema

Como se mencionó en la parte introductoria, el índice de mortalidad de pacientes con enfermedades cardíacas ha aumentado considerablemente en los últimos años. Los pacientes con este tipo de enfermedades requieren un monitoreo constante, de igual modo, la detección temprana es de suma importancia. La implementación de sistemas de monitoreo de signos vitales puede ser compleja y de alto costo, lo que conlleva a una disminución de la calidad de vida del paciente. Es por ello que los sistemas de salud móvil (mhealth) pueden ser de gran apoyo para el monitoreo de algunas enfermedades.

Sin embargo, un sistema de salud móvil se ve limitado en su implementación cuando el equipo en el que reside es limitado en memoria y procesamiento, lo cual entorpecería la detección de un cuadro crítico. Es necesario trabajar en propuestas cuya implementación pueda residir en un equipo portable con la finalidad de que un paciente pueda realizar actividades diarias sin verse entorpecido por una serie de monitoreo de signos vitales en un sitio estacionario.

Se ha mencionado que existen soluciones que van más allá de la adquisición de signos vitales. Sin embargo, su certidumbre se ve afectada cuando no hay métodos de preparación de datos o los recursos energéticos del dispositivo residente no son suficientes para poder realizar un procesamiento adecuado de dichos datos.

Es común el considerar instrumentar sensores para poder monitorizar señales ECG, pero esto conlleva a comprometer la portabilidad del sistema diseñado y con ello el uso del mismo. Una solución para afianzar esta portabilidad es el uso de sensores embebidos en los dispositivos inteligentes, esto tiene como contra que no están respaldados por organismos internacionales de salud y presentan una gran incertidumbre como lo expusieron Grazia et al [24]. Por otra parte, en la mayoría de las soluciones actuales no se considera el contexto en el que el paciente realiza sus actividades, el cual puede ayudar al reconocimiento de un cuadro crítico de un paciente de forma complementaria a la lectura de signos vitales.

Parte de la problemática a resolver incluye el determinar cuáles arritmias pueden ser monitorizadas por un dispositivo inteligente y si los sensores embebidos en el teléfono proporcionan valores adecuados para un sistema de monitoreo de arritmias.

1.2 Objetivo General

Diseñar una plataforma de salud móvil que permita la detección y monitorización de cuadros críticos de arritmias con base a la obtención del contexto del usuario y del medio de monitoreo.

1.3 Objetivos Específicos

¿Cuáles arritmias de alto impacto pueden ser monitorizadas a través de la adquisición del contexto del paciente por medio de un teléfono inteligente?

¿Qué propuesta tecnológica puede garantizar el monitoreo de una arritmia de alto impacto?

¿Cuáles componentes deberán integrar esta propuesta para poder monitorizar arritmias de manera que ofrezca precisión frente a soluciones actualmente utilizadas?

¿Cómo puede diseñarse la propuesta de manera que adapte su funcionalidad con base al contexto del usuario y del medio de monitoreo?

¿De qué manera es posible evaluar la solución diseñada?

1.4 Objetivos Específicos

Determinar cuáles arritmias de alto impacto serán monitorizadas a través de la adquisición de datos por medio de los sensores móviles.

Determinar la tecnología de diseño para monitorizar arritmias con base a la sensibilidad del contexto de usuario y el contexto del medio de monitoreo.

Determinar los componentes que se integrarán dentro de una plataforma móvil para monitorizar fibrilación auricular, de manera que permita la minimización de incertidumbre.

Diseñar una plataforma móvil que permita el uso de sensores de un teléfono inteligente con el fin de adecuarse al paciente para el monitoreo de arritmias.

Comprobar la eficiencia de la plataforma móvil al comparar su desempeño contra soluciones actualmente utilizadas.

1.5 Justificación y Fiabilidad

En cuestión de aplicaciones móviles dedicadas al cuidado de la salud, existe un gran número de ellas que permiten el monitoreo de ritmo cardíaco, dependiendo del sensor acoplado a la aplicación y las características de la arritmia que se monitoree, principalmente a través de sus signos vitales.

Sin embargo, ante la llegada de teléfonos inteligentes con nuevos sensores integrados se crean posibilidades de diseñar nuevas arquitecturas que permitan integrar el monitoreo de enfermedades que están influenciadas por el ritmo cardíaco sin la necesidad de usar etapas de conexión remota de los sensores a los dispositivos móviles, lo que genera un mejor uso de los recursos de energía del dispositivo.

La investigación realizada se centra en atacar diferentes puntos débiles encontrados en la forma de trabajo de los sistemas de salud móvil aplicados al monitoreo remoto de padecimientos. Principalmente los referidos a la regulación de recursos que tienen como costo un alto consumo de energía, así como la certeza en la adquisición de datos de los sensores integrados en un dispositivo móvil.

El producto comprobatorio de esta investigación es una alternativa de apoyo para monitorizar y detectar arritmias, así como ofrecer atención inmediata ante cuadros críticos de salud.

De este modo la aplicación de esta investigación servirá a las personas que puedan padecer problemas cardíacos y no les es posible tener una atención médica inmediata debido a tener actividades ambulatorias

1.6 Metodología

A continuación, se presenta de manera gráfica por medio de la Fig 3 las etapas de este trabajo. La cual requiere la adquisición de conocimientos sobre arritmias y enfermedades cardiovasculares. De manera análoga es necesario el adiestramiento en el diseño de algoritmos y de aplicaciones móviles emergentes basadas en el contexto de usuario y del equipo portador.

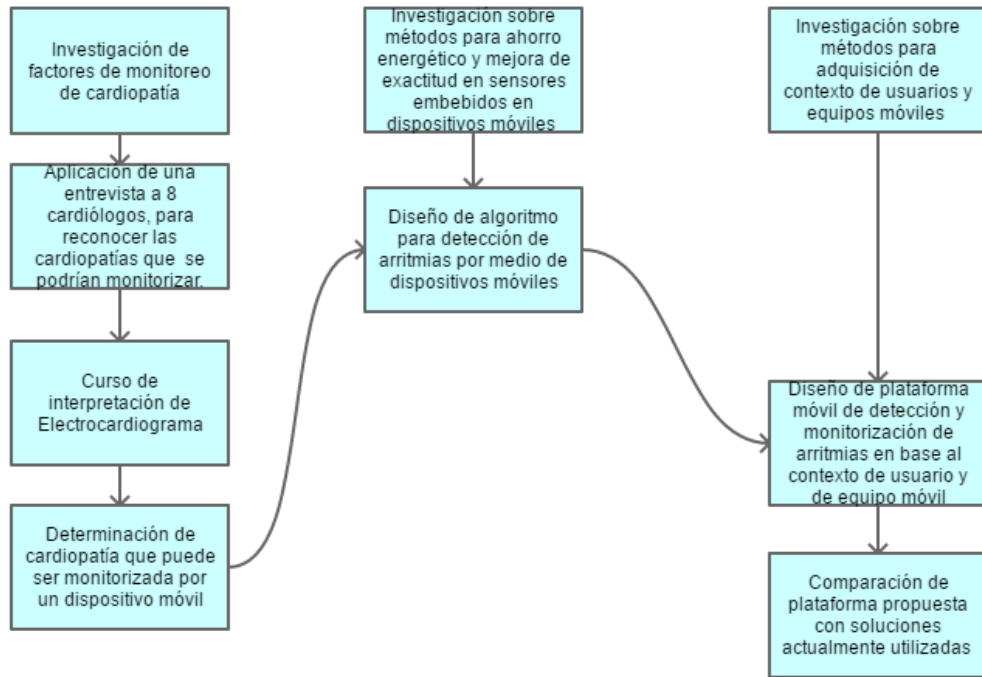


Fig Metodología de la Propuesta

Por la naturaleza de este trabajo se requiere de un diseño no experimental, transversal, ya que se recopilan datos para poder realizar el diseño conforme a las necesidades del paciente con arritmias, es exploratorio-descriptivo puesto que se está optando por proponer una innovación en la forma de monitorizar y detectar arritmias cardiacas por medio de un dispositivo inteligente.

En la tabla 1 se muestran los procedimientos para cumplir con cada uno de los objetivos propuestos

Tabla 1. Cumplimiento de objetivos

Objetivo	Procedimientos
----------	----------------

<p>Determinar cuáles arritmias de alto impacto serán monitorizadas a través de la adquisición de datos por medio de los sensores móviles.</p>	<p>Aplicación de entrevistas a 8 cardiólogos, para reconocer las cardiopatías que se podrían monitorizar.</p> <p>Curso de interpretación de Electrocardiograma</p> <p>Aplicación de entrevistas a 3 cardiólogos con el fin de conocer las arritmias de alto impacto.</p> <p>Se opta por trabajar con fibrilación auricular (FA)</p>
<p>Determinar la tecnología de diseño para monitorizar arritmias en base a la sensibilidad del contexto de usuario y el contexto del medio de monitoreo.</p>	<p>Investigación sobre métodos para ahorro energético y mejora de exactitud en sensores embebidos en dispositivos móviles</p> <p>Se opta por trabajar con la plataforma Android y sensores embebidos Samsung</p>
<p>Determinar los componentes que se integrarán dentro de una plataforma móvil para monitorizar fibrilación auricular, de manera que permita la minimización de incertidumbre.</p>	<p>Propuesta de componentes de la señal PPG a monitorizar para fibrilación Auricular</p> <p>Propuesta de algoritmo para la detección de FA basado en señales PPG, mediante la detección de valles de la señal para determinación de frecuencia media y la variabilidad de frecuencia</p> <p>Pruebas con sensores inalámbricos y embebidos para la detección de diferencia en frecuencias</p>
<p>Diseñar una plataforma móvil que permita el uso de sensores de un teléfono inteligente con el fin de adecuarse al paciente para el monitoreo de arritmias.</p>	<p>Programación de la solución en Android Studio basándose en el contexto de usuario y del equipo portador de la solución</p>

Comprobar la eficiencia de la plataforma móvil al comparar su desempeño contra soluciones actualmente utilizadas.	Pruebas de funcionamiento con pacientes de FA
	Pruebas de funcionamiento con toma de 7000 y 4000 datos
	Comparación de resultados con soluciones actualmente utilizadas en el mercado (Samsung Health y Kardia AliveCore)

La Tabla 1 describe los pasos para cumplir con esta investigación, se observa que el producto final es capaz de cumplir con la expectativa de detectar y monitorizar cuadros críticos de FA, independientemente de los síntomas que exprese el paciente.

2. Marco Teórico

En este capítulo se contextualizará al lector en materia de la definición de arritmias cardiacas, la forma en que se clasifican y detectan, para después dar a conocer algunos métodos que se utilizan actualmente para la monitorización utilizando sistemas de salud móvil.

Además, con base a la propuesta que se tiene para solventar la problemática, es necesario conocer literatura en el tema de administración de recursos energéticos y de procesamiento en sistemas de salud móvil.

2.1 Contextualización sobre arritmias

Una arritmia cardiaca es la falta de un ritmo cardiaco definido, que se puede presentar en la forma de aceleración, desaceleración o ritmo irregular de la frecuencia cardiaca.

La forma más común de medir el ritmo cardiaco es a través de analizar el complejo QRS que es la forma de onda de carga y descarga cardiaca. De este modo, se toman mínimamente dos pulsos de este complejo y se calcula la diferencia en tiempo que tarda en aparecer la componente en el siguiente pulso. Es decir, el intervalo PP, que es aquel donde se toma el tiempo de presencia de la componente P y el tiempo en que aparece la componente P en el otro pulso QRS [88] lo cual se aprecia en la Fig 4.

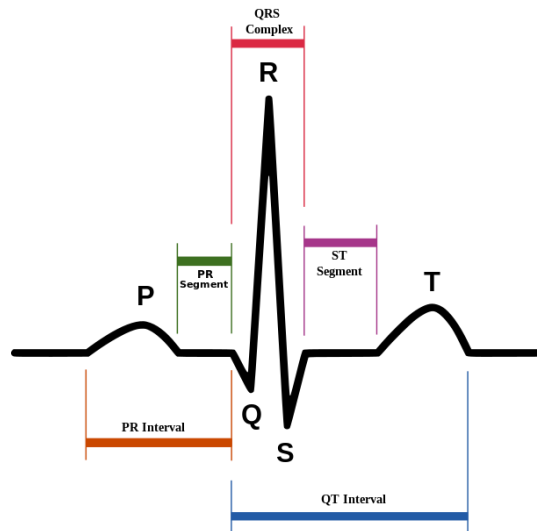


Fig 4 Complejo QRS (fuente: <http://pfcjccaimarimateu.blogspot.mx/2012/10/analisis-del-electrocardiograma-ecg.html>)

A grandes rasgos podemos clasificar las arritmias con base a la presencia de ondas P que preceden el complejo QRS, bajo la morfología del complejo QRS y con base a la frecuencia cardíaca como se muestra en la Fig 5:

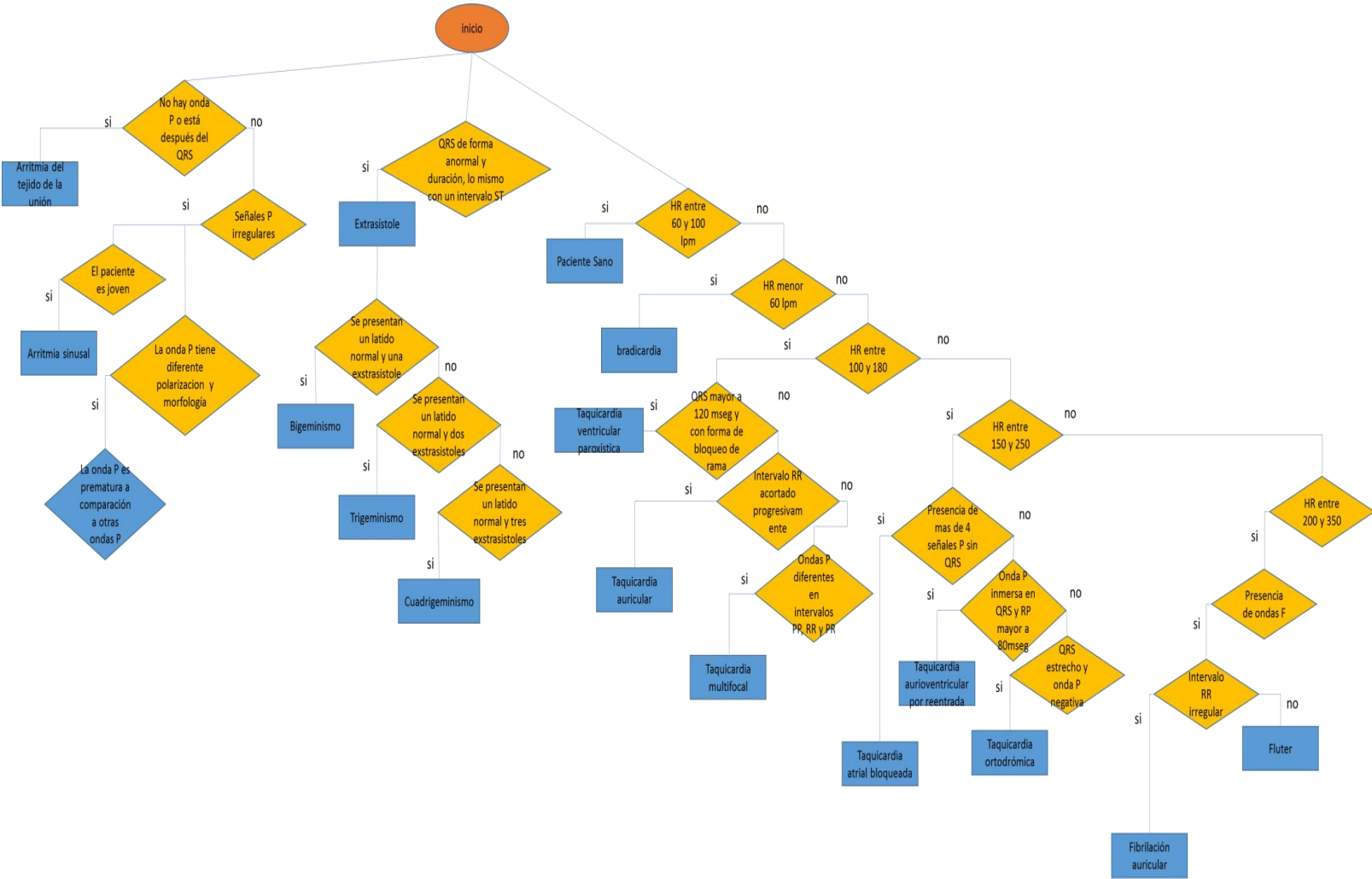


Fig 5 Clasificación de Arritmias

Las taquicardias presentan más de 100 latidos por minuto. Se subdividen en supra ventriculares (arriba del ventrículo) y ventriculares. Las supra ventriculares se subdividen en Atriales y del tejido de la unión y cada una de ellas se subdivide en: Automáticas y Reentrantes, en función de su mecanismo de formación [89].

A continuación, se describen algunas arritmias con base a la ausencia de Ondas P del complejo QRS

Clasificación de Arritmias con base a la Ausencia de Ondas P

Arritmia Sinusal. El ritmo sinusal es el ritmo normal del corazón. Por tanto, esta arritmia se localiza en el nodo sinusal. Es un aumento del tono vagal, no indica

cardiopatía de base y se encuentra frecuentemente en niños y jóvenes, disminuye con la edad. Electrocardiográficamente los intervalos PP son irregulares lo que indica que el nodo sinusal ha perdido ritmicidad. Existe una variación entre el ciclo más largo y el más corto de 0.16 segundos, esta arritmia disminuye al aumentar la frecuencia cardíaca, por lo que puede aparecer en estado de reposo y desaparece con el ejercicio. Las arritmias sinusales tienen una subdivisión: pueden ser respiratorias donde al inspirar aumenta la frecuencia cardíaca y al expirar disminuye (aumentan los intervalos PP) y las no respiratorias no tienen relación con la respiración.

Paro Sinusal. Es el fallo momentáneo de producción de estímulo por parte del nodo sinusal como se muestra en la Fig 6. Electrocardiográficamente es una pausa prolongada entre dos complejos QRS, la pausa no es múltiplo de un ciclo PP normal. Cuando la pausa es múltiplo del intervalo PP se conoce como bloqueo sinoatrial, en éste el nodo si produce un estímulo, pero tiene dificultad para propagarse por un bloqueo de salida. Se puede asociar a la arritmia sinusal, se encuentra comúnmente en pacientes sanos como deportistas, pacientes con infarto agudo de miocardio, o que estén con tratamiento con quinidina y personas de la tercera edad. En estos casos puede considerarse crítico un aro mayor a tres segundos

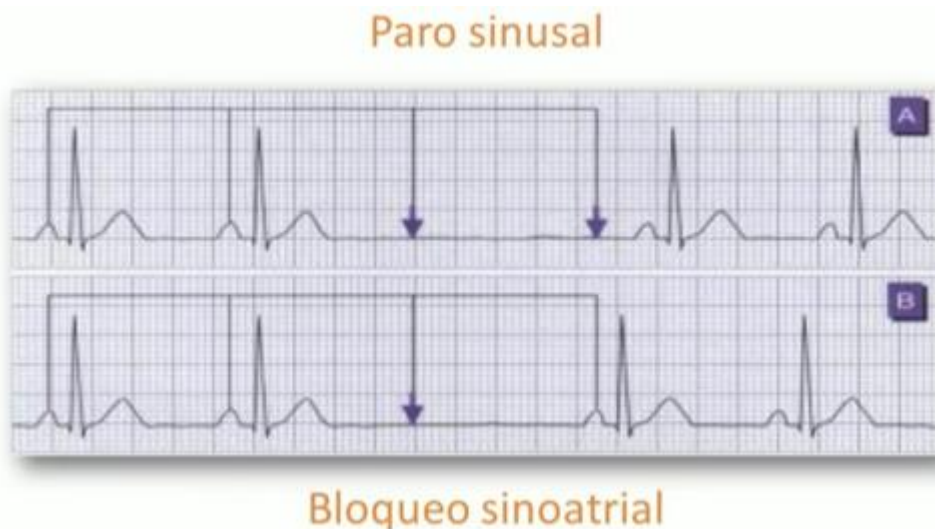


Fig Paro Sinusal

Extrasístoles Atriales. Es un estímulo prematuro originado en cualquier parte del atrio, tiene su origen en un foco ectópico que puede producir estímulos a una frecuencia mayor que el nodo sinusal. Si la frecuencia del foco ectópico es mayor a la del nodo sinusal se adelantará al mismo y la aurícula será la que se despolarice por el foco ectópico como se muestra en la Fig 7. Este foco ectópico se puede encontrar en cualquier parte del tejido auricular. La extrasístole atrial es

un complejo QRS presidido por una onda P con características diferentes en polaridad o morfología. La onda P se presenta de manera prematura en relación a las ondas P normales la P de la extrasístole tiene una morfología diferente a una P normal.

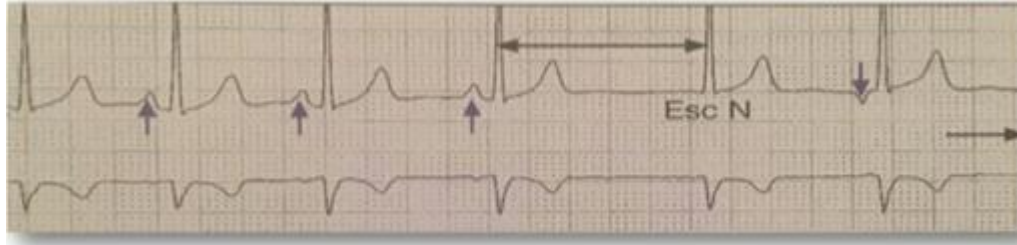


Fig Extrasístole Atrial

La morfología de la P de la extrasístole será más parecida a la de la P sinusal mientras se encuentre en el nodo sinusal. La polaridad de la P de la extrasístole puede cambiar de polaridad dependiendo de su ubicación. El intervalo PR será más corto que el PR normal dependiendo de la ubicación del foco ectópico con respecto al nodo Aurículo Ventricular. La morfología del QRS de un latido ectópico es similar a la de un latido normal. La onda P de una extrasístole puede no ir seguida de un QRS, después de la presencia de una extrasístole se presenta una pausa compensatoria incompleta, es decir una pausa que no es múltiplo de un ciclo normal. Pueden presentarse de forma aislada, múltiples o en salva.

Clasificación de Arritmias con Base a la Frecuencia Cardíaca

Bradicardias

Bradicardia sinusal. Ritmo sinusal menor a 60 latidos por minuto, es significativa al estar por debajo de 40 latidos por minutos (lpm) y extrema al ser menor a 20 lpm, se puede asociar con la arritmia sinusal. Es común encontrarla en atletas, personas de la tercera edad, personas que usan fármacos digitales, betabloqueadores o calcioantagonistas, pacientes con hipotiroidismo o que tengan un evento vascular cerebral con hipertensión intracraneal.

Taquicardias

Taquicardia sinusal. Ritmo Sinusal con una frecuencia mayor a 100 lpm, puede ser causada por otro efecto patológico por lo que se encuentra en pacientes sanos, con fiebre, anemia, hipertiroidismo, mujeres embarazadas, que consuman antropina o dopamina, o en insuficiencia cardíaca. Es la arritmia más frecuente y se encuentra en personas que tienen intoxicación digitálica, hipoxia, padecimientos con dilatación atrial derecha, estenosis o insuficiencia mitral, estrés emocional o hipotiroidismo.

Taquicardia auricular. Existen uno o más focos ectópicos con una frecuencia mayor al nodo sinusal lo que estimula la aurícula. Es decir, la presencia de un foco en la aurícula registrando más de 100 lpm. Generalmente son transitorias, aunque también incesantes. Inician con una onda P diferente a la sinusal que sería la del foco ectópico. Las ondas P son visibles siempre, tienen una frecuencia entre 100 y 180 lpm, tienen un PR normal. El RR se acorta progresivamente para después regularizarse en una serie de ciclos (warm up). Su QRS es de morfología normal, ST y T pueden cambiar de polaridad como se aprecia en la Fig 8

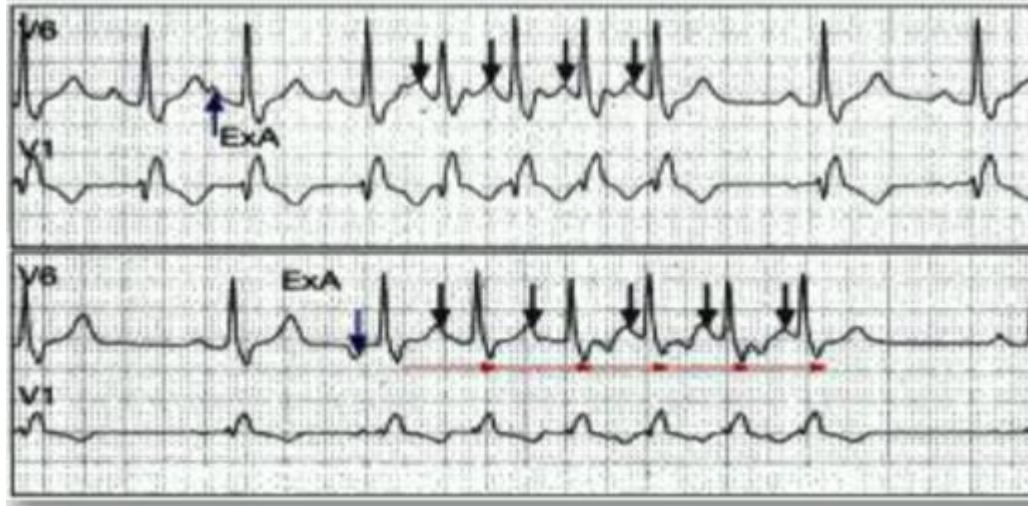


Fig Taquicardia Auricular

Se pueden encontrar en pacientes sanos o cardiopatas, con valvulopatía reumática, tromboembolias pulmonares o pacientes intoxicados. Se caracteriza en su cuadro clínico por palpitaciones precordiales de comienzo y final súbito, pueden generar bajo gasto cardiaco lo que genera mareos, vértigo, náuseas, pueden complicar una cardiopatía de base y causar disnea o edema agudo pulmonar.

Taquicardia Atrial Bloqueada. En ocasiones la frecuencia de la aurícula es tan rápida que los estímulos producidos por el tejido auricular se bloquean en el nodo auriculoventricular y pasan al ventrículo unos cuantos de ellos de este modo el bloqueo puede ser 4:1, 8:1, etc. Es decir 4 estímulos que no produzcan un QRS u ocho estímulos que no lo produzcan.



Fig Taquicardia Atrial Bloqueada

Se presentan dos o más ondas P anormales a las que no siguen un QRS, la frecuencia atrial es de 150 a 250 lpm. Tienen una línea isoeléctrica entre una onda P y un grado de bloqueo fijo o variable como se muestra en la Fig 9. Causado por intoxicación digitálica, enfermedad pulmonar obstructiva crónica o hipocalcemia.

Taquicardia multifocal o atrial caótica. Se origina en el tejido auricular, causada por tres o más focos ectópicos. Tienen una frecuencia atrial mayor a 100 lpm, con ondas P morfológicamente diferentes e intervalos PP, RR y PR variables (Fig 10)

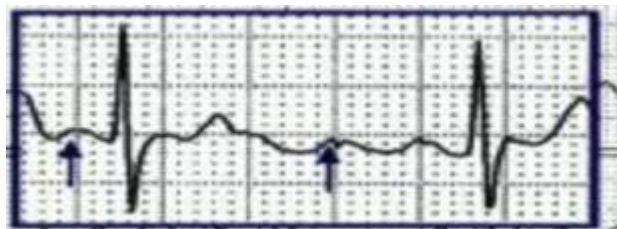


Fig 10 Taquicardia multifocal

Se asocia a la cardiopatía aterosclerosa, enfermedad pulmonar obstructiva crónica, cardiopatía hipertensiva, cardiopatía coronaria, hipopotasemia e hipomagnesemia.

Flutter Atrial (Aleteo atrial o aleteo auricular).

Tiene una trayectoria eléctrica circular o reentrante que gira alrededor de la aurícula y pasa por un obstáculo de gran tamaño o una zona que tiene una velocidad de conducción mucho menor que el resto del tejido auricular. Se divide en dos:

Flutter típico

Su activación se debe al giro alrededor de la aurícula derecha, se delimita por delante por el anillo tricúspide y por detrás por las venas cavas y cresta terminal mostrado en la Fig 11. El frente de activación va a descender por la aurícula derecha anterolateral y asciende por la aurícula derecha septal y vuelve a repetir para tener una activación circular. Si la despolarización va en un sentido

antihorario se observa en el ECG será de arriba abajo (sentido cráneo caudal) con lo que se observa las ondas del fluter positivas en derivaciones inferiores (D2, D3 y AVF) y negativas en superiores (AVR y AVL). Si es horario pasa el caso contrario.

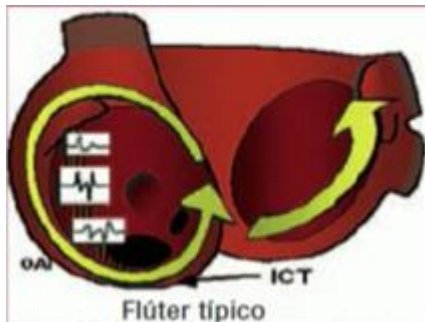


Fig 11 Fluter típico

Fluter Atípico

El circuito de entrada no tiene lugar en las zonas que comprenden al Fluter típico. Puede originarse en la aurícula izquierda o una cicatriz de una cirugía previa. Un fluter auricular siempre consta de un impulso ectópico atrial que encuentra una vía de reentrada dentro de la aurícula y con una frecuencia entre 200 y 350 lpm como se muestra en la Fig 12.



Fig 12 Fluter Atípico

Las ondas F son anchas, de vértices redondeados y sin líneas isoelectricas entre ellas.

Su frecuencia puede alcanzar los 300 lpm, cuya conducción puede ser 2:1 y con tratamiento pueden descender a 3:1, 4:1 o 5:1 lo que las hace tolerables para el paciente.

El flutter auricular puede ser indicativo de cardiopatía reumática, dilatación atrial, embolia pulmonar, valvulopatía mitral y cardiopatía arterosclerosa.

Fibrilación Auricular (FA)

Se caracteriza por despolarizaciones atriales desorganizadas con pérdida de la contractibilidad atrial efectiva (no existe un patrón de despolarización su frecuencia es demasiado elevada). Inicia con latidos supraventricular precoz que excitan a nuevas fibras atriales (microreentradas) que producen ondas finas de despolarización de 300 a 600 lpm, que ocasionan un bloqueo fisiológico del ventrículo. En el ECG no hay ondas P se sustituyen por ondas f en v1 y v2, intervalo RR irregular. Frecuencias mayores a 200 lpm sospecha de una vía accesoria oculta. La morfología del QRS es normal como se muestra en la Fig 13.



Fig 13 Fibrilación Auricular (FA)

Se clasifica en: Paroxística si termina a los 7 días de inicio; persistente, si continúa por más de 7 días; persistente de larga duración, si continúa por más de 12 meses; permanente, si se cesan los intentos por restaurar el ritmo sinusal y no valvular en ausencia de estenosis mitral neumática, cambio valvular o reparación mitral.

Este padecimiento causa deterioros hemodinámicos (edema agudo pulmonar, angina, riesgo de ictus). Puede ser síntomas de hipertensión arterial sistemática, cardiopatía isquémica, valvulopatías, miocardiopatías, tirotoxicosis y estrés psíquico.

Su tratamiento depende de la estabilidad hemodinámica, si se presenta inestabilidad se requiere cardioversión eléctrica. De otro modo puede ser con

digitálicos o antiarrítmicos del grupo 1. Si es crónica se usa digital, betabloqueadores y tratamiento anticoagulante.

Arritmias del tejido de la unión: Corresponden a las partes bajas del atrio derecho hasta el Haz de His por encima de la bifurcación incluido el nodo aurículo ventricular. El tejido de la unión puede llevar el ritmo cardiaco cuando el nodo sinusal es deprimido en su función o es normal, pero con bloqueo con frecuencias entre 35 a 60 lpm y se presenta un fenómeno de escape en el ritmo de la unión.

En la taquicardia de la unión el nodo sinusal se suple por el tejido de la unión, se ausenta la señal P ó con un intervalo muy corto o se puede encontrar un QRS seguido de una onda P. Los complejos QRS son de características normales

Taquicardia Paroxística Supraventricular

Se originan por arriba de los ventrículos. Se originan por una extrasístole en el tejido supraventricular y bajan al ventrículo por una reentrada en el tejido de la unión o por la participación de una vía accesoria. Se diferencian en el análisis del intervalo RP, tienen un QRS normal y la relación entre el QRS y P darán la diferencia entre la taquicardia del tejido de la unión y la taquicardia con una vía accesoria. Para la taquicardia por reentrada del nodo auriculoventricular el paso del estímulo es tan rápido que pasa por el ventrículo hacia a la aurícula y el intervalo RP será menor a 80 mseg, para una taquicardia con vía accesoria el RP será mayor a 80mseg.

Cuando se trata de una taquicardia aurioventricular por reentrada como se presenta en la Fig 14, estas ocurren por tener dos vías de despolarización. Una vía despolariza mucho más rápido que la otra y se genera una frecuencia entre 140 y 220 lpm. La señal puede estar precediendo al QRS o estar inmerso en él. Su QRS es normal a menos que haya un bloqueo de rama. Se presenta en jóvenes.

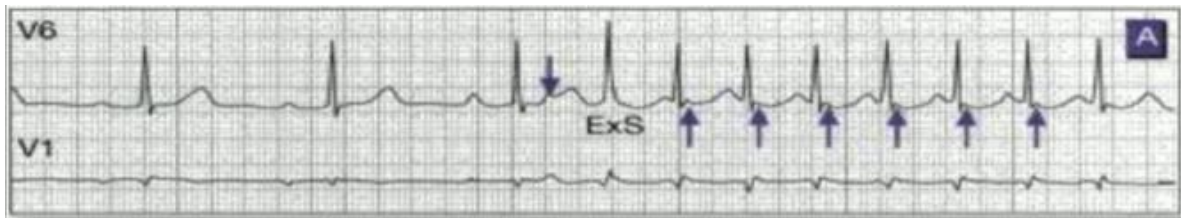


Fig 14 Taquicardia aurioventricular

Una manera de diagnosticar una taquicardia supraventricular, es: si se presenta RR irregular se trata de una FA; si el RR es regular puede ser fluter auricular (presencia de indas F mayúsculas), taquicardia auricular (siempre presentes

ondas P) y reentrada que se subdivide en reentrada del nodo auriculoventricular (RP menor a 80 mseg) o reentrada atrioventricular (RP mayor a 80 mseg)

Clasificación de Arritmias mediante la Morfología del Complejo QRS

Ritmo de la Unión o Ritmo Nodal

Producido como una disminución del ritmo sinusal o defecto de conducción sinusal. La onda P puede preceder al complejo QRS o estar ausente o seguido del complejo QRS. Cuando precede el QRS su morfología es negativa para derivaciones inferiores y positivas en AvR y AvL. PR menor a 0.1 segundos. Ausencia de P por inmersión en el QRS cuando no haya conducción hacia las aurículas, el QRS es normal y el intervalo RR es constante.

Extrasístoles del tejido de la unión

Latidos adelantados originados en la unión aurículo ventricular por un aumento de excitabilidad. Tienen QRS adelantado con morfología similar a la del ritmo de base (salvo que sea en la parte baja del tejido de la unión), producen una pausa compensatoria incompleta como se muestra en la Fig 15.

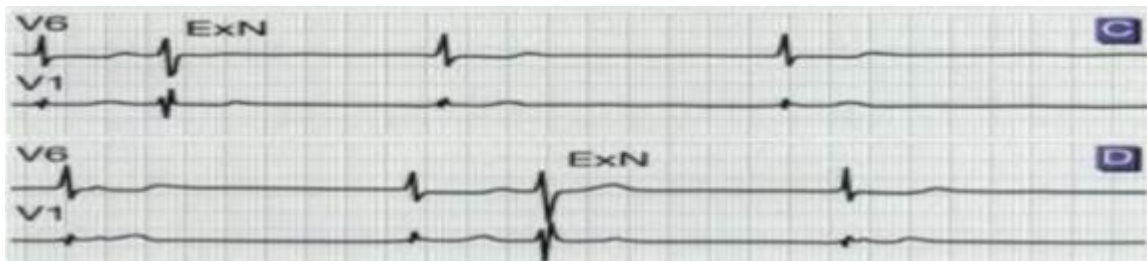


Fig 15 Extrasístoles del tejido de la unión

Arritmias ventriculares

Es necesario enfatizar que una despolarización normal es de izquierda a derecha. Un marcapasos ventricular originado en el ventrículo izquierdo se manifiesta con una extrasístole de morfología de rama derecha y caso contrario al originarse en el ventrículo derecho se presenta una extrasístole de morfología de rama izquierda. La actividad atrial tiene una P retrógrada después del QRS. Las extrasístoles pueden responder a un escape pasivo al fallar el impulso sinusal o puede presentarse un ritmo activo que permita que el ventrículo trabaje de forma más rápida y tome el mando.

Las extrasístoles ventriculares como la que se muestra en la Fig 16, son latidos adelantados con origen en los ventrículos, su incidencia aumenta con una edad y suceden más seguido si hay una cardiopatía. Electrocardiográficamente tienen su

origen antes que el impulso de ritmo de base, QRS anormal en morfología y duración y ST anormal en duración con polaridad opuesta a la máxima deflexión del QRS. La aberrancia del QRS depende de la localización del foco ectópico, entre más lejos del nodo aurioventricular será más anormal. Su QRS es mayor a 0.12 segundos, si se presenta un QRS menor se considera extrasístole supraventricular. Un intervalo RR normal al RR de una extrasístole no debe pasar de 80 mseg de lo contrario hay dos focos ectópicos. Las extrasístoles ventriculares siempre tienen una pausa compensatoria completa, el intervalo entre un ciclo normal y el extraventricular equivale a tres ciclos normales.



Fig 16 Extrasístoles ventriculares

Pueden presentar una P después de QRS. Se clasifican según su origen en: Unifocales (mismo foco, morfología igual entre sí) y multifocales (focos diferentes, morfología diferente). Según sus frecuencias pueden ser: Aisladas (menos de 5 extrasístoles por minuto) o frecuentes (más de 5 extrasístoles por minuto). Se pueden clasificar también según su cadencia de producción como: Bigeminadas ilustradas en la Fig 17 (latido sinusal alternando con un ventricular).

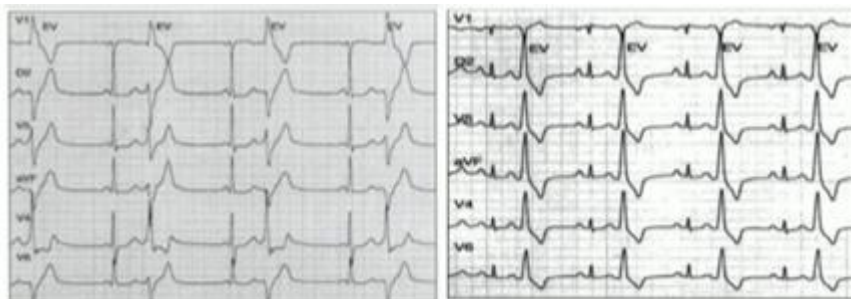


Fig 17 Bigeminismos

Los trigeminismos presentados en la Fig 18 son dos latidos normales por una extrasístole.

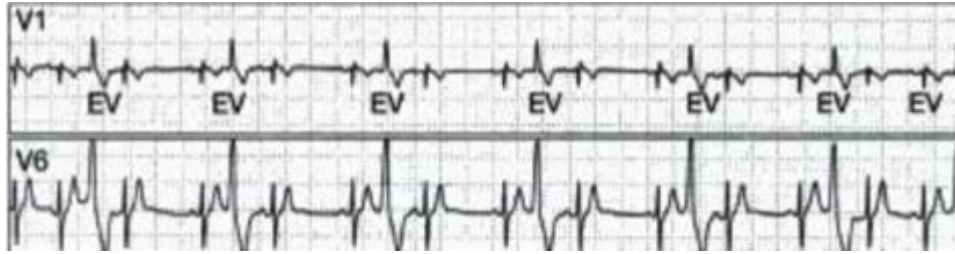


Fig 18 Triginismos

Cuadriginismos, presentados en la Fig 19, son tres latidos normales alternando con una extrasístole.

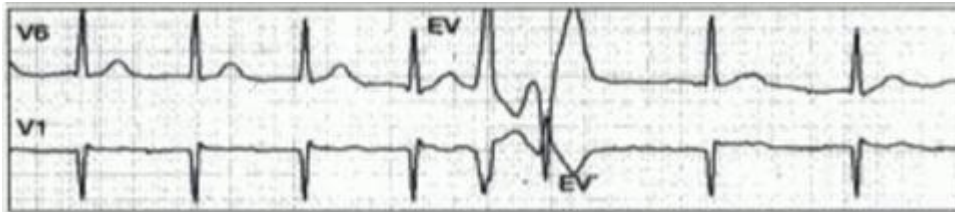


Fig 19 Cuadriginismos

Cuando se presentan tres extrasístoles ventriculares seguidas.

Otra forma de clasificación es por su riesgo: El grado 0 es ausencia de extrasístoles, grado 1 extrasístoles aisladas menor a 30 por hora, grado 2 son extrasístoles frecuentes mayor a 30 por hora, grado 3 extrasístoles polimórficas o multifocales, grado 4^a extrasístoles repetitivas pareadas, grado 4B extrasístoles repetitivas en salvas de tres o más y grado 5 es el fenómeno R sobre T donde se empalma una señal R a una T, lo que genera una taquicardia.

Ritmo idioventricular

Es un ritmo de escape originado en los ventrículos como consecuencia de un fallo permanente en los estímulos originados en los marcapasos superiores (en el nodo auriculoventricular o en el nodo sinusal). Electrocardiográficamente carece de ondas P, QRS con morfología de bloqueo de rama de duración mayor a 120 mseg. Se clasifica como idioventricular para una frecuencia entre 30 y 40 lpm o ritmo ventricular acelerado cuando es mayor a 50 hasta 100 lpm, si es mayor a 100 lpm es una taquicardia ventricular.

Taquicardia ventricular paroxística

En un ritmo activo tiene 3 o más latidos ectópicos ventriculares producidos de forma excesiva, originados por un marcapasos localizado en el ventrículo por

debajo del haz de HIS y producido por un mecanismo de reentrada o por aumento de automatismo del foco ectópico. Se clasifica como sostenida si es mayor a 30 segundos, no sostenida si es menor a 30 segundos e incesante si es recurrente y solo se interrumpe ocasionalmente por unos pocos latidos sinusales. Oscila entre 100 y 200 lpm, morfología QRS ancho y con morfología de bloqueo de rama, duración mayor a 120 mseg, ST con polaridad opuesta a la máxima deflexión del QRS, intervalo RR regular, inicio súbito originado por un fenómeno R sobre T ciclo corto-largo tiene disociación auriculoventricular. Se puede encontrar una onda P seguida de un QRS, se pueden encontrar latidos ventriculares inmersos entre si lo que genera una melladura, es taquicardia se ilustra en la Fig 20.

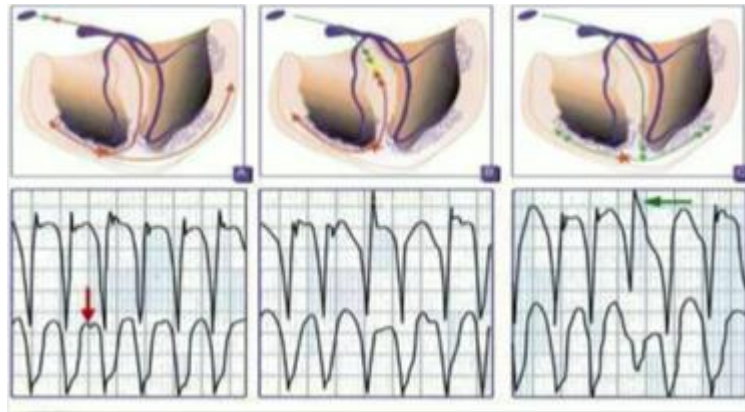


Fig 20 Taquicardia ventricular paroxística

Hay que tomar en cuenta que las taquicardias ventriculares son más frecuentes que las supraventriculares, que son mejor toleradas hemodinámicamente, una taquicardia con un QRS ancho será una taquicardia ventricular, las taquicardias ventriculares presentan deterioro con verapamilo.

Tienen más ondas QRS que ondas P y pueden tener capturas ventriculares PQRS, en una taquicardia ventricular el eje del QRS está entre -90 y $+180$ grados ya que el ventrículo lleva la despolarización, para una morfología de rama derecha debe durar el QRS más de 140 mseg y en el caso de la rama izquierda debe ser mayor a 160 mseg. Hay más probabilidad de una taquicardia ventricular cuando el QRS con deflexión positiva en todas las precordiales desde V1 a V6, el QRS de la taquicardia es similar al QRS de las extrasístoles ventriculares.

Para diagnosticar una taquicardia supraventricular con aberración como se muestra en la Fig 21 se debe tomar en cuenta que no exista el patrón RS, presencia de disociación atrioventricular y cumplir los criterios morfológicos de

taquicardia en las derivaciones V5 y V6, Si no se cumple ningún criterio se considera como supraventricular aberrada.



Fig 21 Taquicardia supraventricular

Fluter y Fibrilación Ventricular

Son equivalentes a paro cardiaco, se deben a una descarga ectópica ventricular rápida y regular que degenera en fibrilación ventricular lo que no permite la contracción del ventrículo. Presenta ondulaciones amplias con frecuencia de 200 latidos por minuto, no se pueden distinguir P, QRS u ondas T.

En el caso de la fibrilación ventricular el ritmo es regular, tiene frecuencias entre 150 y 200 lpm, sus ondas son caóticas y no se pueden reconocer ondas P, QRS u ondas T. Se puede subdividir como primaria que tiene un inicio súbito sin grave deterioro cardiaco (extrasístole que cae en un periodo vulnerable, presenta una amplitud de ondas mayor con bordes agudos y responde a la desfibrilación eléctrica) y secundaria que se encuentra en pacientes con grave deterioro cardiaco, se preceden de arritmias ventriculares y responden mal a la desfibrilación eléctrica tienen una morfología abigarrada, ondas aplanadas con vértices romos y responden mal a la función eléctrica.

Síndromes de preexcitación

Es cuando parte o todo el músculo cardiaco se activa a través de una vía accesoria congénitamente anómala, de forma más precoz que si lo hubiera hecho por vía normal de conducción, su modelo característico es el de Wolf-Parkinson-White, que requiere de una vía de conducción atrio ventricular que corre paralela al sistema de conducción normal, uniendo al atrio con el ventrículo.

La vía accesoria tiene una conducción más rápida que la del nodo auriculo-ventricular, el sistema excitará de forma precoz parte o todo el ventrículo. Electrocardiográficamente se presenta una P normal, PR reducido menor a 0.12

segundos, activación precoz de una parte del ventrículo que produce en la primera porción de la despolarización ventricular la onda Delta. Esta onda Delta forma un QRS ensanchado. La repolarización es anormal, las ondas T opuestas a la máxima deflexión del QRS con intervalo QT alargado. La magnitud de la onda Delta y la duración del QRS definirán el grado de preexcitación.

Existen tres tipos de comportamiento del síndrome Wolf-Parkinson-White según la conducción de la vía accesoria:

- Intermitente. Electrocardiograma normal y después uno con WPW característico meses después. Cambios repentinos de patrón eléctrico en el mismo electrocardiograma
- Con efecto concertina. Cambio gradual en la velocidad de conducción de la vía accesoria. Patrón característico que paulatinamente se va normalizando en el mismo electrocardiograma y repite el ciclo.

Existen diferentes tipos de WPW en función de la localización de la vía accesoria:

WPW tipo A. Se localiza en lateral izquierda, su preexcitación es de izquierda a derecha, tiene ondas delta positivas en precordiales derechas y negativas en las izquierdas.

WPW tipo B. Se localiza en la lateral derecha, preexcitación de derecha a izquierda, ondas delta negativas en V1 y V2 y en precordiales derechas y positivas en V5 y V6.

WPW tipo C. Se localiza en posterior, preexcitación posterior a anterior y ondas Delta positivas en las precordiales y de v1 a v6.

Es una anomalía congénita cuya incidencia es de 1 en 1000 habitantes, más frecuente en hombres, se asocia con las cardiopatías: Prolapso mitral, malformación de Ebstein de la tricúspide, Miocardiopatías y Aneurisma del seno coronario.

En referente a la taquicardia por reentrada, ésta se debe a una extrasístole supraventricular que presenta un ascenso del estímulo al atrio por la vía accesoria, el estímulo regresa al ventrículo por la vía normal.

Una taquicardia ortodrómica tiene una frecuencia entre 180 y 250 lpm, QRS estrecho y onda P negativa en derivaciones inferiores sobre el segmento ST (estimulación de abajo hacia arriba). La taquicardia antidrómica tiene un QRS ancho (el estímulo bajo por la vía accesoria).

Bajo denominación el factor de riesgo que tiene más importancia en la detección de arritmias es el ritmo cardiaco. Esto debido a que este factor se puede determinar no solo con sensores electrocardiográficos (ECG), sino también con sensores fotoplestimográficos (PPG). En consecuencia, para este trabajo el diagrama de detección de arritmias con base al cálculo de la frecuencia cardiaca queda como se muestra en la Fig 22:

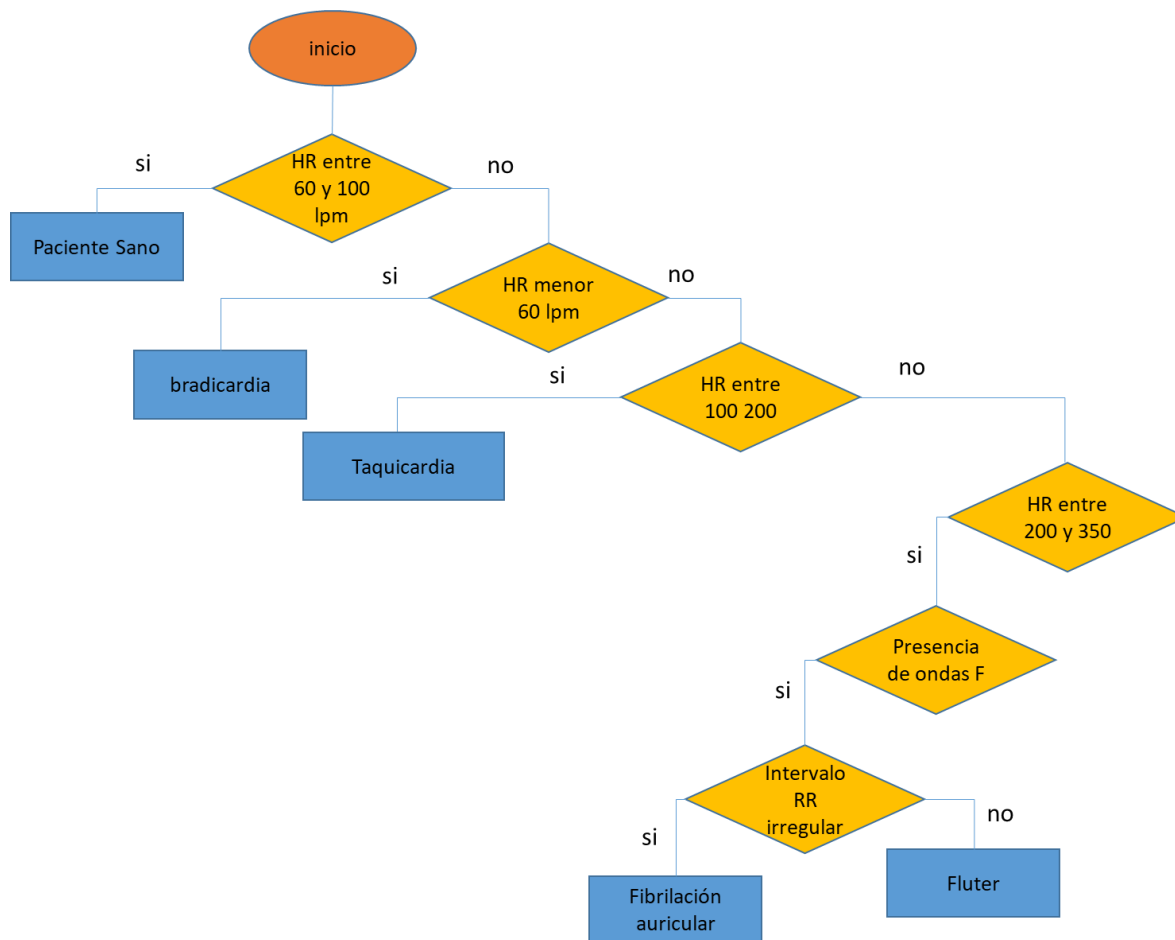


Fig 22 Clasificación de arritmias en base a la Frecuencia Cardiaca

2.1.1 Datos sobre la Fibrilación Auricular en México

La fibrilación auricular (FA) es la arritmia cardiaca más frecuente y una epidemia del siglo XXI [3]. Se caracteriza por que la frecuencia en sus casos aumenta con la edad de los pacientes. Además de reducir la calidad de vida al incrementar a largo plazo el riesgo de embolia cerebral, insuficiencia cardiaca y mortalidad general.

La FA es la principal causa de consulta en los servicios de urgencias y da cuenta de hasta 30% de los egresos a hospitales por trastorno de ritmo cardiaco. De acuerdo al Registro Mexicano de FA (ReMeFA) se estima que existe un millón y medio de personas con este padecimiento en el país. Este registro revela que la mayoría de los pacientes que padece FA tienen síntomas persistentes. La FA a menudo requiere hospitalización o intervención, también se observa un énfasis en el control del ritmo cardiaco como en la prevención de la tromboembolia cerebral.

Esta enfermedad se manifiesta por presencia de palpitaciones rápidas e irregulares, que pueden ocasionar dolor de pecho, sensación de falta de aire, desvanecimiento, mareo. El 25 % de los pacientes se presenta como una embolia cerebral que ocasiona dificultad de habla, debilidad o parálisis.

Según la fundación española del corazón. La FA se presenta con una frecuencia cardiaca entre 400 y 700 latidos por minuto (lpm), puede conducir a un riesgo mayor de ataque cerebral. En muchos pacientes, también puede provocar dolor en el pecho, ataque al corazón o fallo cardíaco [5]. Los tipos de FA existen con base a la duración de su sintomatología como se muestra en la Fig 23.

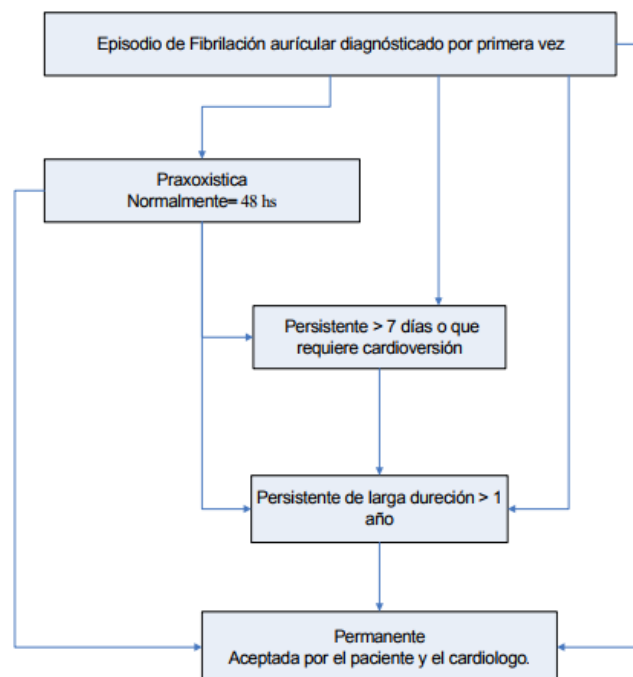


Fig 23 Tipos De FA [5]

Según la guía de Diagnóstico y Tratamiento de la Fibrilación Auricular [5]. Bajo interpretación de electrocardiograma esta enfermedad tiene las siguientes características:

- Ausencia de ondas P y aparecen ondas f, estas últimas oscilan de manera rápida
- La morfología del complejo QRS varía en amplitud
- Los intervalos R-R no son constantes y son impredecibles, lo que conlleva un ritmo irregular [6].

Al trabajar con la señal electrocardiográfica no es recomendable filtrar o tomar decisiones de clasificación directamente a la señal por lo que es necesario extraer las siguientes características [7]:

- Variabilidad de ritmo cardiaco, el cual como se ha dicho antes es errático.
- Obtener el número de ondas f.
- Obtener la amplitud del complejo QRS.
- La amplitud de las ondas T.
- Componentes de alta frecuencia.
- Componentes de baja frecuencia.

La manera más común de monitoreo es por la presencia de irregularidad del pulso cardiaco y su diagnóstico requiere de interpretación electrocardiográfica [3]. Debido a estas razones, es cada vez más común la instalación de sistemas de monitoreo remoto de pacientes en sus casas apoyados en TICS para el envío de información y retroalimentación con cuidadores y médicos especializados.

A su vez con el fin de economizar surgen sistemas caseros de monitoreo de condiciones anormales de salud y de prevención que buscan dar diagnósticos frente padecimientos crónicos a través del uso de comunicaciones móviles aumentando la libertad en la vida de sus usuarios [76]. Los sistemas de monitoreo móvil, actualmente son utilizados en:

Comercio, monitoreo de tráfico, monitoreo de salud, monitoreo ambiental, comportamiento humano e interacción social. Sus aplicaciones siguen en aumento, esto debido a que desde el año 2007 al 2014 se han vendido 4097.36 millones de teléfonos inteligentes en todo el mundo [77].

2.2 Métodos de detección de FA

En la sección anterior, se observa la existencia de una gran variedad de padecimientos cardiacos, los cuales se clasifican de acuerdo con la morfología del complejo QRS, presencia de ondas P y la variabilidad en frecuencia.

Dentro de estos padecimientos destaca la FA, la cual puede ser detectada con base al criterio de la variabilidad de frecuencia, lo cual facilita el uso de sensores de ritmo cardiaco para su monitorización.

Dentro de la literatura existen trabajos dedicados a la detección y monitoreo de la FA con base al análisis del complejo QRS bajo los siguientes criterios:

2.2.1 Uso de banco de datos

Una de las soluciones encontradas comúnmente en la literatura, consiste en recopilar una gran cantidad de datos para su funcionalidad y la intención es encontrar un patrón de compartimiento, el cual permita reconocer un padecimiento específico.

En el estudio hecho en [8] se realizó un monitoreo de 30 días, obteniendo datos electrocardiográficos y ecocardiográficos. Para la detección de cardiopatía atrial, se realiza el estudio sobre la longitud de la señal PR, factor PTFV1 y medición del diámetro atrial antero-posterior izquierdo mediante ecocardiograma. Consideran la detección de FA en un evento continuo mayor a 30 segundos. Para la detección se construyó un modelo de regresión lineal multivariable en el cual se consideran también los datos demográficos de los pacientes.

Se encuentra como contra que no hay un estudio a fondo de las señales electrocardiográficas comparando la caracterización de un padecimiento atrial y la detección es basada en los antecedentes del paciente.

De la misma forma en [9] se hizo un estudio a 171 pacientes, de los cuales a 26 se les detectó FA tomando en cuenta lecturas ECG, un ecocardiograma y datos personales del paciente. Las variables cuantitativas se sometieron a una prueba t-test y las variables cualitativas a una prueba Fisher, para finalmente utilizar regresión lineal, como en el caso anterior no hay un énfasis en el estudio electrocardiográfico sino en un análisis estadístico del historial y características del paciente.

Como se observa, es común pensar en soluciones con grandes bancos de datos con el fin de abarcar el mayor número de variaciones posibles. En [10] se realiza un estudio de una hora de lecturas de signos vitales para 75 pacientes, los cuales se comparan con 25 estudios de pacientes con FA y 25 estudios de pacientes

sanos. Como contra se observa que el implementar una solución así requiere de grandes cantidades de información y que solo existe certeza cuando los patrones coinciden.

2.2.2 Uso de métodos estadísticos

Estos métodos son utilizados para la aceptación o descarte de la hipótesis. Los métodos estadísticos basan su funcionamiento en tomar una muestra significativa de los datos y trabajar calculando medias, varianza, ajuste de mínimos cuadrados, entre otros.

Un caso deferente es [11] donde se trabaja con entropía espectral para la detección de la FA. Como se sabe en este padecimiento el intervalo RR no es constante por lo que se requiere tener designados intervalos fijos de estudio, donde se detecte o no la presencia de latidos (se buscan entre 40 y 60 latidos), posteriormente se aplica una transformada discreta de Fourier. De este modo se pretende usar tres conjuntos de datos concatenados, el primero es de registros sanos, el segundo de datos predecesores a una FA y el tercero de la fibrilación presente. Se realiza una comparación entre medias y distancias de los datos con lo cual se determina la presencia del padecimiento y se realiza una prueba test-t para observar la significancia de sus diferencias. Dichas señales también se someten a wavelets. Como contra del método a parte de su complejidad, se observa que es necesario de una ventana de 4 minutos que sirve de entrenamiento donde no debe haber presencia de fibrilación.

Bajo soluciones que hacen uso de métodos estadísticos, en [12] se hizo una comparativa de entropía de Shannon y RMSSD (cuadrado de la raíz media de la unión de los intervalos R-R adyacentes) para detección de patrones de arritmia, entre ellos FA en intervalos de 16 latidos en una base de datos ECG del sitio de MIT-BIH. Encontrando que el uso de RMSSD era más certero.

2.2.3 Detección de FA mediante la variabilidad del ritmo cardiaco

Es una metodología más específica cuando se trabaja con señales cardiacas, independiente si son electrocardiográficas u óptica. Consiste en el cálculo del inverso del periodo de la señal tomada con el fin de conocer el estado de salud del paciente.

En [15] se propone trabajar con la variabilidad de ritmo cardiaco, para ello se hacen estudios de intervalos de 5 segundos de datos electrocardiográficos, la detección del complejo QRS se realiza a través del algoritmo Pan-Tomkins y se extraen alrededor de 5 características de la señal por medio de Matlab. Al ser varias variables (SDRR, RMSSD, SDSD, pRR20 y pRR50), se opta por realizar un

diseño Tagushi, el cual se maneja de una manera iterativa y conlleva a calcular parámetros de relación señal a ruido (SNR). Se observa en su evaluación que este método es más exacto que el uso de SVM (Máquinas de vectores de soporte). Sin embargo, su diseño está considerado solo para la detección de arritmias y no de una específica, además de estar limitado por la decisión del número de niveles e iteraciones de la aplicación del método Tagushi.

2.2.4 Uso de instrumentación

Consiste en una intervención multidisciplinaria para el diseño de sistemas de detección de FA. En [18] se utilizan sensores ECG, los cuales toman lectura por una hora, la finalidad es transmitir estos datos a una computadora y se someten a una evaluación para detectar FA, en esta ocasión utilizando aprendizaje automático, optando por usar regresión lineal ya que puede ser implementada en sistemas móviles.

2.2.5 Uso de Aprendizaje automático

Al igual que con banco de datos, existen casos donde se requiere trabajar con grandes cantidades de datos. En cuestión de Aprendizaje automático se puede tomar una muestra de estos datos para generar un patrón de aprendizaje y al aplicar algoritmos complejos se realiza la clasificación de los datos que se obtengan de un caso nuevo.

En el caso particular de [19] utiliza 3 SVMs para encontrar las características relevantes de la detección. Primeramente, realiza el cálculo de intervalos RR en los grupos de datos, estima la calidad de la señal segundo a segundo, calcula la variabilidad en frecuencia, la morfología del ECG y la presencia de latidos ectópicos. Dichas características entrenan a los SVMs que se comparan con bancos de datos. Como se observa la solución requiere de una gran cantidad de recursos de procesamiento para los SVMs y una gran cantidad de espacio para trabajar con una gran cantidad de datos.

Otro caso de uso de algoritmos para la detección de FA es el de [20], en el cual utiliza un grupo de 12186 lecturas de ECG, las cuales procesan la información a través de redes neuronales recurrentes, logrando distinguir la FA del ritmo sinusal normal.

2.2.6 Uso de algoritmos de bajo costo de procesamiento

En los trabajos presentados en las secciones anteriores se requiere de máquinas con grandes espacios de almacenamiento y procesamiento. Sin embargo, al diseñar un sistema de monitoreo de emergencia o de salud que pueda funcionar de manera remota es común pensar en portabilidad, rapidez de respuesta y no sobrecargar el equipo donde se implemente dicha solución. Es por ello que se pueden considerar algoritmos que pueden estar embebidos en equipos móviles y que no consuman un alto costo energético ni de procesamiento.

Existen en la literatura soluciones para detección de FA que no requieren de un alto costo computacional, tal es el caso de [21] donde se propone el algoritmo de suavizado de Kalmar, el cual trabaja en conjunto con la detección de actividad ventricular y busca la detección de ondas f. Por lo que se observa en el estudio la comprobación se realizó con lecturas de ECG a las cuales se les reemplazó la onda P por ondas F. Por tanto, el algoritmo consiste en una serie de filtros donde se busca detectar ondas F y la actividad ventricular la cual considera una suma de funciones Gaussianas.

2.2.7 Soluciones con señales ópticas

En las soluciones anteriores se describe brevemente el trabajo con señales electrocardiográficas. Sin embargo, también existen trabajos de monitoreo de ritmo cardíaco utilizando medios ópticos cuya ventaja es el no portar un electrodo de manera continua y a su vez pueden ser soluciones que no requieran adecuar el medio donde el paciente se encuentra.

Un método de adquisición de señales ópticas es el de [23] donde se toma video del rostro del paciente, la adquisición de imagen es procesada en una computadora y a través de utilizar el algoritmo de Kanade-Lukas-Tomasi (KLT) y de filtros se pueden obtener parámetros como el ritmo cardíaco y la variación de frecuencia, lo que podría en un futuro para detectar FA. Es una solución no intrusiva, pero está sujeta a no ser portable debido a que se requiere la adecuación de un sitio para su implementación.

2.2.1 Propuestas de FA por medio de Dispositivos inteligentes

Existen propuestas que hacen uso de la detección de variabilidad de frecuencia de la entropía, este es el caso de [13] donde se usa datos de un acelerómetro y ECG para trabajar. Como el proceso es complejo ya que comienza correlacionando señales, para después calcular entropía puede generar un estudio multivariable donde se requiere del uso de un algoritmo KSVM para la clasificación.

En [14] se realiza una propuesta más simple mediante el énfasis de la variación de la frecuencia cardíaca, en este trabajo los datos de pulso sanguíneo se obtuvieron con la cámara de un Iphone 4S y se analizaron con los métodos de raíz cuadrada de la media y la entropía de Shannon. Posteriormente se comparan los resultados con un electrocardiograma de doce derivaciones. Como resultado se observa que los métodos empleados son significativos en la detección de FA. Como contra se observa que el tratamiento de una señal PPG no es el mismo que para una señal ECG y que la detección de FA depende no solo de la variabilidad de frecuencia.

La propuesta de [16] detecta la FA a través del rebase de umbrales de ritmo cardíaco. Es un sistema compuesto de una unidad de preparación de señal analógica con el fin de reducir los niveles de ruido mediante filtros. La detección de la FA se realiza mediante la detección de 30 intervalos R, si varía en un 50 % el periodo de cada intervalo envía una alerta de detección de la patología. Como contra al igual que en ejemplos anteriores se observa que solo se toma en cuenta la variabilidad de frecuencia para esta detección.

En [17] se propone el diseño de un sensor adherido a la muñeca del paciente, se compone de lector ECG, PPG y acelerómetro. La primera parte de la circuitería se compone de filtros FIR, los cuales pretenden limpiar la señal de los diferentes tipos de ruido, el sistema funciona de manera similar a una máquina de estado finito donde se presenta un estado de adquisición, unión y reposo. La manera de detección de la FA es por medio de la lectura de ECG y PPG calculando la variabilidad de frecuencia, pero limitada por la lectura de actividad física del acelerómetro con el fin de descartar falsos diagnósticos.

En [7] se instrumentó un sensor ECG que permite la detección de FA, este sensor se conecta por medio de Bluetooth a un teléfono inteligente, el cual funciona como puente para mandar los datos adquiridos hacia la nube. En los servidores se procesan los datos por medio de algoritmos de aprendizaje automático usando un SVM para hacer el diagnóstico de características como la amplitud del QRS, la amplitud de la señal T y variabilidad de frecuencia entre otras. El sistema se puede ver limitado en su adquisición por el ruido electromagnético provocado por Bluetooth, además de requerir una estructura en la nube para el procesamiento.

En lo referente a señales ópticas, en [22] se utiliza la cámara de un Iphone 4S para capturar pulsaciones, las cuales al detectar crestas y valles pueden hacer diagnósticos de arritmias. La solución es suficiente para cálculos de frecuencia cardíaca y su variación, cuyos resultados se someten a pruebas estadísticas tipo t para desechar o descartar un diagnóstico. Resulta una solución útil en la detección de bigeminismos y trigeminismos, pero insuficiente para detectar FA.

El mismo caso sucede con [26], en donde se utiliza el acelerómetro y el giroscopio de un teléfono inteligente para poder adquirir las lecturas de variabilidad de frecuencia en 3 ejes de cada sensor. EL trabajo se basa en realizar validaciones cruzadas de las características emanadas de estas variaciones y previamente se aplican filtros y métodos estadísticos para la reducción de ruido. El método de aprendizaje automático requiere de una comparativa con una base de datos de 450 individuos. Por lo cual no se obtiene un diagnóstico portable.

Conclusión:

Como se observa, estos trabajos se han basado en la entrega de resultados sin tomar en cuenta la limitación de los equipos móviles que procesan la información. Es por ello, que es necesario hacer un estudio sobre soluciones que enfatizan el aprovechamiento energético y que consideran ciertos puntos para asegurar la fidelidad de los resultados.

En el siguiente capítulo se abordan propuestas donde se enfatiza la administración de recursos energéticos y de procesamiento con el fin de conocer diferentes métodos que puedan ser considerados para lograr un diseño portable para un dispositivo inteligente.

2.3 Propuestas de Administración energética en dispositivos móviles

Uno de los aspectos críticos al utilizar dispositivos móviles es la limitación de sus recursos energéticos y de procesamiento, los cuales pueden o no permitir la implementación de soluciones que trabajen con una cantidad considerable de datos y realizar cálculos complejos.

A esto hay que añadir que la certeza de una solución puede depender en gran medida de la preparación de los datos adquiridos mediante los sensores usados por la solución diseñada.

Actualmente se encuentran en la literatura una gama de propuestas en las que se busca la medición de signos vitales como presión arterial, ritmo cardíaco y señales de electrocardiograma (ECG). La finalidad de obtener estos parámetros es la de poder diagnosticar y monitorizar alguna enfermedad cardíaca o tener la certeza de que un paciente es potencial a padecer este tipo de mal.

Es por ello que es de gran importancia la certeza de los resultados obtenidos de la acción de este tipo de sistemas y la causa de no tener la aceptación que se esperaba tener, a pesar de que la versión móvil de estos sistemas es necesaria ante una detección oportuna de un cuadro crítico.

En cuanto al tema de la administración energética se encontraron las siguientes soluciones:

2.3.1 Protocolo

Un protocolo, es una serie de pautas en las cuales se busca regular o listar los requerimientos que debe cumplir una solución para poder tener comunicación entre componentes remotos, estas pautas se implementan como una subred para regular la tasa de transmisión a un bajo consumo energético.

En [27] se utiliza una técnica para poder enviar paquetes de datos de manera prioritaria bajo el diseño del protocolo eMC-MAC, de manera que se disminuye la latencia de envío de dichos paquetes y lo que busca es la conexión de componentes en una red de sensores.

En el caso de control de transmisión de datos a través de la red de sensores en [28] se utiliza un protocolo que controla las ventanas de tiempo en base al tráfico que se presente y al mismo tiempo mantiene el superframe en un tiempo razonable, lo que decrece el consumo energético.

El protocolo TDMA propuesto en [29], propone remover el estado de reposo de los sensores debido al alto consumo energético, controlar las revisiones del consumo y dejar que el dispositivo inteligente (coordinador) realice la mayor parte de las funciones del sistema, la propuesta busca monitorizar sensores de una red de área personal remotamente.

2.3.1 Middleware

Un middleware es un software controlador de entrada al medio enfocado a la conectividad de sensores, aplicaciones y servicios que permiten la comunicación entre cada componente de tal forma que los datos que se recaben puedan procesarse y realizar una toma ubicua de decisiones.

La propuesta de [30] administra los diferentes estados en los que trabaja un sensor conectado de manera inalámbrica a un dispositivo móvil, desde un estado de reposo, uno activo y uno de caso crítico, con el fin de conectar sensores inalámbricos a un teléfono inteligente que envía los datos adquiridos a sitios remotos.

En [31] se propone el middleware MyHealthAssistant el cual genera un ahorro energético a través de controlar la frecuencia de adquisición de los sensores entre 1 a 3 Hz y a su vez reduciendo los intentos de redundantes de conexión con el fin de realizar comunicación entre aplicaciones médicas y realizar el monitoreo de signos vitales del paciente.

El middleware para monitoreo de salud por medio de sensores ambientales y de área personal diseñado en [32] permite reducir los costos energéticos al reducir el número de sensores a utilizar para determinada tarea, de forma contraria utiliza sensores que pueden ser puestos en marcha por diferentes aplicaciones al establecer canales para uso exclusivos.

2.3.2 Algoritmo

Es una serie de instrucciones lógicas las cuales requieren de datos de entrada para procesar y generar un resultado como salida. En [33] el algoritmo hace una selección dentro de una red personal en el cual el nodo o sensor más adecuado funge como Gateway de la red, lo que conlleva una reducción de carga de trabajo con el fin de soportar heterogeneidad de sensores y realizar un monitoreo de signos vitales en un tiempo largo.

La propuesta hecha en [34] de manera indirecta economiza recursos energéticos al proponer un algoritmo cuyo funcionamiento es ligero para el reconocimiento de actividad. El algoritmo de reconocimiento de actividad del paciente diseñado en [35] genera un control de energía a través de fases de proceso en el dominio del tiempo y fases en dominio de la frecuencia, las cuales tienen mayor costo energético, otra medida es el control de frecuencia de muestreo de los sensores.

2.3.3 Administrador

El administrador es una composición de protocolos y algoritmos que permiten realizar una toma de decisiones en cuanto a la forma de adquisición de datos por medio de sensores en caso de existir varias formas de obtener una solución integrada al sistema diseñado.

La propuesta de [36] busca la detección de actividad física a través de tener una administración energética tomando en cuenta la adquisición del contexto de usuario a través de la elección de los sensores que pueden generar menos gasto energético (por ejemplo, usar el acelerómetro en vez del giroscopio).

2.3.4 Uso de la nube

La nube es una serie de servicios remotos los cuales sirven como apoyo a sistemas compuestos de recursos limitados para realizar actividades complejas de procesamiento, cálculo, comunicación y respaldo de datos y archivos.

En [37] se propone una plataforma llamada mHealthMon, en la cual los usuarios pueden realizar la activación de servicios y sensores por medio del uso de la nube, lo que genera un ahorro energético diez veces mayor. Una propuesta similar es la

de [38] donde se logra reducir el consumo energético entre un 63% y 70% permitiendo además el almacenamiento de datos en la nube.

2.3.5 Hardware

La solución más común para generar un bajo coste energético es el diseño de hardware. Es decir, el uso de sensores y medios de conexión que generen un gasto de batería bajo y bajos niveles de ruido.

La propuesta realizada en [39] hace énfasis en la prioridad del envío de paquetes de señales ECG de un sensor conectado por medio de Bluetooth sobre el envío de paquetes de video, lo que permite un uso eficiente de energía dentro del sistema propuesto.

De acuerdo al sistema de monitoreo de ECG propuesto en [40], el uso de Zigbee en lugar de Bluetooth permite un consumo de energía más bajo, el problema radica en que no es posible manejar grandes cantidades de datos con este tipo de conexiones.

En el caso de sistemas de ECG que utilizan Bluetooth, en [41] se realiza un estudio donde se observa que el mayor consumo de energía se presenta al momento de enviar paquetes de forma continua y en cuadros de alerta a comparación del envío de paquetes de manera controlada y el estado de conexión.

Ciertas propuestas apuestan a un bajo consumo energético solo con el uso de conexiones de bajo consumo, como lo es [42] donde el diseño de un termómetro digital se conecta por Bluetooth (BLE) y se controla el periodo de conexión el cual una vez establecido envía datos hacia el dispositivo móvil. En [43] se utiliza el mismo tipo de versión de Bluetooth para el diseño de un sistema de monitoreo de ECG donde se administra la frecuencia de conexión.

La mayoría de las propuestas que se encuentran en la literatura realizan un ahorro energético a través de apostar por la forma de conectar sensores, la forma típica es por medio de Bluetooth que no tiene tiempos de latencia altos como son los casos de [44, 45 y 46] donde se pretenden integrar diversidad de sensores de área personal para el monitoreo de pacientes de tercera edad, monitoreo cardiopulmonar y ECG respectivamente.

2.3.6 Control de Activación de Sensores

Un controlador de activación de sensores puede estar compuesto por una aplicación o algoritmo que considera las diferentes formas de adquisición de

contexto y realiza la elección más adecuada con base a la funcionalidad y los recursos que se tengan al momento.

En la propuesta hecha en [47], el ahorro energético radica en la interacción que tiene el dispositivo inteligente y los sensores, teniendo prioridad a ciertos sensores y trabajando parámetros como el SNR para una correcta detección de la señal QRS.

De acuerdo con el estudio [48] donde se ofrece un servicio de telemonitoreo de salud, una forma de ahorrar energía en un dispositivo es mediante el control de los estados de activación, apagado y reposo de sensores. En ciertos escenarios el consumo energético del estado de reposo y el activo son iguales, por lo que es necesario involucrar diferentes protocolos de transmisión (por ejemplo, para transmitir datos combinar GPRS y WLAN) y controlar el retardo de paquetes.

La propuesta hecha en [49] controla la activación de sensores con base a la actividad del usuario, esto considerando el monitoreo periódico y el continuo. En [50] se busca también controlar el estado de reposo de dos sensores con base al estado en el que se encuentre el paciente.

Caso contrario es el API diseñado en [51], el cual evita que haya una petición redundante de activación de sensores cuando se tiene un monitoreo continuo y se tienen diferentes aplicaciones en acción que buscan obtener la detección de movimiento del usuario.

2.3.7 Predicción bajo reconocimiento de Actividad

Existen soluciones de tipo software que cuentan con datos de entrenamiento con los cuales es posible realizar una predicción de una respuesta determinada, con el fin de complementar una tarea particular.

Por ejemplo [52], que considera el ahorro energético a través de aumentar o disminuir la frecuencia de monitoreo de los sensores de un sistema móvil con base a la existencia de un resultado presente, es decir la frecuencia aumenta ante una falta de reconocimiento de estado, de esta forma involucra el principio de entropía.

Similar a lo antes mencionado, en [53] es posible ahorrar energía al tener definidas las actividades del usuario y conocer cuando es necesario la adquisición de datos por parte del sensor y cuando es necesario mantener el sensor desactivado, esto hecho de una manera dinámica y adaptativa.

Compresión de Datos

Dentro de la literatura de transmisión de datos es posible encontrar software que permita codificar los datos adquiridos, para generar menos peso al momento de su envío. Así mismo, se requiere de software que decodifique los paquetes enviados para poder trabajar la información.

La propuesta de envío de datos de ECG de [54], permite adquirir datos en frecuencias altas (para ECG se recomienda 250Hz) a través de la compresión de los datos adquiridos al codificarlos por medio de un modelo llamado Gem-REM, lo cual permite un mayor almacenamiento. Sin embargo, este tipo de propuestas son nativas de aplicaciones particulares, lo que no permite su adaptabilidad. En [55] se propone el uso de diferentes formas de compresión de acuerdo al contexto y la aplicación que se trate por medio de una arquitectura embebida en un middleware. Es decir, permite la compresión de diferentes tipos de sensores con el fin de mantener un envío de datos de bajo costo energético.

La Tabla 2 muestra Las ventajas y desventajas de las propuestas antes mencionadas, enfatizando la forma en que se administra el consumo de recursos energéticos

Tabla 2 Métodos de Administración Energética en dispositivos móviles

Forma de Solución	Ventaja	Desventaja
Middleware [30][31][32]	Administración de frecuencia de adquisición, estados de sensores.	Se requiere de 250 Hz para tener una lectura consulta confiable en ciertos sensores.
Algoritmo [33][34][35]	Uso de dominio de tiempo y frecuencia.	Dificultad de implementarse en dispositivos inteligentes.
Protocolo (BSN-MAC) [27][28][29]	Prioridad de paquetes	No considera diferentes estados del sensor (reposo, desactivado, activado)
Hardware (Bluetooth, Zigbee, RF) [39][40][41][42][43][44][45][46]	No requiere de administración energética	Existe un alto consumo al buscar conectividad
Administrador [36]	Prioridad en el uso de sensores con base al consumo energético	Solo es considerable si se tienen varios sensores para un mismo fin

Uso de nube [37][38]	Alta responsividad en servicios, procesamiento y almacenamiento.	Requiere de conexión a internet, triangulación de datos
Control de Activación de sensores [47][48][49][50][51]	Priorización de sensores, control de estados	Se requiere reconocer el momento para activar los sensores sin intervención del usuario.
Compresión de datos [54][55]	Permite la medición de sensores a 250Hz	Requiere una etapa de compresión y otra de descompresión
Predicción bajo reconocimiento de actividad [52][53]	Control de frecuencia en base a la obtención de resultados	Se requiere una definición exacta de las actividades

Es necesario conocer algunas técnicas para mejora de precisión de los sensores de lectura de signos vitales, ya que resulta insuficiente realizar cálculos sobre los datos adquiridos directo de los sensores, al verse afectados por diversas fuentes de ruido ya sea electromagnético y de movimiento. De esa investigación se obtuvieron los siguientes resultados:

2.4 Propuestas de aumento de precisión de sensores en dispositivos móviles

Algoritmo

En [56] se presenta un algoritmo dinámico el cual manipula la frecuencia de muestreo de un acelerómetro y de un micrófono con el fin de ahorrar energía sin perder la calidad de las señales obtenidas. En [57] se utiliza un algoritmo basado en estadística básica (cálculo de varianza, media, mediana, valor RMS, dominio de la frecuencia) para el reconocimiento de actividad. La aproximación de [58] se basa en la reducción de diferentes fuentes de ruido como el sensor, ropa, etc. Y en el reconocimiento de un umbral que al ser rebasado graba los datos adquiridos. La propuesta de [59] predice anomalías cardíacas a través de adquirir el HR y procesarlo con un algoritmo de árbol aleatorio. Se basa en la reconstrucción de la señal comprimida en un sensor de ECG, la reconstrucción lo hace con base a un algoritmo voraz de optimización iterativa y el algoritmo de optimización convexa.

En el estudio presentado en [60] es posible detectar arritmias bajo la premisa de reconstruir la señal compresada y enviada por el sensor HR hacia el dispositivo inteligente. Para ello se utiliza un algoritmo de reconocimiento de búsqueda ortogonal (OMP). En [61] se implementa el mismo algoritmo de reconstrucción de señal para recuperar una señal de respiración.

Existen propuestas de medición de presión, en [62] se propone el uso de la cámara de un teléfono inteligente para obtener una señal cuyo ruido se elimina por medio de implementar FSM (finite state machine).

Acorde con [63], es necesario tener detectadas las regiones de interés de una señal fotopletoislográfica (desde la cámara de un celular) para poder procesar debidamente, estas regiones se pueden obtener por el algoritmo de diferencia temporal (TD) y el de Template Matching (TM).

Una forma de calcular la presión la propone [64] donde se utiliza un micrófono instrumentado conectado a un dispositivo inteligente y bajo el uso del algoritmo SVM se obtiene el parámetro.

Arquitectura

La arquitectura es una estructura compuesta de diferentes módulos de software, la cual sirve como pauta para el desarrollo de aplicaciones o para mantener una organización de datos adquiridos por medio de sensores

En [65] la propuesta trabaja tanto en el dominio de la frecuencia como del tiempo al utilizar la transformación wavelet, la eliminación de ruido se logra a través de someter la señal a filtros FIR y toma decisiones a través de un algoritmo KNN su estudio es bajo la detección de caídas utilizando un acelerómetro embebido en un teléfono inteligente.

Existen plataformas que basan su funcionamiento en el reconocimiento de eventos al aplicar algoritmos tipo KNN como lo es [66] donde se trata de diferenciar el evento de una caída de actividades como correr, caminar o estar sentado.

Existen soluciones donde hay un enfoque en la detección de falsos resultados como lo es [67] donde por medio de una arquitectura se evalúa el estado de sensores, resultados que ofrecen y el uso de descomposición wavelet, Holt-Winters y filtro Hampel de señales como SPO2, ECG, HR y presión.

Instrumentación

El término se refiere al diseño de soluciones electrónicas aplicado a soluciones. Es decir, el diseño y aplicación de sensores para solucionar una problemática determinada. Algunos ejemplos para la toma de signos vitales son los siguientes:

En [68] se utiliza el diseño de un sensor ECG en el cual reside la etapa de procesamiento de datos. El papel del dispositivo móvil consiste en la activación y reconocimiento del sensor por medio de Bluetooth. Similar a esta propuesta, en [69] se utiliza un sensor ECG que funciona con redes neuronales y utiliza el dispositivo inteligente para conjuntar los datos del sensor y enviarlos de manera remota.

Procesamiento en la nube o servidores remotos

Las soluciones que actualmente se basan en sensores electrónicos requieren de una infraestructura compleja y robusta para el resguardo de datos y para el procesamiento de los mismos. Es común hacer uso de la nube o servicios computacionales ofrecidos a través de internet, como es los siguientes ejemplos:

En el trabajo presentado en [70] se busca reconocer el estado de salud de un paciente a través del reconocimiento de voz. El micrófono del dispositivo inteligente es utilizado como entrada de información y se envía la señal a la nube. Para ello se aplica transformada de Fourier, filtros pasa bandas y filtros direccionales. En [71] se busca el monitoreo de la diabetes mellitus a través de diferentes formas de contexto, esta variedad de características implica una toma de decisiones compleja, lo que requiere procesar los datos adquiridos en la nube.

Uso de sensores embebidos en dispositivos inteligentes

En la actualidad se vuelve más común el uso de sensores embebidos debido al aumento de precisión y la necesidad de usar sistemas portables. El desempeño de estos sensores depende del diseño en hardware del dispositivo que los porta y la administración en funcionalidad de la que dependen.

Existen propuestas de cálculo de HR y respiración por medio de los sensores embebidos en un teléfono inteligente. Un ejemplo es el trabajo presentado en [72], donde se utiliza un procesamiento de la señal generada por un acelerómetro para la obtención de estos parámetros. La limitante de la propuesta es requerir del monitoreo en un estado estacionario.

Otro caso de cálculo de SPO2 y HR por medio de un dispositivo inteligente es [73], donde se descompone un video de 20 Seg captado por la cámara en cuadros por segundo y se extrae la media y desviación estándar de colores azul y rojo. Un caso similar es el de [74] donde se utiliza la cámara para analizar SPO2 enfocándose en una sola región de interés, ya sea haciendo uso de factores de

saturación de color azul, rojo y verde y saturación de corte. Para el caso de solo querer obtener el HR en [75] se utiliza la cámara para detectar los cambios de iluminación al colocar el dedo índice y tomar video, se consideran las crestas de la señal obtenida para la obtención del parámetro.

La Tabla 3 muestra un análisis de desventajas y ventajas de las soluciones mencionadas en base a la forma en que logran una mejora en la certeza de lecturas de sensores

Tabla 3 Ventajas y Desventajas de las propuestas sobre incremento de exactitud en sensores

Forma de Solución	Ventaja	Desventaja
Algoritmo [56][57][58][59][60][61][62][63][64]	Diversas formas de calcular parámetros, control de frecuencia.	Complejidad y alto consumo de recursos
Arquitectura [65][66][67]	Uso de factores de decisión (modelos de markov, knn).	Requieren de entrenamiento y se necesita enfocarse en el individuo.
Instrumentación [68][69]	Procesamiento externo, ofrecen exactitud con base a su composición de hardware.	No se está considerando el ruido de las etapas de conectividad, dificultan la portabilidad.
Procesamiento en la nube o servidor remoto [70][71]	No hay limitación de recursos y servicios.	Necesidad de conexión a internet, se requiere de sitios remotos para su funcionamiento.
Uso de sensores embebidos de dispositivo inteligente [72][73][74][75]	No influyen los niveles de ruido de conectividad remota	La calidad de los sensores puede no ser apta para la toma de signos vitales.

Como se observa en el estudio realizado, existe una amplia gama de propuestas para poder ahorrar energía, las cuales comprenden desde infraestructuras

robustas como la nube, instrumentación y diversas formas de manipulación de actividad de los sensores (administradores, algoritmos y compresión). Sin embargo, en la construcción de un medio de monitoreo de signos vitales la mayoría de las propuestas resultan insuficientes al necesitar de conexiones a internet de manera remota (caso de la nube), presencia de ruido de diferentes fuentes no consideradas en el diseño de hardware (puede ser ruido de conexión inalámbrica, ruido con el roce de indumentaria del paciente, etapas de potencia) y en el caso de software es necesario tomar en cuenta que el dispositivo coordinador es quien deberá tener los recursos necesarios para tener embebida la solución.

En el caso particular de la inexactitud de sensores, al igual que con el ahorro energético, se encuentran en la literatura diferentes soluciones que si bien solventan el caso de estudio que están tratando hay que tomar en cuenta que pueden conllevar un costo energético y de procesamiento alto para estar embebido en un dispositivo móvil y asegurar la portabilidad de estas soluciones o pueden necesitar de tiempos de procesamiento y entrenamiento de datos alto, lo cual en un monitoreo de signos vitales puede ser crucial.

En la literatura se encuentran pocas propuestas que ataquen la problemática presentada de manera integral para entornos de salud remoto y que sean eficientes, esto debido a que es necesario que este tipo de sistemas tengan sensibilidad al contexto humano y poder desempeñar sus funciones con base al estado de los equipos y sensores que conformen una red de área personal en el momento que el monitoreo es realizado.

En este trabajo se presenta una solución que permite la monitorización y detección de arritmias con base al énfasis en procesar la información de manera que pueda mejorar su certeza en los resultados y de la misma forma que este proceso no resulte costoso en consumo de energía y memoria.

3 Análisis y diseño de la propuesta

De la revisión de literatura realizada en el capítulo anterior, se pueden observar diversas formas de administrar el consumo de batería y procesamiento de soluciones aplicadas a salud móvil, así como diversos métodos para asegurar que los resultados obtenidos en la lectura y procesamiento de datos sean certeros.

Sin embargo, la gran apuesta de estas soluciones se basa en trabajar con grandes cantidades de datos, lo cual requiere de una fuerte inversión de infraestructura y la

imposibilidad de que resida en el equipo móvil la etapa de procesamiento de datos, lo que compromete la portabilidad del sistema y la posibilidad de trabajar sin conexiones a internet.

En lo competente a diseñar esta nueva propuesta, es necesario conocer el contexto de detección de arritmias con base a la práctica que tengan los especialistas y cuáles de éstas son consideradas de alto impacto. Además de poder comprobar si es posible que los sensores embebidos en un teléfono móvil pueden entregar resultados similares a los de sensores utilizados en el ramo médico.

Para ello, se realizaron las siguientes acciones:

1. Entrevista a cardiólogos
2. Pruebas iniciales de funcionamiento de soluciones actualmente utilizadas en la detección de frecuencia cardiaca por medio de dispositivos móviles.

3.1 Diseño y aplicación del formato de entrevista

Se decidió diseñar un formato que permita obtener información con base a la experiencia médica, enfatizando el trabajo sobre las arritmias cardiacas de alto impacto. El formato utilizado en el Anexo 1:

Se aplicó este cuestionario a 8 cardiólogos, en la ciudad de Ensenada, de los cuales la mayoría de los especialistas tienen familiaridad con el uso de dispositivos móviles, mas no con el uso de aplicaciones para el monitoreo de signos vitales. Pudo observarse que:

- Tienen conocimiento de métodos de telemetría estacionaria (por ejemplo, el uso de teléfono convencional para reporte de signo vitales, uso de marcapasos, etc.).
- Consideran: Ritmo cardiaco, frecuencia cardiaca, presión arterial, oxigenación sanguínea (SpO2), frecuencia respiratoria y temperatura como los factores principales de monitoreo para una cardiopatía.
- Es posible el monitoreo de Arritmias cardiacas, cardiopatía isquémica (precursora de infartos), hipertensión, infarto, edema pulmonar y angina de pecho.
- Las señales que se requieren para el monitoreo cardiaco son: El componente QRS, conducción de la aurícula al ventrículo, medición de

latencia en el ritmo incluso pausas mayores a un segundo y medio, frecuencia, trazo cardiográfico (se estudia la forma de onda).

Los resultados obtenidos de esta entrevista quedan muy abiertos al ver que hay posibilidad del monitoreo de una amplia gama de enfermedades. Por tanto, fue necesario formular un nuevo formato de entrevista (Anexo 2), en el cual pudiera enfatizar el reconocimiento de arritmias de alto impacto.

Se aplicó el cuestionario a 3 cardiólogos, de los cuales la mayoría tienen familiaridad con el uso de dispositivos móviles mas no con el uso de aplicaciones para el monitoreo de signos vitales. Los resultados indican que:

- Los médicos han probado mediciones por medio del Holter en estudios de 48 horas, marca pasos implementados, monitor implantado de 18 meses.
- Consideran que La Fibrilación ventricular (equivale a paro), FA (puede generar embolias) y taquicardia ventricular son las arritmias más importantes.
- Es posible el monitoreo de todas las arritmias, a través de la interpretación de ECG, considerando Morfología del QRS ensanchamiento, segmento PR, presencia de ondas f y F.
- Los plazos de monitoreo de arritmias son inespecíficos, se recomienda el monitoreo con base a los síntomas del paciente.

De acuerdo con la entrevista, la fibrilación ventricular equivale a un paro cardiaco, lo cual implicaría actuar al instante de la detección. Lo contrario ocurre con la FA, que presenta una sintomatología silenciosa para el paciente, pero sus rasgos electrocardiográficos son claros y sus consecuencias pueden mermar significativamente la calidad de vida del paciente.

Por ende, se justifica el énfasis de este trabajo en la detección y monitorización de FA a través de una interpretación automatizada de la forma de onda de una señal PPG emanada del sensor de ritmo cardiaco de un dispositivo inteligente.

3.2 Pruebas iniciales de sensores

Con el fin de conocer la precisión de los sensores que compondrá la plataforma de medición, y determinar si son adecuados para la detección de FA, se realizaron pruebas de funcionamiento con los siguientes componentes:

El Sensor Kardia AliveCor que es inalámbrico. Este sensor requiere de una conexión al dispositivo inteligente cada que necesita hacer una lectura de ECG, se

requiere una toma de duración de 30 segundos y da como resultado la frecuencia cardiaca y la forma de onda como QRS.

El sensor PPG embebido usando la aplicación Samsung Health, el cual toma alrededor de 15 segundos para dar un resultado de frecuencia cardiaca, pero usando una señal óptica de pulsos (PPG).

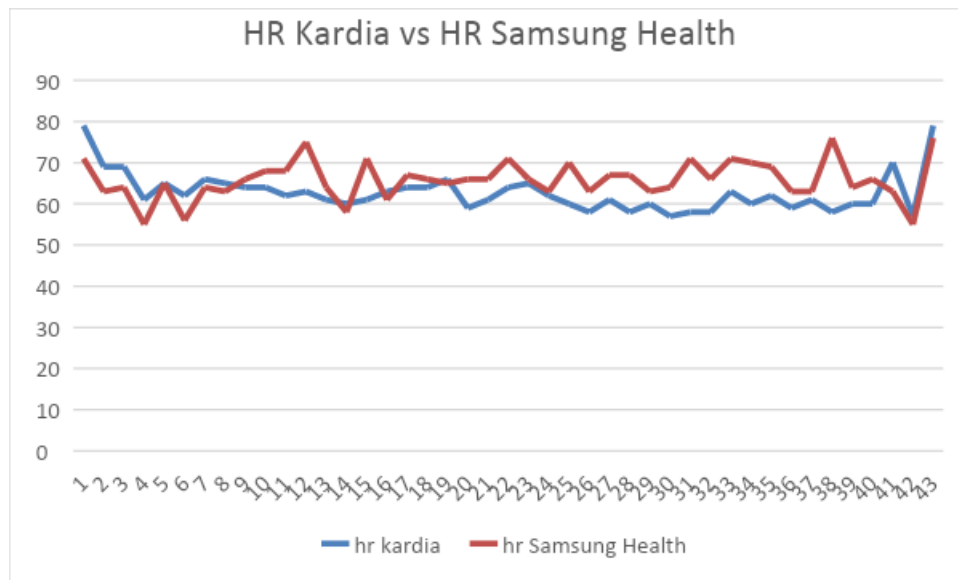


Fig 24 Detección de Frecuencia cardiaca en soluciones actualmente utilizadas

Tabla 4 Comprobación de funcionamiento de sensores de teléfonos inteligentes

Batería kardia	memoria kardia	batería health	samsung health	memoria samsung health
26mAh	48Mb/1.9G	4mAh		37mb

Como se muestra en la Fig 24 y Tabla 4 tras 1 hora de pruebas se puede encontrar que:

- Tienen una lectura promedio entre 62 lpm para kardia y 65 para el embebido.

- Es importante mencionar que el sensor kardia está avalado por la Food and Drugs Association (FDA), por lo que se considera que es más certero, y es posible diagnosticar una fibrilación atrial.
- Se considera entonces que en base a los resultados el sensor embebido puede trabajar para la detección de arritmias basándose en la frecuencia cardiaca.

4 Diseño de la propuesta

4.1 Propuesta de Solución

Existe una variedad de soluciones no estacionarias que pueden detectar y monitorizar la FA al trabajar con señales de diferente índole. Sin embargo, la detección se basa mayormente en análisis de la variabilidad de frecuencia, la cual es la característica principal de esta enfermedad, más no es la única que influye electrocardiográficamente.

Por tal razón, es necesaria la formulación de una solución donde se tome en cuenta el contexto del paciente, el lugar donde desarrolle su actividad, además de detectar en señales de signos vitales, la variabilidad de frecuencia y componentes de alta frecuencia característicos similares a las ondas F que comprenden entre 300 y 700 lpm.

De este modo como se muestra en la Fig 25, la funcionalidad de la solución es la siguiente:

1. Mediante orden médica el paciente activará una aplicación residida en su dispositivo móvil.
2. La aplicación buscará conocer la locación del usuario por medio de Geo referencias con el fin de conocer si está en un lugar donde la actividad física es intensa, de este modo la aplicación adaptará sus umbrales de reconocimiento de cuadro crítico.
3. Aumentar el umbral de cuadro crítico si el usuario se encuentra en un lugar de alta actividad física.
4. La aplicación solicitará que el paciente coloque su dedo índice en el sensor de ritmo cardiaco y comenzará a tomar datos de ritmo cardiaco, el número de datos a tomar dependerá del nivel de batería que cuente el dispositivo móvil en ese momento.

5. Al terminar la toma de datos, estos se envían a una etapa de preparación con el fin de adecuarlos para su procesamiento.
6. Los datos serán procesados con la finalidad de obtener la frecuencia cardiaca y la variabilidad de frecuencia.
7. Si la variabilidad de frecuencia es lo suficientemente alta, la solución buscará detectar una componente en frecuencia entre 300 y 500 lpm. Si existe esta componente, se reconoce la presencia de FA.
8. Si la frecuencia media es mayor a la del umbral de cuadro crítico, se reconoce que el usuario requiere atención médica.

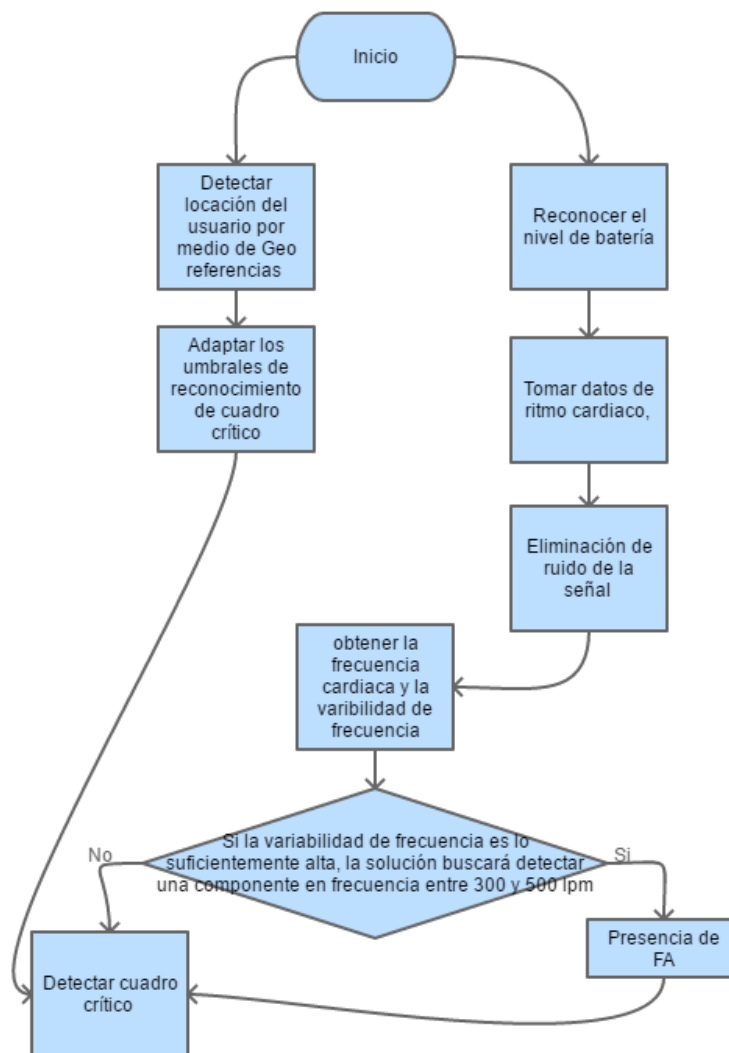


Fig 25 Funcionalidad General de la propuesta

Con el fin de asegurar una solución portable y no intrusiva, se considera necesario el trabajar con señales fotopleletismográficas (PPG) emanadas de un sensor embebido en un dispositivo inteligente. De este modo se propone la siguiente forma de funcionamiento:

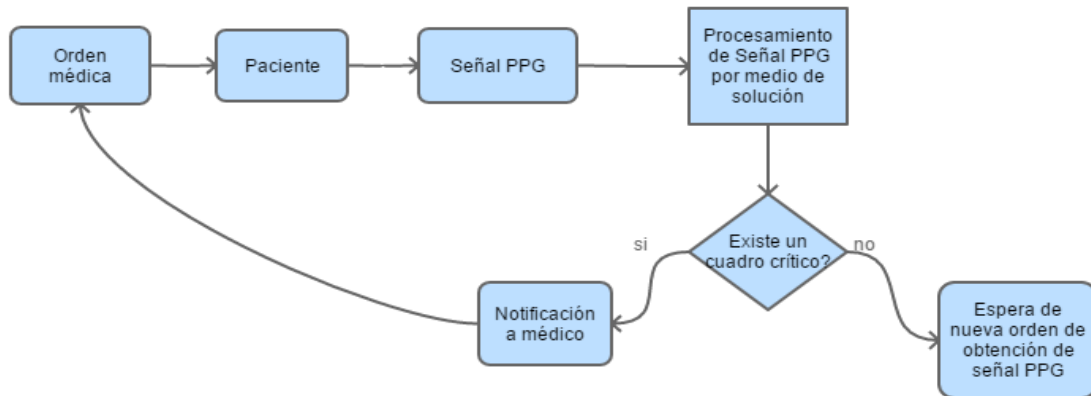


Fig 26 Diagrama para monitoreo de FA

De acuerdo a la Figura 26, por medio de una orden médica se utilizará la solución de monitoreo el tiempo que el especialista considere, el paciente debe estar en estado de reposo y accionar la aplicación para tomar su ritmo cardiaco. Dicha aplicación detectará que la frecuencia promedio no rebase los 100 lpm, que la variabilidad de ritmo cardiaco no sea significativa y que no haya componentes de frecuencia entre los 300 y 700 lpm. Esta solución se adaptará a las condiciones de batería y procesamiento del equipo que la porte, al estado de red y al lugar donde se haga el monitoreo. En caso de que se detecte un cuadro crítico donde las características de la señal PPG indiquen la presencia de FA, se notificará al especialista.

De este modo la solución se expresa en el diagrama de clases de la Fig 27, en donde se puede observar los atributos necesarios para el funcionamiento de cada clase de la propuesta.

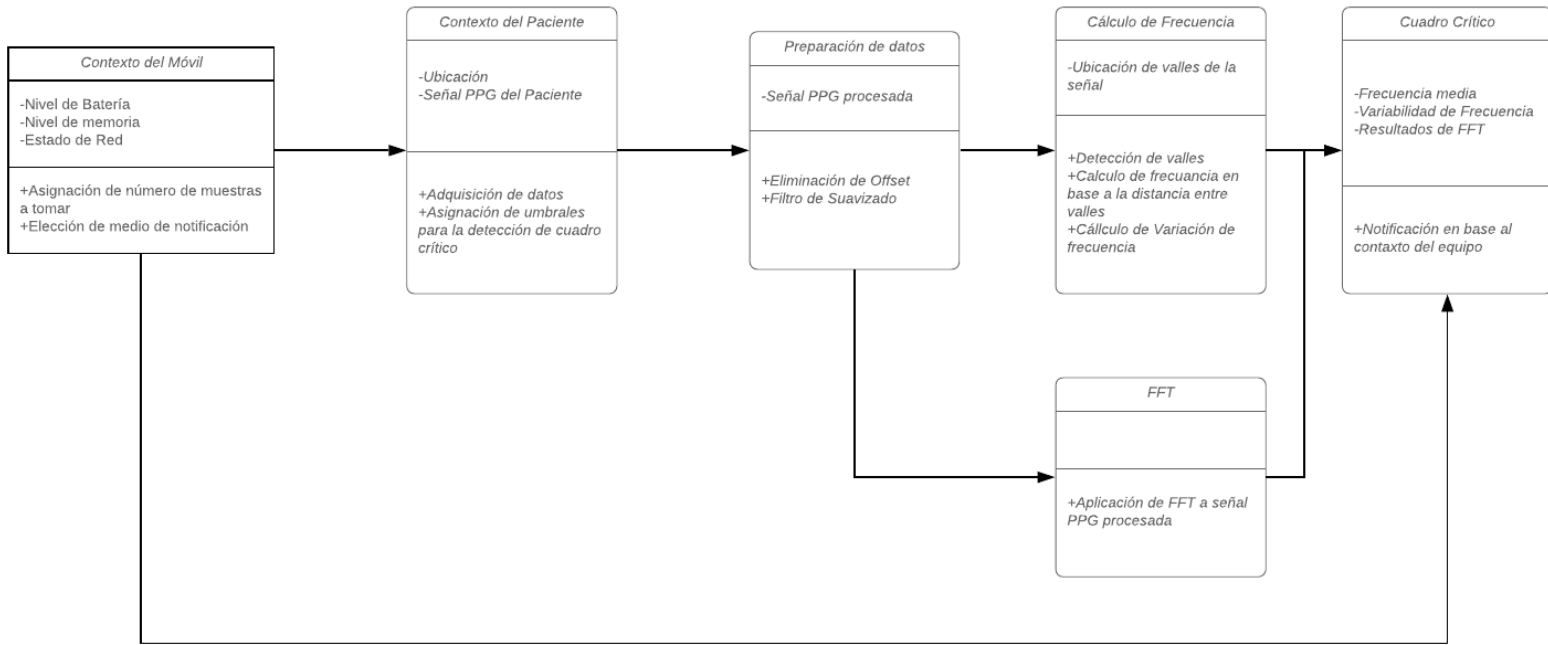


Fig 27 Diagrama UML de la Solución

4.2 Componentes de Solución

En el apartado de propuesta, se describió la forma en que la solución podrá detectar y monitorizar la FA haciendo base en el contexto del paciente y el del equipo portador de la solución. De este modo es necesario realizar una descripción del contenido de la solución para conocer a mayor detalle el funcionamiento de cada componente de esta plataforma.

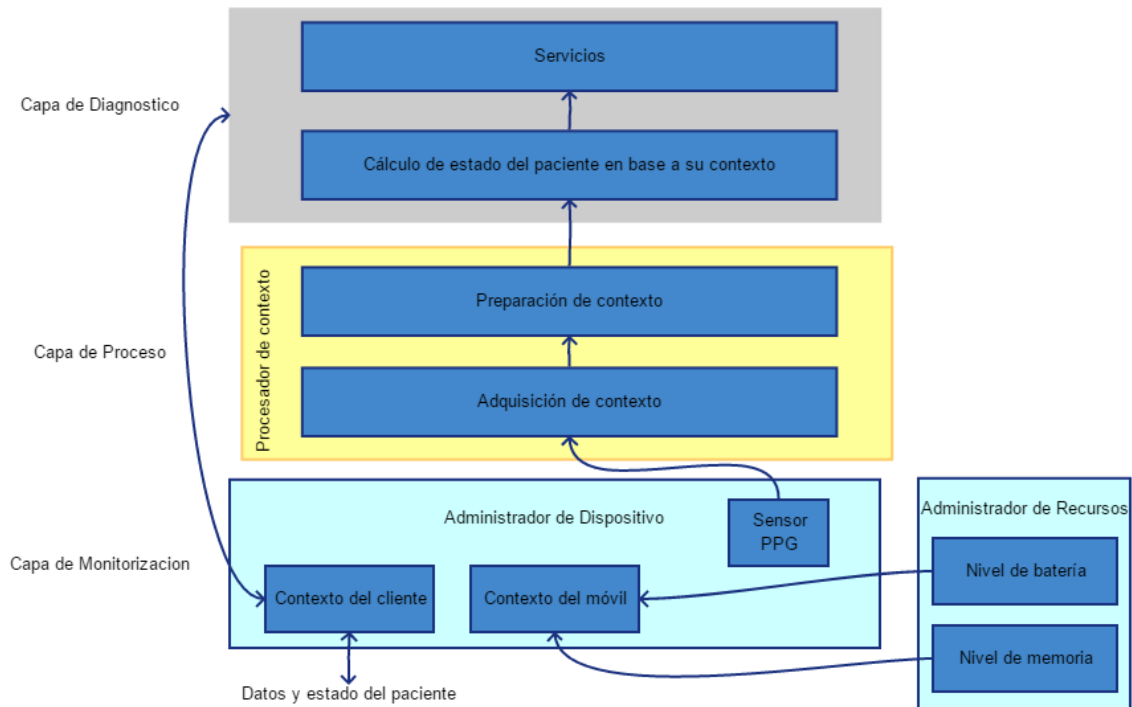


Fig 28 Diagrama en capas de la solución

La Fig 28 ilustra los componentes de la solución en una estructura de cuatro capas. La primera es el Administrador de Recursos la cual depende de los niveles de batería y memoria del dispositivo. Con base a los niveles del Administrador de recursos, la capa de Monitorización adquiere el contexto del paciente y su señal pulsátil, para después pasar estos parámetros a la capa de Proceso donde se realizan cálculos para preparar los datos adquiridos de los sensores y enviarlos a la capa de diagnóstico donde se reconocerá el estado del paciente.

Administrador de Recursos

Con base a los resultados de las pruebas iniciales, se observa que el sensor PPG otorga resultados erráticos en sus primeros datos de cada toma. De este modo se decidió desechar los primeros mil datos. En aplicaciones como Samsung Health se toman alrededor de 30 segundos de datos (para el caso del sensor PPG eso equivale a 3000 datos). Por dicha razón se concluye que mínimamente se necesitan 4000 datos. En la Fig 29, se observa como los primeros mil datos del sensor PPG entregan un comportamiento errático a comparación de los datos posteriores.

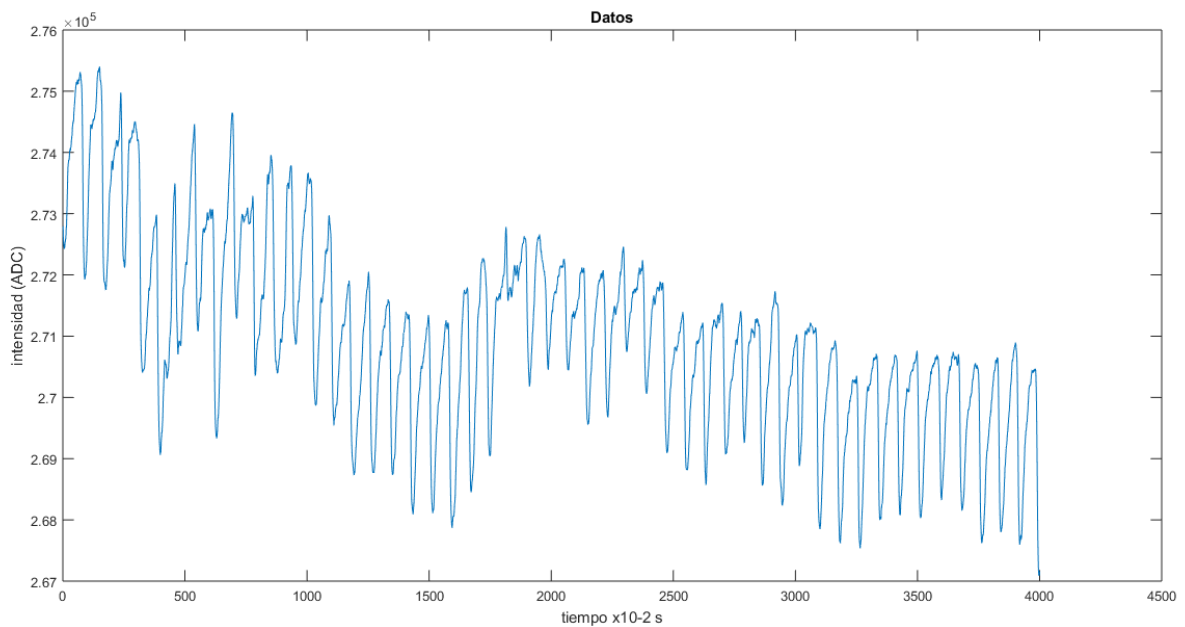


Fig 29 Resultado de Sensor PPG

Por otro lado, al no involucrar procesamiento en la toma de datos, estos serán guardados en un buffer, lo cual permite al sistema Android tener alrededor de 7000 datos por variable.

El nivel de batería y nivel de memoria regularán el funcionamiento del Sensor PPG, conforme a que, si existe un nivel bajo de batería o memoria, el sensor trabajará con 4000 muestras, de lo contrario serán 7000

Capa de Monitorización

Contiene los sensores embebidos de monitorización. Los parámetros que se utilizarán por parte de la solución son:

- PPG el cual obtendrá la señal cardiovascular del paciente.
- Estado de Red, como parte del contexto móvil, este estado indicará la forma más viable de avisar al médico en caso de detectarse un cuadro crítico. Las formas de notificación son el SMS o un mensaje tipo push.
- Locación, este parámetro puede adecuar los umbrales para considerar un ritmo cardiaco alto. Por ejemplo, si el paciente se encuentra en un lugar donde su actividad física puede ser alta. El umbral para detectar una alta frecuencia cardiaca debe aumentar con el fin de no realizar una detección errónea de FA.

Capa de Proceso

Es la capa donde se conjunta los datos de la señal PPG. Con el fin de realizar una preparación previa, se desechan los primeros 1000 datos por considerarse parte de los datos de entrenamiento del sensor. Se realiza una segmentación en ventanas de 256 muestras donde se puede contener como mínimo un ciclo de 30 lpm y un máximo de 200 lpm en cada ventana. A cada ventana se le da el siguiente tratamiento:

Eliminación de offset

Una forma de eliminación de offset es encontrar la recta que mejor se ajusta por el método de mínimos cuadrados. El procedimiento para realizarlo es el siguiente;

Paso 1: Calcule la media de los valores de x y la media de los valores de y.

Paso 2: Realice la suma de los cuadrados de los valores de x.

Paso 3: Realice la suma de cada valor de x multiplicado por su valor correspondiente y.

Paso 4: Calcule la pendiente de la recta usando la fórmula:

$$m = \frac{\sum xy - \frac{(\sum x)(\sum y)}{n}}{\sum x^2 - \frac{(\sum x)^2}{n}}$$

donde n es el número total de puntos de los datos.

Paso 5: Calcule la intercepción en y de la recta usando la fórmula: $b = \bar{y} - m\bar{x}$

donde \bar{x} y \bar{y} son las medias de las coordenadas de x y y de los puntos de datos respectivamente.

Paso 6: Use la pendiente y la intercepción en y para formar la ecuación de la recta.

Una vez obtenidos los puntos que componen la recta se restan con los puntos correspondientes de los datos. El resultado se muestra en la Fig 31

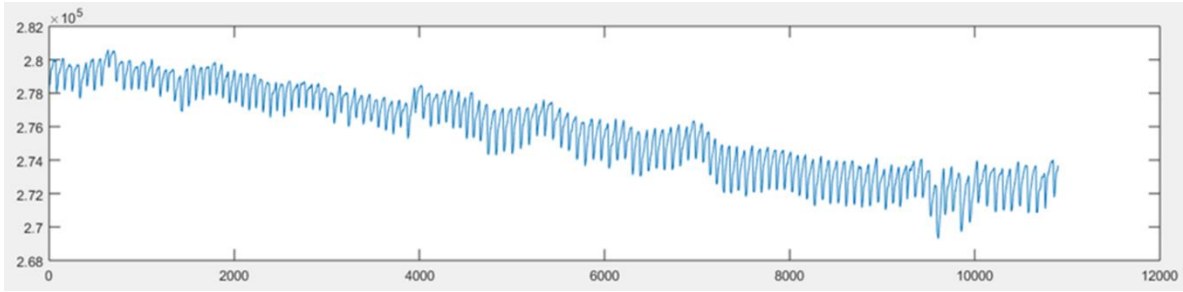


Fig 30 Datos Originales

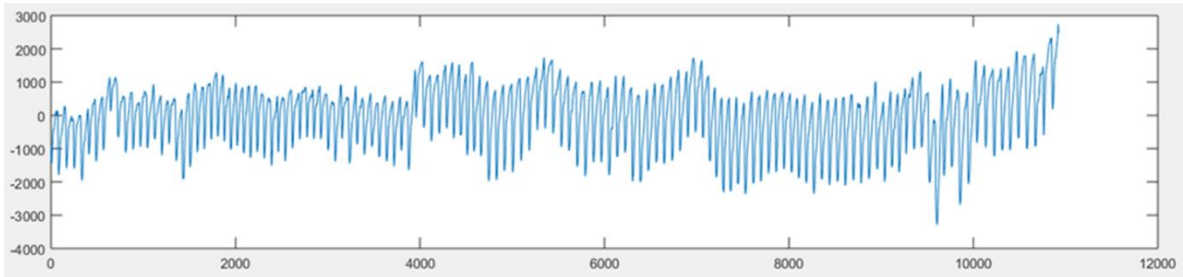
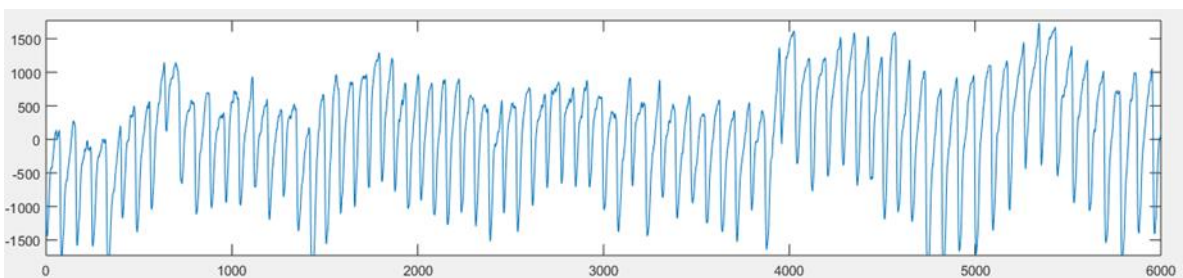


Fig 31 Eliminación de Offset

Filtro de Suavizado

El filtro utilizado es el filtro de promedio móvil exponencial. Este tipo de filtro promedio móvil ponderado es fácil de construir y no requiere un tamaño de ventana grande.

La propuesta de filtro es óptima para la reducción de ruido aleatorio mientras mantiene la forma de onda de la señal original. La cantidad que se reduce el ruido es igual a la raíz cuadrada del número de puntos en promedio. Como fórmula general de este filtro se tiene algo similar a la convolución. El resultado se muestra en la Fig 32



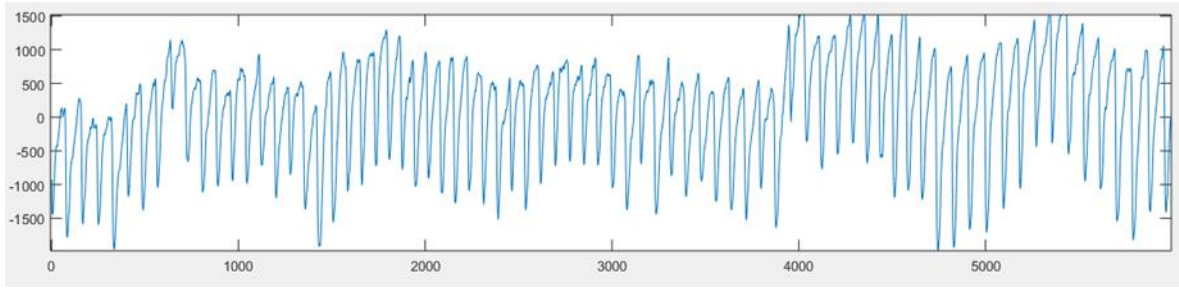


Fig 32 Señal Resultante de aplicar el filtro de suavizado

Capa de Diagnóstico

Como se observa en la Fig 32. El resultado de la capa anterior entrega una señal segmentada con una disminución considerada de ruido y referenciada a cero. Por consiguiente, se requiere detectar la ubicación de los valles de la señal, ya que las crestas tienen un comportamiento difícil de predecir.

Para realizar dicha detección se hace una comparativa en un punto referido. Si sus puntos antecesores y sus puntos superiores son de mayor valor, entonces se considera que hay un valle.

Cálculo de frecuencia

Una vez que se tienen las ubicaciones de los puntos mínimos se realiza el cálculo de este parámetro mediante la fórmula:

$$\text{frec}(j) = (1 / (\text{Posiciones}(j) - \text{Posiciones}(j-1))) * 6000$$

Es necesario detectar la diferencia entre frecuencias, se considera que si existe una diferencia mayor a 5 lpm entre la mayoría de las frecuencias y una frecuencia media mayor a 110 lpm en condiciones normales o mayor a 130 si el paciente se encuentra en un centro de actividad física, se debe emplear el algoritmo de FFT de la universidad de Columbia [84].

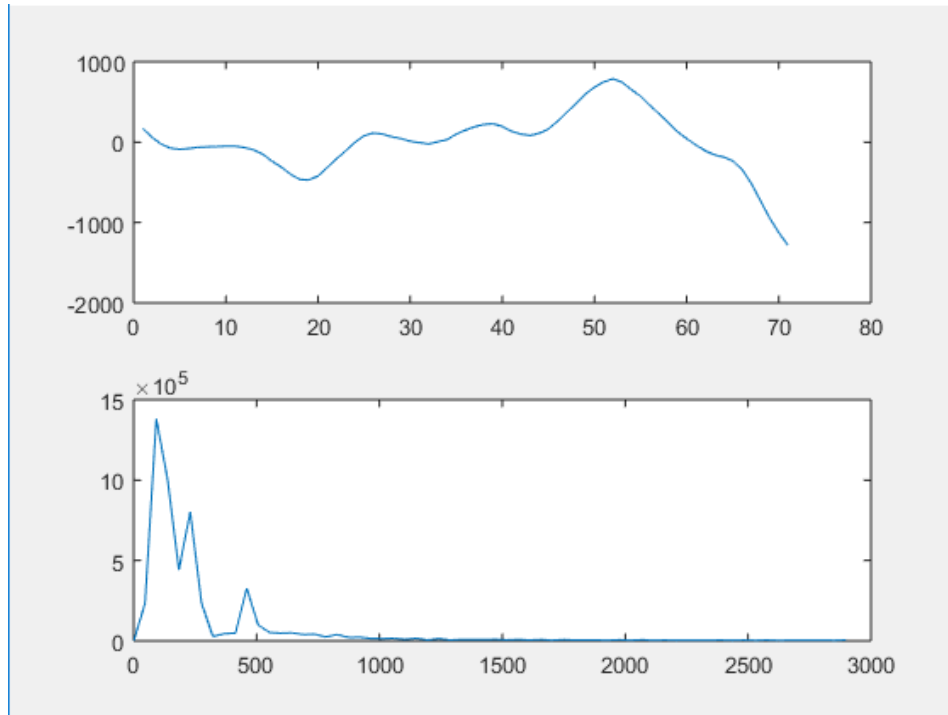


Fig 33 Presencia de componente de FA

Si el resultado de la FFT contiene componentes de frecuencia significativas entre 300 y 700 lpm como se observa en la Figura 33. Entonces se argumenta que existe un cuadro crítico de FA.

La última parte de esta capa son los servicios, los cuales se valen del estado de red para poder notificar el cuadro crítico por medio de un SMS en caso de que el estado de red no sea óptimo o por medio de SMS en caso contrario.

De este modo se cuenta con el siguiente diagrama de flujo:

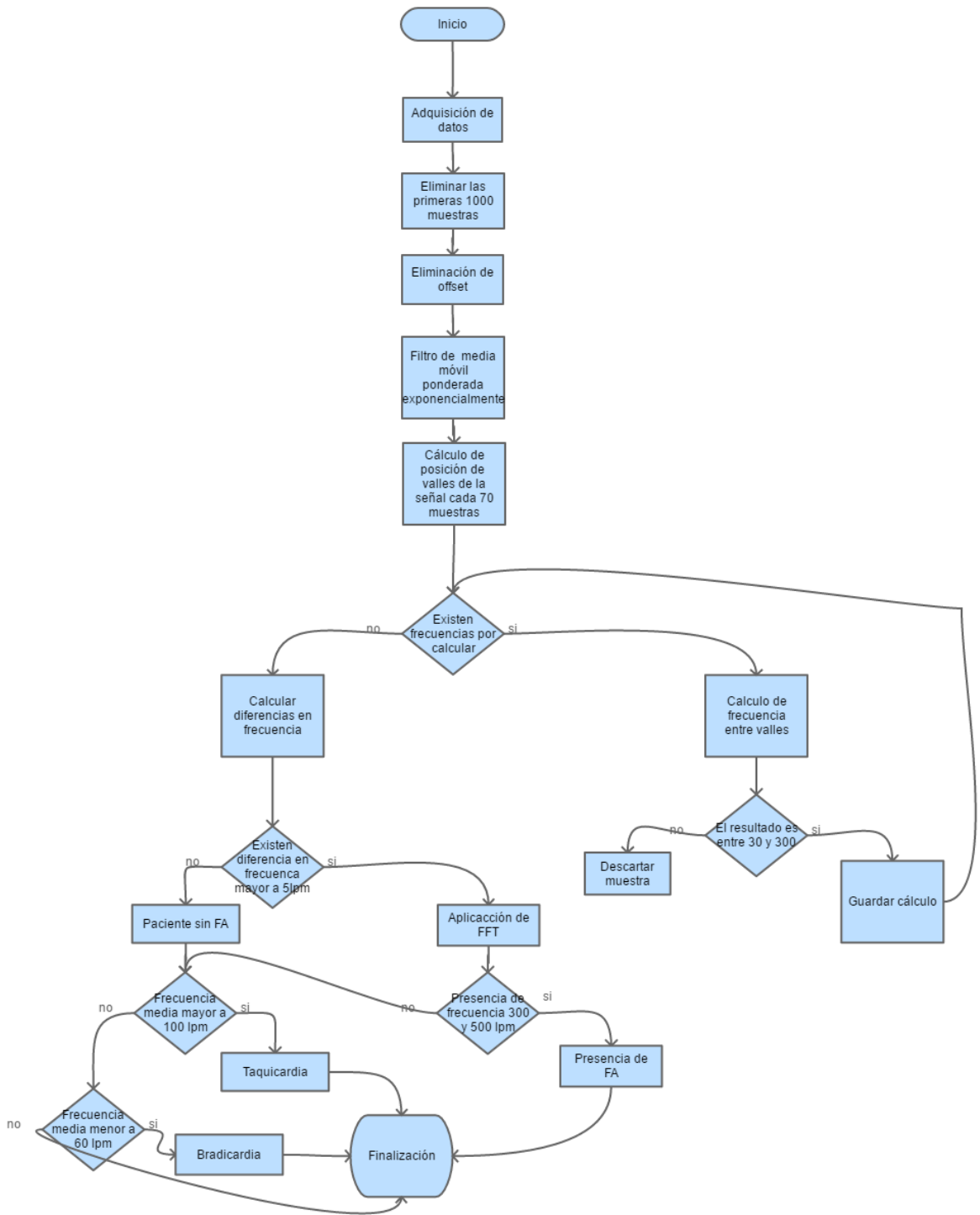


Fig 34 Algoritmo para Detección de FA

Con base a la Fig 34, al momento de pasar por las etapas de preparación de datos, comprendidas por la eliminación de Offset y el filtro de media móvil ponderada, la señal resultante detecta la posición de los valles y saca las frecuencias entre valle y valle. Una vez que se obtienen las frecuencias, se procede a sacar las diferencias entre frecuencias.

Si la mayoría de los cálculos de diferencia exceden los 5 lpm, se aplicará FFT a cada ventana de 70 muestras, en las cuales si existe una componente en frecuencia entre 300 y 700 lpm. Si la diferencia en frecuencia es menor de los 5 lpm se revisa si la frecuencia media es menos a 60 lpm, se considera que hay signos de bradicardia y si es mayor a 100 lpm se considera que el paciente tiene taquicardia.

5 Resultados

5.1 Eficiencia de detección de la propuesta

En este apartado se presentan los resultados obtenidos al procesar 7000 datos de una señal PPG utilizando la aplicación Samsung Health, el algoritmo que se propuso y el algoritmo Pan Tomkins.

Cuando se habla de detección de frecuencia cardiaca y del complejo QRS en una señal ECG es común pensar en el algoritmo Pan Tompkins, el cual forma parte de gran número de soluciones avaladas por el ramo médico [90][91][92].

Dicho algoritmo tiene las siguientes características:

- 1) Filtro Pasa Bandas que se compone de un filtro pasa bajas de frecuencia de corte de 11 Hz y un filtro pasa alto de 5Hz.

Dicho fitro se compone por el filtro Pasa Bajas de función:

$$H(z) = ((1 - z^{-6})^2)/(1 - z^{-1})^2$$

Y el fitro pasa altas:

$$H(z) = (-1+32z^{-16}+z^{-32})/(1+z^{-1})$$

- 2) Un derivador que elimina frecuencias bajas.

En la implementación se utilizó el filtro derivador:

$$H(z) = (1/8T)(-z^{-2} - 2z^{-1} + 2z + z^2)$$

Donde T es el periodo de la señal

- 3) Un componente de cuadratura para la eliminación de componentes negativos de la señal y un integrador que proporciona un suavizado de la señal. El cual corresponde a eliminar al cuadrado los valores obtenidos

La siguiente evaluación se realizó con la finalidad de comparar la eficiencia en la detección de las frecuencias en comparación con otras alternativas. Para ello se realizó una comparación entre la frecuencia promedio del algoritmo propuesto, el algoritmo Pan Tomkins y la solución Samsung Health en dos minutos de datos (12,000 muestras). Las pruebas del algoritmo Pan Tomkins se realizaron en una PC utilizando Matlab. Además, se realizaron pruebas en el dispositivo móvil Samsung Galaxy S8+ utilizando una aplicación nativa del mismo que permite medir el pulso cardíaco (Samsung Health) y el algoritmo propuesto en este trabajo programado en Android. La tabla 5 muestra los resultados obtenidos de la toma de pulso cardíaco de un paciente de 35 años.

Por alrededor de una hora se obtuvieron los datos mediante el sensor embebido de ritmo cardíaco de un Samsung S8+. Cada adquisición se compuso de dos minutos de datos y se exportó en archivos csv, los cuales fueron procesados por el algoritmo que se propone en este escrito mediante una computadora Toshiba Satellite S55t von un procesador Intel Core i7 y 12 G en RAM con Matlab como se ilustra en la figura 35.

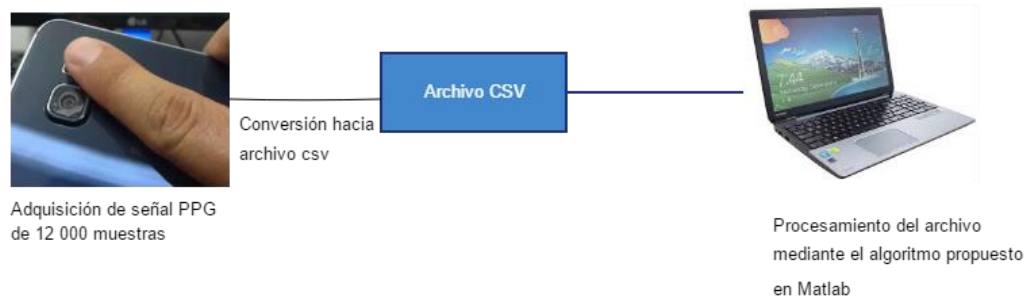


Fig 35 Diagrama de experimentación

Tabla 5 Cálculo de frecuencia promedio de 7000 muestras

Samsung health	Pan Tomkins	Algoritmo propuesto
69 ppm	77.5530303	74.67
64 ppm	55.54285714	68.56
67 ppm	76.12136752	81.3
63 ppm	72.92991453	67.11
66 ppm	71.7720339	70.68
61 ppm	80.31788618	76.22
66 ppm	89.61363636	85.06
65 ppm	85.49166667	93.58
72 ppm	74.30944882	72.32
66 ppm	76.36153846	72.6

En los resultados se observa que el uso del algoritmo Pan Tomkins, el cual se usa para análisis electrocardiográfico tiene más similitud con los resultados del algoritmo propuesto.

Tabla 6 Comparación entre la frecuencia promedio del algoritmo propuesto, contra el sensor Kardia en dos minutos de datos (12,000 muestras). Las muestras se obtuvieron de un paciente sano de 35 años en estado de reposo.

Kardia Alive Core	Algoritmo propuesto
91	87
84	75
72	83
61	79
74	80
77	77
72	77
73	78
75	82
75	72

Dado a que el sensor **Kardia es avalado por la FDA**, se opta por comparar resultados de lecturas y se observa que la propuesta de cálculo de frecuencias obtenidas con este trabajo es más acertada a comparación de las otras soluciones.

Como se observa en la tabla 6, en la mayoría de los casos el algoritmo propuesto tiene una buena aproximación a los resultados del sensor Kardia a pesar de que la señal de este último es electrocardiográfica. Sin embargo, el poder calcular una variación en frecuencia no es suficiente ya que no permite distinguir entre un Flutter Auricular y una Fibrilación por lo que es necesario trabajar con una señal PPG de un paciente con fibrilación.

Experimento para detección de componente mayor a 300 lpm

En una señal ECG, la presencia de ondas F denota la presencia de FA, estas ondas tienen una frecuencia mayor a 300 lpm. Por tanto, si se presenta en una señal PPG una componente en frecuencia mayor a 300 lpm, es posible detectar la FA.

Por tanto, se tomaron lecturas de dos minutos de señales PPG de un paciente sano de 35 años y se compararon con las de un paciente de 80 años con diagnóstico de FA.

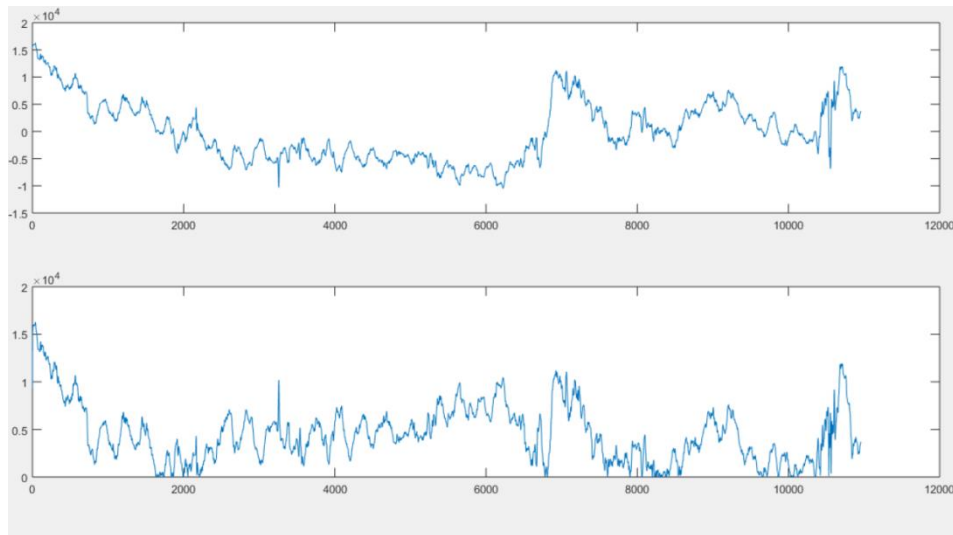


Fig 36 Paciente con FA

Como se observa en la Figura 36, la parte superior es la forma de onda de una señal PPG de un paciente con FA, la parte inferior es el resultado de aplicar el algoritmo de adecuación de la señal, con el cual su forma y componentes no se ven afectados (pareciera presencia de ruido en la señal).

Es necesario detectar si en esta forma de onda hay una componente mayor a 300 lpm, para ello se utiliza Matlab. Sin embargo, la señal en toda su extensión no se observa como periódica por lo que se aplica la transformada rápida de Fourier a cada ventana de análisis como se venía haciendo con el cálculo de valles de la señal.

La detección de la componente de alta frecuencia se agregó como un paso posterior al algoritmo que está calculando el ritmo cardiaco de la siguiente manera:

Se tomaron las mismas ventanas donde se detectaron los valles de la señal y se aplicó a cada una la función de Matlab para la transformada rápida de Fourier. Para efectos de la interpretación del experimento se graficaron algunas muestras,

donde si hay presencia de FA. La componente mayor a 300 lpm aparece en la mayoría de las ventanas.

Fig SEQ Fig * ARABIC 37 Transformada de Fourier sobre una señal PPG de un paciente sano

Fig 38 Presencia de componentes mayores a 300 lpm en distintas muestras de una PPG de un paciente con Fibrilación Auricular

Como se observa en la Figura 37 los resultados de la transformada de Fourier arrojan que no hay una componente significativa mayor a 300 lpm, mientras que en la Figura 38 están claramente presentes estas componentes con una amplitud de $\times 10^6$ a pesar de analizar diferentes segmentos de la señal.

5.1 Pruebas de implementación de la Solución Propuesta en un dispositivo inteligente

Para probar que el algoritmo propuesto puede ser implementado en un dispositivo inteligente se realizaron pruebas de funcionamiento de detección de FA. El equipo

que mínimamente soporta la solución propuesta es el Samsung Galaxy S6. Cuyas características son las siguientes:

Velocidad de CPU 1.5GHZ, Tecnología AMOLED, resolución 2560 x 1440 (Quad HD), RAM 3 GB, memoria interna 32 GB, GSM850, GSM900, DCS1800, PCS1900. Perfiles de bluetooth A2DP, AVRCP, DI, HFP, HID, HOGP, HSP, MAP, OPP, PAN, PBAP, SAP. Sensores Acelerómetro, Barómetro, Fingerprint, Giroscopio, Geomagnético, Hall, HR, Proximidad, Sensor Luz RGB [85]

Tabla 7 Detección de FA

Edad	Antecedentes FA	Samsung Health App	Kardia Alivecore	Solución Propuesta
80	Si	91 lpm	89 lpm FA detectada en la prueba	88 lpm FA detectada en prueba
35	No	61 lpm	60 lpm	59 lpm
70	Si	No determinado	110 lpm FA detectada en prueba	101 lpm FA detectada en prueba
70	Si	No determinado	104 lpm FA detectada en prueba	104 lpm FA detectada en prueba

Fig 39 a) FA Detectada b) FA Detectada c) Paciente sano

La manera en que se avaló el funcionamiento de la propuesta fue probando y comparando los resultados que puede arrojar contra los resultados del sensor Kardia Alivecore y de la aplicación Samsung Health App. En lo referente al Kardia Alivecore, la señal emanada es de naturaleza electrocardiográfica. Dicho sensor tiene la posibilidad de detectar FA [86].

En la Tabla 7 se observa que la solución propuesta es capaz de detectar FA de la misma forma que lo puede hacer el sensor Kardia. En la Figura 39 a) y b) muestran la detección de FA y c) un paciente sano

5.2 Pruebas de implementación de la Solución Propuesta en un dispositivo inteligente cuya batería es baja

Como se ha mencionado antes, la plataforma propuesta debe poder trabajar de manera correcta a pesar de las limitaciones contextuales del equipo. De este modo se realizaron pruebas con la determinación de la frecuencia media y de la variabilidad de frecuencia cuando el equipo se encuentra con un nivel de batería del 30%. Lo anterior implica una toma de 4000 datos (40 segundos), las cuales son procesadas de la misma manera que se ha propuesto anteriormente.

Los resultados se muestran en la Fig 40:

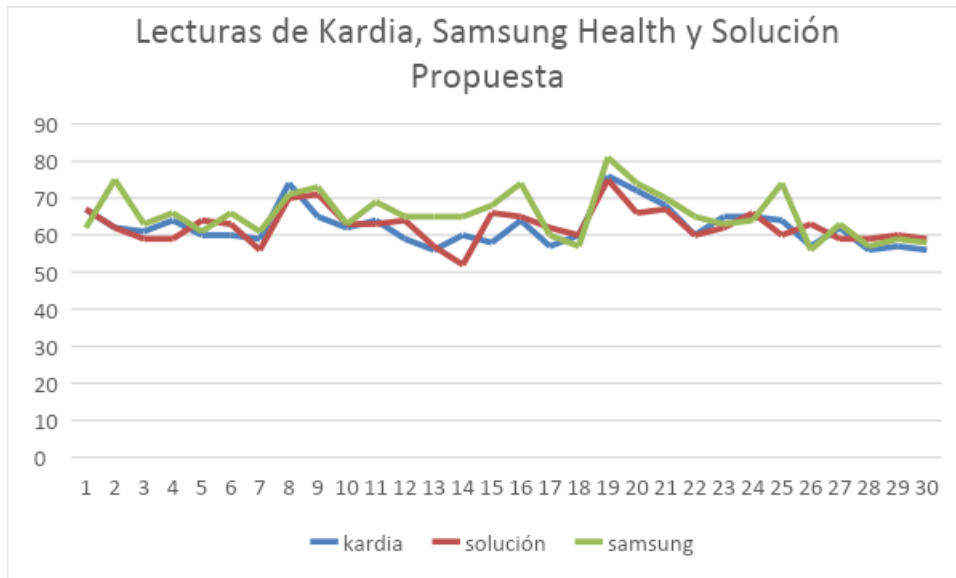


Fig 40 Lecturas de Kardia, Samsung Health y Solución Propuesta

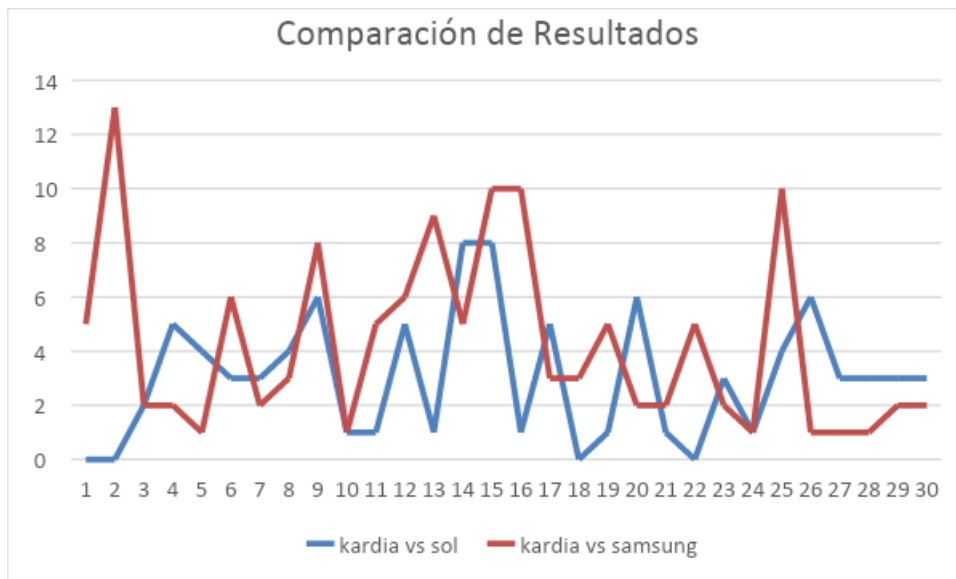


Fig 41 Comparación de Resultados

Tabla 8 Funcionamiento de la solución en batería baja

hora	kardia	solución	samsung	kardia vs sol	kardia vs samsung
promedios	62.3333333	62.6333333	65.6	3.033333333	4.266666667

Como se puede observar en la Tabla 8 y gráficamente en la Fig 41, la exactitud de la solución es más cercana a la de la aplicación Samsung Health.

6 Conclusiones

Con los resultados obtenidos en la sección anterior, es posible corroborar el funcionamiento adecuado de la plataforma para la detección de FA ya sea en un nivel de batería óptima (obtuvo mayor exactitud) y a un nivel de batería baja. La ventaja en el diseño propuesto radica en poder analizar la señal obtenida por el sensor PPG sin buscar tendencias o patrones similares en la forma de onda (como es el caso de Samsung Health) para poder otorgar resultados desde el dispositivo que obtiene la información, lo que permite que la propuesta trabaje sin necesidad de conexiones a internet.

Este diseño permite la detección de FA sin necesidad de una configuración previa dada por el usuario, ya que solo requiere para su funcionamiento que cualquier usuario en estado de reposo pulse el sensor PPG del dispositivo móvil portador de la solución. El mayor criterio de detección del padecimiento está basado en la variabilidad de frecuencia cardiaca, lo cual permite reconocer un estado de bradicardia o taquicardia.

Aunado a esto, la propuesta no solo es sensible al contexto del equipo, sino que se puede adaptar con base a la ubicación del usuario, modificando sus umbrales de detección de cuadro crítico, cuando se reconozca que el paciente estuvo en un lugar donde pudo haber realizado una actividad física intensa.

La solución no pretende suplir a la instrumentación médica ni a los especialistas, es más bien es una herramienta de apoyo en la detección cuadros críticos, particularmente cuando se realizan monitoreo de signos vitales bajo recomendación médica. Además para poder prever que el padecimiento de FA pueda generar un derrame cerebral.

Referencias

- [1] Alarcón, J. Costos de atención de enfermedades crónicas en México <http://www.pwc.mx/costos-de-atencion-de-enfermedades-cronicas-en-mexico#sthash.aN2tQ3Fq.dpuf>. Consultado el 15 de enero de 2016 en: <http://www.pwc.mx/costos-de-atencion-de-enfermedades-cronicas-en-mexico>
- [2]. Dariush Mozaffarian, MD, et al. Heart Disease and Stroke Statistics—2015 Update American Heart Association Statistics Committee and Stroke Statistics Subcommittee
- [3] Iturralde, P. 2017. ¿Qué es Fibrilación Auricular? <http://www.eluniversal.com.mx/colaboracion/pedro-iturralde-torres/nacion/que-es-fibrilacion-auricular>. Consultado el 24 de mayo de 2018.
- [4] Khan, W.Z. ; Jazan Univ., Jazan, Saudi Arabia ; Yang Xiang ; Aalsalem, M.Y. ; Arshad, Q. 2013. Mobile Phone Sensing Systems: A Survey. IEEE communications surveys & tutorials, vol. 15, no. 1, First Quarter 2013 402-427. DOI:10.1109/SURV.2012.031412.00077
- [5] <http://www.fundaciondelcorazon.com/informacion-para-pacientes/fibrilacion-auricular/preguntas-frecuentes/2306-diferentes-tipos-fibrilacion-auricular-paroxistica-permanente.html>. Consultado el 20 de mayo de 2018
- [6] http://www.cenetec.salud.gob.mx/descargas/gpc/CatalogoMaestro/014_GPC_FibrilacionAuricular/SS_014_08_GRR.pdf. Consultado el 18 de mayo de 2018
- [7] S. Cheng, L. S. Tamil and B. Levine, "A Mobile Health System to Identify the Onset of Paroxysmal Atrial Fibrillation," 2015 International Conference on Healthcare Informatics, Dallas, TX, 2015, pp. 189-192. doi: 10.1109/ICHI.2015.29
- [8] Sebasigari, Denise, et al. Biomarkers of Atrial Cardiopathy and Atrial Fibrillation Detection on Mobile Outpatient Continuous Telemetry After Embolic Stroke of Undetermined Source. Journal of stroke and cerebrovascular diseases : the official journal of National Stroke Association, ISSN: 1532-8511, Vol: 26, Issue: 6, Page: 1249-1253 Publication Year: 2017. doi: 10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2017.01.016
- [9] Veronica Sudacevschi, Cathy Bertrand, Marie L. Chadenat, Chloé Tarnaud, Fernando Pico, Predictors of Occult Atrial Fibrillation in One Hundred Seventy-One Patients with Cryptogenic Transient Ischemic Attack and Minor Stroke, In Journal

of Stroke and Cerebrovascular Diseases, Volume 25, Issue 11, 2016, Pages 2673-2677, ISSN 1052-3057, doi:<https://doi.org/10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2016.07.014>.

[10] C. Vega, I. García and J. Jiménez, "Dynamic risk assessment of the onset of Paroxysmal Atrial Fibrillation," *Computing in Cardiology 2013*, Zaragoza, 2013, pp. 735-738.

URL: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6713482&isnumber=6712387>

[11] R.A. Thuraisingham, Development of an alert system for subjects with paroxysmal atrial fibrillation, In *Journal of Arrhythmia*, Volume 32, Issue 1, 2016, Pages 57-61, ISSN 1880-4276, doi:<https://doi.org/10.1016/j.joa.2015.08.006>.

[12] K. H. Yoon *et al.*, "Analysis of Statistical Methods for Automatic Detection of Congestive Heart Failure and Atrial Fibrillation with Short RR Interval Time Series," *2015 9th International Conference on Innovative Mobile and Internet Services in Ubiquitous Computing*, Blumenau, 2015, pp. 452-457. doi: 10.1109/IMIS.2015.88

[13] O. Lahdenoja *et al.*, "Atrial Fibrillation Detection via Accelerometer and Gyroscope of a Smartphone," in *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, vol. 22, no. 1, pp. 108-118, Jan. 2018. doi: 10.1109/JBHI.2017.2688473

[14] David D. McManus, et al. A novel application for the detection of an irregular pulse using an iPhone 4S in patients with atrial fibrillation, In *Heart Rhythm*, Volume 10, Issue 3, 2013, Pages 315-319, ISSN 1547-5271, doi:<https://doi.org/10.1016/j.hrthm.2012.12.001>.

[15] Yoon Jae Kim, Jeong Heo, Kwang Suk Park, Sungwan Kim, Proposition of novel classification approach and features for improved real-time arrhythmia monitoring, In *Computers in Biology and Medicine*, Volume 75, 2016, Pages 190-202, ISSN 0010-4825, doi:<https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2016.06.009>.

[16] Ziad Sankari, Hojjat Adeli, HeartSaver: A mobile cardiac monitoring system for auto-detection of atrial fibrillation, myocardial infarction, and atrio-ventricular block, In *Computers in Biology and Medicine*, Volume 41, Issue 4, 2011, Pages 211-220, ISSN 0010-4825, <https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2011.02.002>.

[17] D. Roj, J. Wrobel, A. Matonia, K. Horoba and N. Henzel, "Control and signal processing software embedded in smart wristband monitor of silent atrial fibrillation," *2017 MIXDES - 24th International Conference "Mixed Design of*

Integrated Circuits and Systems, Bydgoszcz, 2017, pp. 585-590.
doi: 10.23919/MIXDES.2017.8005281

[18] R. Bouhenguel and I. Mahgoub, "A risk and Incidence Based Atrial Fibrillation Detection Scheme for wearable healthcare computing devices," *2012 6th International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare (PervasiveHealth) and Workshops*, San Diego, CA, 2012, pp. 97-104.
doi: 10.4108/icst.pervasivehealth.2012.248670

[19] J. A. Behar, A. A. Rosenberg, Y. Yaniv and J. Oster, "Rhythm and quality classification from short ECGs recorded using a mobile device," *2017 Computing in Cardiology (CinC)*, Rennes, 2017, pp. 1-4. doi: 10.22489/CinC.2017.165-056.

[20] P. Schwab, G. C. Scebba, J. Zhang, M. Delai and W. Karlen, "Beat by beat: Classifying cardiac arrhythmias with recurrent neural networks," *2017 Computing in Cardiology (CinC)*, Rennes, 2017, pp. 1-4. doi: 10.22489/CinC.2017.363-223

[21] E. K. Roonizi and R. Sassi, "Dominant atrial fibrillatory frequency estimation using an extended Kalman smoother," *2016 Computing in Cardiology Conference (CinC)*, Vancouver, BC, 2016, pp. 989-992. doi: 10.23919/CIC.2016.7868911

[22] J. W. Chong, N. Esa, D. D. McManus and K. H. Chon, "Arrhythmia Discrimination Using a Smart Phone," in *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, vol. 19, no. 3, pp. 815-824, May 2015. doi: 10.1109/JBHI.2015.2418195

[23] X. Li *et al.*, "The OBF Database: A Large Face Video Database for Remote Physiological Signal Measurement and Atrial Fibrillation Detection," *2018 13th IEEE International Conference on Automatic Face & Gesture Recognition (FG 2018)*, Xi'an, 2018, pp. 242-249. doi: 10.1109/FG.2018.00043

[24] Grazia, M ; Paciello, V; Hausdorff,. 2012. Sensors uncertainty on an Adndroid smart phone. Instrumentation and Measurement Technology Conference, IEEE. 13 - 16 de mayo pp 698-702. DOI:10.1109/I2MTC.2012.6229460

[25] Yin B., Xing, Y., Wang, L.& Wei, Z. (2011). Research and design of an emergency command system based on mobile devices. Ponencia presentada en Electronic and Mechanical Engineering and Information Technology International Conference. pp 2283-2286. DOI10.1109/EMEIT.2011.6023567

[26] M. Jafari Tadi *et al.*, "Comprehensive Analysis of Cardiogenic Vibrations for Automated Detection of Atrial Fibrillation Using Smartphone Mechanocardiograms," in *IEEE Sensors Journal*, vol. 19, no. 6, pp. 2230-2242, 15 March15, 2019. doi: 10.1109/JSEN.2018.2882874

- [27] Pandit, S., Sarker, K., Razzaque, A., Sarkar, J. An energy-efficient multiconstrained QoS aware MAC protocol for body sensor networks. Springer Science+Business Media New York. 2014. DOI 10.1007/s11042-014-1999-x
- [28] Li, C., Hao, B., Zhang, K., Liu, Y., Li, Y. A Novel Medium Access Control Protocol with Low Delay and Traffic Adaptivity for Wireless Body Area Networks. Springer Science+Business Media, LLC. 2011. DOI 10.1007/s10916-011-9682-5
- [29] Lin, L., Wong, K., Tan, S., Phee, S. A Novel TDMA-Based MAC Protocol for Mobile in-vivo Body Sensor Networks. 14th International Conference on e-Health Networking, Applications and Services (Healthcom), 2012. DOI 10.1109/HealthCom.2012.6379420
- [30] Waluyo, A., Pek, I., Chen, X., Yeoh, W. Design and evaluation of lightweight middleware for personal wireless body area network. Springer-Verlag London Limited. 2009. DOI 10.1007/s00779-009-0222-y
- [31] Seeger C., Laerhoven, K., Buchmann, A. MyHealthAssistant: An Event-driven Middleware for Multiple Medical Applications on a Smartphone-Mediated Body Sensor Network. IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics (Volume: 19, Issue: 2). 2015. DOI 10.1109/JBHI.2014.2326604
- [32] Seeger C., Laerhoven, K., Buchmann, A. A Publish/Subscribe Middleware for Body and Ambient Sensor Networks that Mediates between Sensors and Applications. IEEE International Conference on Healthcare Informatics. 2013. DOI 10.1109/ICHI.2013.30
- [33] Bayilmis, C., Younis, M. Energy-aware Gateway Selection for Increasing the Lifetime of Wireless Body Area Sensor Networks. Springer Science+Business Media, LLC. 2010. DOI 10.1007/s10916-010-9620-y
- [34] Gyorbíró, N., Fábíán, A., Hományi, G. An Activity Recognition System For Mobile Phones. Springer Science + Business Media, LLC. 2008. DOI 10.1007/s11036-008-0112-y
- [35] Liang, Y., Zhou, X., Yu, Z., Guo, B. Energy-Efficient Motion Related Activity Recognition on Mobile Devices for Pervasive Healthcare. Springer Science+Business Media New York. 2013. DOI 10.1007/s11036-013-0448-9
- [36] Magno, M., et al. Energy-Efficient Context Aware Power Management with Asynchronous Protocol for Body Sensor Network. Springer Science+Business Media New York. 2016. DOI 10.1007/s11036-016-0755-z

- [37] Ahnn, J., Potkonjak, M. mHealthMon: Toward Energy-Efficient and Distributed Mobile Health Monitoring Using Parallel Offloading. Springer Science+Business Media New York 2013. DOI 10.1007/s10916-013-9957-0
- [38] Altamimi, M., Naik, K. The Concept of a Mobile Cloud Computing to Reduce Energy Cost of Smartphones and ICT Systems. International Conference on Information and Communication on Technology ICT-GLOW 2011: Information and Communication on Technology for the Fight against Global Warming pp 79-86. DOI 10.1007/978-3-642-23447-7_8
- [39] Yang, S., Song, W., Zhong, Z. Resource Allocation for Aggregate Multimedia and Healthcare Services over Heterogeneous Multi-Hop Wireless Networks. Springer Science+Business Media, LLC. 2012. DOI 10.1007/s11277-012-0570-1
- [40] Fernandez-Lopez, H., Afonso, J., Correia, J. HM4All: A Vital Signs Monitoring System based in Spatially Distributed ZigBee Networks. 4th International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare (PervasiveHealth), 2010. DOI 10.4108/11CSTPERVASIVEHEALTH2010.8836
- [41] Crilly, P., Muthukkumarasamy, V. Using Smart Phones and Body Sensors to Deliver Pervasive Mobile Personal Healthcare. Sixth International Conference on Intelligent Sensors, Sensor Networks and Information Processing (ISSNIP), 2010. DOI 10.1109/ISSNIP.2010.5706767
- [42] Qiao, Q., Gao, F., Wang, T. The Design of Electronic Thermometer Based on Bluetooth Low Energy. 4th International Conference on Electronics Information and Emergency Communication (ICEIEC), IEEE. 2013. DOI 10.1109/ICEIEC.2013.6835499
- [43] Yu, B., Xu, L., Li, Y. Bluetooth Low Energy (BLE) Based Mobile Electrocardiogram Monitoring System. International Conference on Information and Automation Shenyang, China, 2012. DOI 10.1109/ICInfA.2012.6246921
- [44] Morón, M., Gómez-Jaime, A., Luke, J., Casilari, E. Development and Evaluation of a Python Telecare System Based on a Bluetooth Body Area Network. EURASIP Journal on Wireless Communications and Networking DOI :10.1155/2011/629526
- [45] Yang, K., et al. Lifetime tracing of cardiopulmonary sounds with low-power sound sensor stick connected to wireless mobile network. Springer Science+Business Media New York 2014 DOI: 10.1007/s10470-014-0424-8
- [46] Wang, Y., Doleschel, S., Wunderlich, R., Heinen, S. Evaluation of Digital Compressed Sensing for Real-Time Wireless ECG System with Bluetooth low

Energy. Springer Science+Business Media New York 2016 DOI: 10.1007/s10916-016-0526-1

[47] Wei, H., Li, H., Tan, J. Body Sensor Network Based Context-Aware QRS Detection. Springer Science+Business Media, LLC. 2010. DOI 10.1007/s11265-010-0507-4

[48] Wac, K., Bargh, M., Beijnum, B., Bults, R., Peddemors, A. Power- and Delay-Awareness of Health Telemonitoring Services: The MobiHealth System Case Study. IEEE Journal on Selected Areas in Communications (Volume: 27, Issue: 4, May 2009). DOI 10.1109/JSAC.2009.090514

[49] Pendão C., Moreira, A., Rodrigues, H. Energy Consumption in Personal Mobile Devices Sensing Applications. 7th IFIP Wireless and Mobile Networking Conference (WMNC), 2014. DOI 10.1109/WMNC.2014.6878874

[50] Wang, Y., Krishnamachari, B., Zhao, Q., Annavaram, M. The Tradeoff between Energy Efficiency and User State Estimation Accuracy in Mobile Sensing. International Conference on Mobile Computing, Applications, and Services MobiCASE 2009: Mobile Computing, Applications, and Services pp 42-58. DOI 10.1007/978-3-642-12607-9_4

[51] Moamen, A., Jamali, N. ShareSens: An Approach to Optimizing Energy Consumption of Continuous Mobile Sensing Workloads. IEEE International Conference on Mobile Services. 2015. DOI 10.1109/MS.2015.22

[52] Taleb, S., Hajj, H., Dawy, Z. Entropy-based Optimization to Trade-off Energy and Accuracy for Activity Mobile Sensing. 4th Annual International Conference on Energy Aware Computing Systems and Applications (ICEAC), 2013. DOI 10.1109/ICEAC.2013.6737628

[53] Liu, H., Li, R., Liu, S., Tian, S., Du, J. SmartCare: Energy Efficient Long Term Physical Activity Tracking Using Smartphones. TSINGHUASCIENCEANDTECHNOLOGY Volume 20, Number 4, August 2015. DOI 10.1109/TST.2015.7173451

[54] Nabar S., Banerjee, A., Gupta, S., Poovendran, R. GeM-REM: Generative Model-driven Resource efficient ECG Monitoring in Body Sensor Networks. International Conference on Body Sensor Networks, 2011. DOI 10.1109/BSN.2011.29

[55] Razzaque M., Clarke, S. Compression-based Energy Efficient Sensor Data Gathering Framework for Smartphones. International Wireless Communications

and Mobile Computing Conference (IWCMC), 2016. DOI 10.1109/IWCMC.2016.7577045

[56] Rachuri, K., Mascolo, C., Musolesi, M. Energy-Accuracy Trade-offs of Sensor Sampling in Smart Phone Based Sensing Systems. *Mobile Context Awareness* pp 65-76

[57] Shaji S., Ramesh M.V., Menon V.N. (2016) Real-Time Processing and Analysis for Activity Classification to Enhance Wearable Wireless ECG. In: Satapathy S., Raju K., Mandal J., Bhateja V. (eds) *Proceedings of the Second International Conference on Computer and Communication Technologies. Advances in Intelligent Systems and Computing*, vol 380. Springer, New Delhi

[58] Khalaf M., Hussain A.J., Al-Jumeily D., Fergus P., Keenan R., Radi N. (2015) A Framework to Support Ubiquitous Healthcare Monitoring and Diagnostic for Sickle Cell Disease. In: Huang DS., Jo KH., Hussain A. (eds) *Intelligent Computing Theories and Methodologies. ICIC 2015. Lecture Notes in Computer Science*, vol 9226. Springer, Cham

[59] Secerbegovic A., Suljanovic N., Nurkic M., Mujcic A. (2015) The Usage of Smartphones in Remote ECG Monitoring Scenarios. In: Lacković I., Vasic D. (eds) *6th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering. IFMBE Proceedings*, vol 45. Springer, Cham

[60] J. Lee, J. Jung, J. Lee and Y. T. Kim, "Acute myocardial infarction detection system using ECG signal and cardiac marker detection," *IEEE SENSORS 2014 Proceedings*, Valencia, 2014, pp. 2255-2257. doi: 10.1109/ICSENS.2014.6985490

[61] Oletic D., Skrapec M., Bilas V. (2013) Monitoring Respiratory Sounds: Compressed Sensing Reconstruction via OMP on Android Smartphone. In: Godara B., Nikita K.S. (eds) *Wireless Mobile Communication and Healthcare. MobiHealth 2012. Lecture Notes of the Institute for Computer Sciences, Social Informatics and Telecommunications Engineering*, vol 61. Springer, Berlin, Heidelberg

[62] A. Visvanathan, A. Sinha and A. Pal, "Estimation of blood pressure levels from reflective Photoplethysmograph using smart phones," *13th IEEE International Conference on BiInformatics and BioEngineering*, Chania, 2013, pp. 1-5. doi: 10.1109/BIBE.2013.6701568

[63] Rong-Chao Peng, Wen-Rong Yan, Ning-Ling Zhang, Wan-Hua Lin, Xiao-Lin Zhou, and Yuan-Ting Zhang, "Investigation of Five Algorithms for Selection of the Optimal Region of Interest in Smartphone Photoplethysmography," *Journal of Sensors*, vol. 2016, Article ID 6830152, 7 pages, 2016. doi:10.1155/2016/6830152

- [64] Dagdeviren, O. Korkmaz, I., Tekbacak F. Erciyes, K. 2010. A Survey of Agent Technologies for Wireless Sensor Networks. IETE TECHNICAL REVIEW VOL 27. Consultado en: <http://netos.ube.ege.edu.tr/source/publications/iete102.pdf>
- [65] Gondal I., Yaqub M.F., Hua X. (2012) Smart Phone Based Machine Condition Monitoring System. In: Huang T., Zeng Z., Li C., Leung C.S. (eds) Neural Information Processing. ICONIP 2012. Lecture Notes in Computer Science, vol 7667. Springer, Berlin, Heidelberg
- [66] Salmeri A., Licciardi C.A., Lamorte L., Valla M., Giannantonio R., SgROI M. (2009) An Architecture to Combine Context Awareness and Body Sensor Networks for Health Care Applications. In: Mokhtari M., Khalil I., Bauchet J., Zhang D., Nugent C. (eds) Ambient Assistive Health and Wellness Management in the Heart of the City. ICOST 2009. Lecture Notes in Computer Science, vol 5597. Springer, Berlin, Heidelberg
- [67] O. Salem, Y. Liu, A. Mehaoua and R. Boutaba, "Online Anomaly Detection in Wireless Body Area Networks for Reliable Healthcare Monitoring," in *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, vol. 18, no. 5, pp. 1541-1551, Sept. 2014. doi: 10.1109/JBHI.2014.2312214
- [68] Singh, M. & Jain, N. Wireless. Design and Validation of Android Based Wireless Integrated Device for Ubiquitous Health Monitoring. *Pers Commun* (2015) 84: 3157. doi:10.1007/s11277-015-2792-5
- [69] Jong, GJ., Huang, CS., Yu, GJ. Artificial Neural Network Expert System for Integrated Heart Rate Variability. *Wireless Pers Commun* (2014) 75: 483. doi:10.1007/s11277-013-1373-8
- [70] Hossain, M.S. Patient State Recognition System for Healthcare Using Speech and Facial Expressions *J Med Syst* (2016) 40: 272. doi:10.1007/s10916-016-0627-x.
- [71] Chang SH., Li CN. (2015) A Cloud Based Type-2 Diabetes Mellitus Lifestyle Self-Management System. In: Li XL., Cao T., Lim EP., Zhou ZH., Ho TB., Cheung D. (eds) Trends and Applications in Knowledge Discovery and Data Mining. Lecture Notes in Computer Science, vol 9441. Springer, Cham
- [72] J. Hernandez, D. J. McDuff and R. W. Picard, "Biophone: Physiology monitoring from peripheral smartphone motions," *2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, Milan, 2015, pp. 7180-7183. doi: 10.1109/EMBC.2015.7320048

- [73] A. K. Kanva, C. J. Sharma and S. Deb, "Determination of SpO₂ and heart-rate using smartphone camera," *Proceedings of The 2014 International Conference on Control, Instrumentation, Energy and Communication (CIEC)*, Calcutta, 2014, pp. 237-241. doi: 10.1109/CIEC.2014.6959086
- [74] L. M. Po, X. Xu, L. Feng, Y. Li, K. W. Cheung and C. H. Cheung, "Frame adaptive ROI for photoplethysmography signal extraction from fingertip video captured by smartphone," *2015 IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS)*, Lisbon, 2015, pp. 1634-1637. doi: 10.1109/ISCAS.2015.7168963
- [75] P. Pelegris, K. Banitsas, T. Orbach and K. Marias, "A novel method to detect Heart Beat Rate using a mobile phone," *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*, Buenos Aires, 2010, pp. 5488-5491. doi: 10.1109/IEMBS.2010.5626580
- [76] Siebra, C. ; Lino, N. ; Silva, M. ; Siebra, H. 2011. An embedded mobile deductive system for low cost health monitoring support. 24th International Symposium on Computer-Based Medical Systems (CBMS), 2011 . 10.1109/CBMS.2011.5999156
- [77] Statista. 2014. Number of smartphones sold to end users worldwide from 2007 to 2014 (in million units). Consultado en The Statistic Portal en: <http://www.statista.com/statistics/263437/global-smartphone-sales-to-end-users-since-2007/>
- [78] Xerox. 2015. Crean tecnología para tratamiento de enfermedades crónicas. Consultado en: <http://www.xerox.com/news/news-archive/2014/mex-crean-0314/esmx.html>
- [79] Nawka, N, et al. A scalable extensible smart-phone based mobile gateway and application for remote health monitoring. Conference on Internet Multimedia Systems Architecture and Application (IMSAA), 2011 IEEE 5th International. 12-13 Dec. 2011. 10.1109/IMSAA.2011.6156341
- [80] Patel MS, Asch DA, Volpp KG. Wearable Devices as Facilitators, Not Drivers, of Health Behavior Change. *JAMA*. 2015;313(5):459-460. doi:10.1001/jama.2014.14781.. consultado en: <http://jama.jamanetwork.com/article.aspx?articleid=2089651>
- [81] Ortmann, S; Maaser, M. 2011. Enabling secure and privacy-aware mobile sensing and e-health applications on everybodys smartphone. International Conference on Consumer Electronics, 2011, IEEE. 6 - 8 de septiembre pp 181-185. DOI:10.1109/ICCE-Berlin.2011.6031876

- [82] Fan, X., Wang, J. 2015. BayesHeart: A Probabilistic Approach for Robust, Low-Latency Heart Rate Monitoring on Camera Phones. IUI 2015, March 29–April 1, USA. DOI: 10.1145/2678025.2701364.
- [83] Taleb, T., Bottazzi, D., Nasser, N. 2010. A Novel Middleware Solution to Improve Ubiquitous Healthcare Systems Aided by Affective Information. IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine. Vol 14. 10.1109/TITB.2010.2042608
- [84] FFT code in Java, online, retrieved from https://www.ee.columbia.edu/~ronw/code/MEAPsoft/doc/html/FFT_8java-source.html
- [85] Samsung Galaxy S6. <https://www.samsung.com/es/smartphones/galaxy-s6-g920f/SM-G920FZKAPHE/>. Consultado el 27 de Agosto del 2018
- [86] Godin, R., Yeung, C., Baranchuk, A., Guerra, P., Healey, J. 2019. Screening for Atrial Fibrillation using a Mobile, Single-Lead Electrocardiogram in Canadian Primary Care Clinics. Canadian Journal of Cardiology. <https://doi.org/10.1016/j.cjca.2019.03.024>
- [87] Hao Chen and Xueqin Jia, "New requirements and trends of mHealth," *2012 IEEE 14th International Conference on e-Health Networking, Applications and Services (Healthcom)*, Beijing, 2012, pp. 27-31. doi: 10.1109/HealthCom.2012.6380060
- [88] <http://pfcjccaimarimateu.blogspot.mx/2012/10/analisis-del-electrocardiograma-ecg.html>
- [89] EP de México, Latinoamérica (Abril de 2017). Curso Interpretación de Electrocardiograma. Curso llevado a cabo en Puebla, México.
- [90] Quintero, E., Valencia, J. Simulation of the Pan-Tompkins algorithm for real time detection of qrs intervals. <https://revistas.ucc.edu.co/index.php/me/article/download/55/56>
- [91] Pan, J., Tompkins, W. A Real-Time QRS Detection Algorithm. IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. BME-32, NO. 3, MARCH 1985. <https://www.robots.ox.ac.uk/~gari/teaching/cdt/A3/readings/ECG/Pan+Tompkins.pdf>
- [92] Feifei, L., Shoushui, W., Yibin, L., Xinge, J., Zhimin, Z., Ling, Z., Chengyu, L. The Accuracy on the Common Pan-Tompkins Based QRS Detection Methods

Anexos

Anexo 1

Figura 41 Formato de entrevista para cardiólogos

1. ¿Qué familiaridad tiene con el uso de teléfonos inteligentes y otras tecnologías de Información?
2. ¿Considera confiables y útiles los datos que se pueden obtener de ritmos cardiacos, presión, glucosa, etc. por medio de los sensores de un teléfono inteligente?
3. ¿Ha probado alguna aplicación de monitoreo de cardiopatías?
4. En caso de haber probado una aplicación de este tipo ¿Las ha encontrado confiables?
5. ¿Qué datos se requieren para determinar el estado de un paciente con alguna cardiopatía?
6. ¿Considera viable el monitoreo de pacientes de manera remota?
7. ¿Qué padecimientos cardiacos pueden ser monitoreados a través de sensores como acelerómetros, giroscopios, pulsómetros y/o cámara (medición de HR), termómetro, podómetro y sensor de proximidad?
8. Si se presenta un cuadro crítico en un paciente y no se encuentra en un centro de salud ¿Qué tipo de medidas puede tomar para controlarlo?
9. ¿Qué padecimientos cardiacos pueden ser monitoreados a través de la toma de ritmo cardiaco, presión sanguínea, niveles de glucosa y actividad diaria?
10. Aparte de los aspectos mencionados en la pregunta anterior ¿Qué otros pueden considerarse para el monitoreo de cardiopatías?
11. En la toma de ritmos cardiacos ¿Qué señales se requieren obtener para monitorear cardiopatías?
12. En cuanto a la actividad diaria del paciente ¿Qué datos se requieren obtener para monitorear cardiopatías?

Anexo 2

Fig 2 Formato de Entrevista para Delimitación de Arritmias de Alto Impacto

1. ¿Considera confiables y útiles los datos que se pueden obtener de dispositivos móviles como frecuencia cardiaca y señales ECG?
2. ¿Ha probado alguna aplicación de monitoreo de cardiopatías? En caso de haber probado una aplicación de este tipo ¿Las ha encontrado

confiables?

3. ¿Considera viable el monitoreo de arritmias de pacientes de manera remota?
4. ¿Qué arritmias son las más importantes?
5. ¿Qué tipos de arritmia pueden ser monitoreadas a través de sensores de ECG?
6. ¿Existen arritmias que se puedan determinar solo con la interpretación de un ECG?
7. ¿Qué parámetros se consideran para el monitoreo de arritmias bajo la interpretación de ECG?
8. Cuando se sabe que un paciente padece de arritmia. ¿Con qué frecuencia se debe realizar un monitoreo del estado del paciente? En caso de presentarse una arritmia de las consideradas más importantes. ¿Qué es lo que se debe hacer?