

UNIVERSIDAD NACIONAL DEL ALTIPLANO

ESCUELA DE POSGRADO

DOCTORADO EN EDUCACIÓN



TESIS

**ANÁLISIS, DISEÑO, MONITOREO Y CONTROL DE LA FRECUENCIA
CARDIACA DE UN DEPORTISTA**

PRESENTADA POR:

MARY LUZ LIMACHI FLORES

PARA OPTAR EL GRADO ACADÉMICO DE:

DOCTORIS SCIENTIAE EN EDUCACIÓN

PUNO, PERÚ

2019

UNIVERSIDAD NACIONAL DEL ALTIPLANO

ESCUELA DE POSGRADO



DOCTORADO EN EDUCACIÓN

TESIS

ANÁLISIS, DISEÑO, MONITOREO Y CONTROL DE LA FRECUENCIA
CARDIACA DE UN DEPORTISTA

PRESENTADA POR:

MARY LUZ LIMACHI FLORES

PARA OPTAR EL GRADO ACADÉMICO DE:

DOCTORIS SCIENTIAE EN EDUCACIÓN

APROBADA POR EL SIGUIENTE JURADO:

PRESIDENTE

Dr. MARCO ANTONIO QUISPE BARRA

PRIMER MIEMBRO

Dr. GUILLERMO ZEVALLOS MENDOZA

SEGUNDO MIEMBRO

Dr. FÉLIX GÓMEZ APAZA

ASESOR DE TESIS

Dr. JOSÉ DAMIÁN FUENTES LÓPEZ

Puno, 16 de agosto de 2019.

ÁREA : Educación.

TEMA : Sistematización de Experiencias Educativas.

LÍNEA : Control de la Frecuencia Cardiaca de un Deportista

DEDICATORIA

Para ti, por tu magia infinita que pones en mi vida.

A ti, mi realidad, mi verdad y mi felicidad, al fin en ti encontré.

AGRADECIMIENTOS

He decidido ver el lado positivo de esta tesis y agradecer a Dios por el camino que me prepara a diario.

ÍNDICE GENERAL

	Pág.
DEDICATORIA	i
AGRADECIMIENTOS	ii
ÍNDICE GENERAL	iii
ÍNDICE DE TABLAS	vi
ÍNDICE DE FIGURAS	vii
RESUMEN	ix
ABSTRACT	x
INTRODUCCIÓN	1

CAPÍTULO I**REVISIÓN DE LITERATURA**

1.1. Marco Teórico.....	3
1.1.1. Frecuencia cardiaca.....	3
1.1.2. frecuencia cardiaca máxima estimada.....	5
1.1.3. Electrocardiograma normal de un latido.....	6
1.1.4. Taquicardia.....	10
1.1.5. Bradicardia	11
1.1.6. Sensores	11
1.1.7. Tecnologías y protocolos inalámbricos.....	15
1.1.8. Thinger.io.....	20
1.1.9. Aplicaciones móviles gratuitas	21
1.2. Antecedentes de la investigación	21

CAPÍTULO II**PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA**

2.1. Identificación del Problema	25
2.2. Enunciados del Problema.....	26
2.2.1. Interrogante del Problema General	26
2.2.2. Interrogante del Problemas Específicos	26
2.3. Justificación	26
2.4. Objetivos.....	27
2.4.1. Objetivo general.....	27
2.4.2. Objetivos Específicos.....	28
2.5. Hipótesis	28
2.5.1. Hipótesis General.....	28
2.5.2. Hipótesis Específicos	28

CAPÍTULO III**MATERIALES Y MÉTODOS**

3.1. Lugar de estudio.....	29
3.2. Población	29
3.3. Muestra	29
3.4. Método de investigación.....	30
3.5. Técnicas e instrumentos de la investigación.....	31
3.6. Técnicas a través de las cuales se obtuvieron la información.....	32
3.6.1. Observación directa.....	32
3.6.2. Obtención de Datos	32
3.7. Variables	32
3.7.1. Variables Dependientes.....	32
3.7.2. Variables Independientes	32

CAPÍTULO IV

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

4.1. Resultados	33
4.1.1. Análisis de los distintos dispositivos en hardware	33
4.1.2. Elección de un dispositivo	34
4.1.3. Sensor SEN-11574	35
4.1.4. Diseño de circuito	37
4.1.5. Programación del microcontrolador.....	38
4.1.6. Forma gráfica del algoritmos de programación	39
4.1.7. El servidor libre thinger.io	40
4.1.8. Programara en la consola de IDE Arduino	45
4.1.9. Diagrama de flujo de programación del ESP32 en IDE Arduino	45
4.1.10. Las instrucciones para conectar a la red de access point	46
4.1.11. Funcionamiento en dispositivo móvil o celular	48
4.1.12. Monitor virtual del electrocardiograma	54
4.2. Discusión	62
CONCLUSIONES	64
RECOMENDACIONES.....	65
BIBLIOGRAFÍA	66

ÍNDICE DE TABLAS

	Pág.
1. Valores de frecuencia cardiaca para hombres.....	4
2. Valores de frecuencia cardiaca para mujeres.....	5
3. Características de sensores.....	12
4. Características del Sistema operativo android.....	19
5. Técnicas e instrumentos.....	31

ÍNDICE DE FIGURAS

	Pág.
1. Estructura del corazón.	4
2. Frecuencia cardiaca de un deportista	6
3. Lugares para medir la frecuencia cardiaca.	6
4. Parámetro normal de un latido.	9
5. Movimientos normales que siempre se repiten.....	10
6. Tipos de sensores.	13
7. Sensor de ritmo cardiaco.....	13
8. Señal de salida esperada del sensor de ritmo cardiaco.	14
9. Circuito del sensor ritmo cardiaco.	14
10. Componentes del micro controlador.....	15
11. Logo bluetooth.....	17
12. Logo de Android.....	18
13. Pantalla principal con S.O. Android.	20
14. Logo de Thinger.io	21
15. Esp32 escogido para el desarrollo de la presente investigación	34
16. IDE (Entorno de desarrollo integrado) Arduino.	35
17. Sensor de ritmo cardiaco.....	35
18. Forma física de sensor SEN-11574.....	36
19. Forma física el ESP32.....	36
20. Conexión electrónica pictográfica	37
21. Conexión electrónica esquemática.....	37
22. Conexión electrónica PCB para impresión.	38
23. Uso del programa fritzing.0.9.3b.64.pc.	38
24. Código de programación en IDE Arduino para el sensor SEN-11574.	39
25. Diagrama de flujo de programación en IDE Arduino para el sensor SEN-11574... ..	40
26. Pagina principal de https://thinger.io/	41
27. Ingresando usuario y contraseña.	41
28. Dentro de thinger.io internet de las cosas.	42
29. Configuración de dispositivo ESP32 a thinger.io.	42
30. Agregando un nuevo dispositivo en “+ Add Device”.....	43
31. Definiendo nombre a nuestro dispositivo.	43

32. Se define IDpulso para poner conectar el dispositivo.....	44
33. Código para copiar y definir en el ESP32.....	44
34. Programación del ESP32 para el acceso a internet.....	45
35. Diagrama de flujo de programación ESP32 para el envío de datos a internet.....	45
36. Búsqueda del dispositivo en el servidor.	46
37. Conexión del dispositivo al servidor thinger.io.	46
38. Configuración de comunicación entre el dispositivo y thinger.io.	47
39. Conexión entre de datos entre thinger.io y el ESP32.	47
40. Configuración de un dispositivo móvil.....	48
41. Valores de recepción para el dispositivo móvil	48
42. Código QR.	49
43. Tiempo de conexión.....	49
44. Configuración para la gráfica del monitor electrocardiograma.	50
45. Configuración del color de la gráfica.	50
46. Configuración de tiempo.	51
47. Configuración de tipo de dispositivo.	51
48. Selección de dispositivo de pulso.	52
49. Configuración de intervalo.	52
50. Configuración de tiempo.	53
51. Configuración del periodo.	53
52. Datos para el electrocardiograma.	54
53. Monitor de electrocardiograma por virtual.....	54
54. Monitor de electro cardiograma funcionando.....	55
55. thinger.io instalado en un celular.....	55
56. thinger.io identificación de dispositivos.	56
57. thinger.io para ver el resultado.	56
58. thinger.io con electrocardiograma.	57
59. Monitor de AnalogReadSerialprueba Arduino 1.8.9.....	57
60. Monitor de AnalogReadSerialprueba Arduino 1.8.9. Con datos.....	58
61. Monitor de AnalogReadSerialprueba Arduino 1.8.9. para ver datos en numeros. ...	58
62. Monitor de AnalogReadSerialprueba Arduino 1.8.9. y los datos en números.	59
63. Datos de comparativos de dos deportistas	60
64. Monitor de AnalogReadSerialprueba Arduino 1.8.9. y los datos en números.	62

RESUMEN

Este trabajo de investigación muestra el diseño de un sistema de electrocardiograma inalámbrico, capaz de capturar y mostrar datos de la actividad eléctrica del corazón humano en tiempo real, para este propósito, se analizó e identificó los dispositivos, microcontroladores, el software y el hardware que sean gratuitos, económicos y con tecnologías emergentes, en seguida se diseña un sistema de electrocardiograma inalámbrico como propuesta para solucionar el monitoreo y control de la frecuencia cardiaca de un deportista. Una vez diseñado se procedió a construir, paso a paso un prototipo de un sistema de electrocardiograma inalámbrico, donde el deportista podrá llevar un celular con internet y el dispositivo ESP32 en la mano, además este sistema en el deportista ha demostrado ser una herramienta eficaz para diagnosticar ciertos problemas en el corazón, es más su entrenador u otra persona podrá monitorear y controlar su frecuencia cardiaca mediante una PC o un celular Android desde cualquier parte del planeta de manera virtual con señal de internet y el mismo deportista también puede ver su control en su celular. El tipo de investigación es no experimental, y su diseño corresponde al modelo de investigación propositiva, se pretende solucionar un problema y se basa en teorías de propuestas de solución. Se concluye proponiendo el diseño de un sistema de monitoreo y control de la frecuencia cardiaca de un deportista con visualización mediante una computadora o un celular en tiempo real, posibilitando a los entrenadores un óptimo para su control de forma virtual.

Palabras clave: Dispositivos, microcontroladores, software, hardware, prototipo y ESP32.

ABSTRACT

This research paper shows the design of a wireless electrocardiogram system, capable of capturing and displaying data of the electrical activity of the human heart in real time, for this purpose, the devices, microcontrollers, software and hardware that were analyzed and identified were identified. They are free, economical and with emerging technologies, a wireless electrocardiogram system is designed as a proposal to solve the monitoring and control of an athlete's heart rate. Once designed, a prototype of a wireless electrocardiogram system was built, step by step, where the athlete can carry a cell phone with the internet and the ESP32 device in his hand, in addition this system in the athlete has proven to be an effective tool for diagnose certain problems in the heart, it is more your coach or another person can monitor and control your heart rate using a PC or an Android cell phone from any part of the planet in a virtual way with internet signal and the same athlete can also see his control in his cellphone. The type of research is non-experimental, and its design corresponds to the purposeful research model, it is intended to solve a problem and is based on theories of solution proposals. It is concluded by proposing the design of a system for monitoring and controlling the heart rate of an athlete with visualization by means of a computer or a cell phone in real time, allowing the trainers an optimum for their virtual control.

Keywords: Devices, microcontrollers, software, hardware, prototype and ESP32.

INTRODUCCIÓN

La tecnología viene siendo desde muchos años como un actor fundamental en la vida de los seres humanos, el deporte no es un campo que escapa a los constantes avances tecnológicos que cada día intentan perfeccionar nuestra forma de practicarlo, tanto en las competiciones, como a nivel lúdico, por otro lado, a la forma de disfrutar el deporte para personas no profesionales, se percibe un cambio sustancial desde el desarrollo de aplicaciones para móviles como el sistema de un electrocardiograma inalámbrico con información de relevancia, como el ritmo de nuestro corazón, la frecuencia cardiaca hasta la estimación del tamaño de nuestras aurículas y ventrículos, entre otros datos.

El avance de la tecnología en el campo deportivo, tiene una cobertura amplia en todos los ámbitos de la vida cotidiana, eso ha hecho que en los últimos años se encuentren disponibles dispositivos capaces de monitorear la frecuencia cardiaca de las personas, mediante sistemas inalámbricos y en una forma muy sencilla y económica por medio de pantallas táctiles y sistemas móviles.

Actualmente, es común encontrar más dispositivos con los que podemos monitorear y conocer sobre nuestro cuerpo; por ejemplo, las básculas, donde podemos conocer nuestro peso de una forma sencilla, otro dispositivo es el glucómetro que sirve para conocer el nivel de glucosa en la sangre de algún paciente diabético.

El sistema de electrocardiograma inalámbrico es un instrumento con el cual se puede conocer el número de veces que se contrae el corazón durante un minuto, este valor puede variar debido a algunos factores como la edad y la condición física.

La presente investigación presenta los siguientes Capítulos:

Capítulo I: Este Capítulo trata sobre la Revisión de Literatura y para ello se considera artículos de investigación publicados a nivel nacional e internacional, los antecedentes, como estudios previos, que dan cuenta de los principales hallazgos y contribuciones a la investigación. A partir de esta revisión de literatura sobre el tema en estudio, se plantea el problema de investigación.

Capítulo II: Trata sobre el Planteamiento del Problema. Contiene la definición del problema, la justificación, los objetivos y las hipótesis de investigación.

En la justificación, se fundamentó la contribución a los vacíos de conocimiento y a la resolución del problema de investigación. Los objetivos de esta investigación comprenden la intención del estudio y permite describir el tipo de proceso que ha seguido la investigación. Las hipótesis dan cuenta de las respuestas probables al problema objeto de investigación.

Capítulo III: Se plantea el tipo de investigación que según su propósito es no experimental y su diseño corresponde al modelo propositivo, además considera la población y muestra de estudio y las técnicas e instrumentos de investigación.

Capítulo IV : Los resultados y discusión se presentan por objetivos específicos, con respectiva interpretación de información contenida en tablas y/o figuras, demostrando la aceptación de las hipótesis mediante la prueba de prototipo que muestra su funcionamiento de monitoreo y control de la frecuencia cardíaca.

Conclusiones. Se desarrollan de acuerdo a los objetivos específicos y se redactó en párrafos.

Recomendaciones. Se presentan en relación a la conclusión, dando cuenta de las posibilidades de utilizar un microcontrolador como es el ESP32 junto a otros programas y sus beneficios en el campo deportivo.

CAPÍTULO I

REVISIÓN DE LITERATURA

1.1. Marco Teórico

La comprensión de los dispositivos electrónicos existentes en el mercado, como los conceptos básicos de los elementos usados en la realización del monitoreo de la frecuencia cardíaca de un deportista, son hoy en día indispensables para el control de la actividad física, así como la tecnología aplicada al deporte se ha dedicado a inventar muchas novedades y de fácil acceso (Zárate Méndez, 2008). El cuerpo humano es uno de los principales objetos de estudio del hombre. El propósito de comprender su funcionamiento, contrapuesto a su complejidad, lleva a los científicos y estudiosos a profundizar cada vez más las investigaciones (Anwendung, Prof, Stuart, & Leite, 2012).

1.1.1. Frecuencia cardíaca

Son latidos por unidad de tiempo, estos generalmente se miden en cantidad de pulsaciones por minuto en seres humanos, Zabala (2015) la define como la cantidad de contracciones ventriculares por minuto realizadas por el corazón, la normalidad del ritmo cardíaco se encuentra entre 60 a 100 latidos o pulsaciones por minuto. Además, esta medición ha demostrado que la frecuencia cardíaca es un factor determinante en la expectativa de vida de las especies y uno de ellos es el ser humano (Melgarejo, 2009). Para calcularla es necesario estar en reposo, ya que en el ejercicio se pueden alterar los latidos, y eso afectaría la frecuencia cardíaca, una forma de hacer la lectura es utilizando los dedos, no el pulgar, como recomendación debe ser con el dedo índice y colocarlo sobre la arteria radial que se encuentra en la muñeca o la arteria carótida que se ubica en el cuello, además la frecuencia cardíaca es un indicador que refleja el estado fisiológico de los órganos vitales (cerebro y corazón).

Los cambios se expresan de manera inmediata cuando suceden en el organismo, cambios que de otra manera no podrían ser cualificados ni cuantificados, la velocidad del pulso (latidos por minuto) corresponde a la frecuencia cardiaca, la cual varía con la edad, sexo, actividad física, estado emocional, fiebre, medicamentos y hemorragias (Penagos, Salazar, & Vera, 2013).

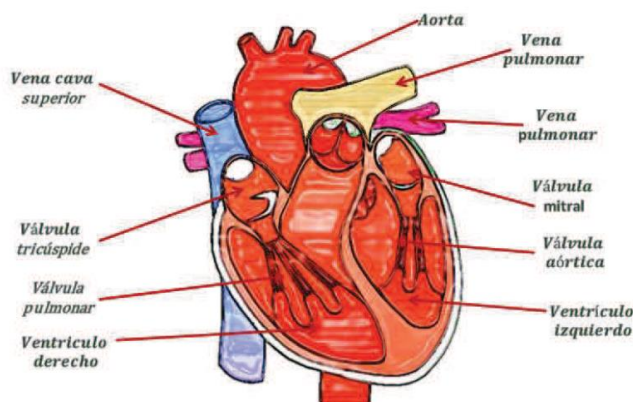


Figura 1. Estructura del corazón.
Fuente: (Gomez, 2012).

El pulso arterial es la onda pulsátil de la sangre, originada en la contracción del ventrículo izquierdo del corazón y que resulta en la expansión y contracción regular del calibre de las arterias. La onda pulsátil representa el rendimiento del latido cardiaco, que es la cantidad de sangre que entra en las arterias con cada contracción ventricular y la adaptación de las arterias, o sea, su capacidad de contraerse y dilatarse (Colegio, 2006). Asimismo, proporciona información sobre el funcionamiento de la válvula aórtica, además el pulso periférico se palpa fácilmente en pies, manos, cara y cuello (Penagos *et al.*, 2013).

Tabla 1

Valores de frecuencia cardiaca para hombres

Valores de frecuencia cardiaca en reposo para hombres				
Edad	Mala	Normal	Buena	Muy buena
20-29	86 o más	70-84	62-80	60 o menos
30-39	86 o más	72-84	64-70	62 o menos
40-49	90 o más	74-88	66-72	64 o menos
50-59	90 o más	74-88	68-74	66 o menos
60 a mas	94 o más	76-90	70-76	68 o menos

Fuente: (Velázquez Elizondo & Villagrán Valencia, 2016).

Tabla 2

Valores de frecuencia cardiaca para mujeres

Valores de frecuencia cardiaca en reposo para mujeres				
Edad	Mala	Normal	Buena	Muy buena
20-29	96 o más	78-94	72-76	70 o menos
30-39	98 o más	80-96	72-78	70 o menos
40-49	100 o más	80-98	74-78	72 o menos
50-59	104 o más	84-102	76-82	74 o menos
60 a mas	108 o más	88-106	78-88	78 o menos

Fuentes:(Velázquez Elizondo & Villagrán Valencia, 2016).

1.1.2. Frecuencia cardiaca máxima estimada

Se representa en un parámetro indicador para la determinación y la dosificación del ejercicio físico, en cuanto a sus variables dinámicas de frecuencia, intensidad y volumen, entonces para determinar la Frecuencia Cardiaca Máxima Estimada (FCME), históricamente, se han utilizado las fórmulas y ecuaciones que permiten predecir el estado del trabajo cardíaco en el contexto de la actividad física deportiva, sin embargo, algunos expertos en ciencias del deporte o afines a esta área distan de no ser polémicos levantando pocas sospechas en el mundo científico especializado con respecto al empleo de estas ecuaciones y las cuestionan. Existe una ecuación muy cuestionada por científicos que trabajan como auxiliares de las ciencias deportivas, esta ecuación ha ido perdiendo vigencia, porque su uso ya no es tan extendido en el grupo de profesionales que trabajan con la dosificación del entrenamiento deportivo en atletas de alto rendimiento a nivel internacional, no obstante, la preocupación radica en la ecuación o fórmula predictiva para el cálculo de la FCME, esta es igual a $220 - \text{edad}$ (Reyes Rodríguez, 2011).

Gadea (2016), afirma que la frecuencia cardíaca refleja la intensidad del esfuerzo del corazón para satisfacer las demandas del cuerpo según estemos en reposo o sometidos a alguna actividad física, además el promedio de ésta es de entre 60 y 80 latidos/min., aunque depende del grado de entrenamiento de la persona; en sedentarios y de mediana edad puede llegar a superar los 100 latidos/min. Asimismo, en atletas entrenados en deportes de resistencia se han detectado frecuencia en reposo de entre 28 y 40 latidos/min., lo que nos muestra un corazón muy eficiente y económico.



Figura 2. Frecuencia cardiaca de un deportista
Fuente: (Gadea, 2016)

Se mide colocando el dedo índice de preferencia, en los lugares del punto radial (antebrazo, cara anterior e inferior, cerca de la muñeca) o carotídeo (bajo el mentón, en el cuello), y se puede medir con instrumentos más precisos como pulsómetros.

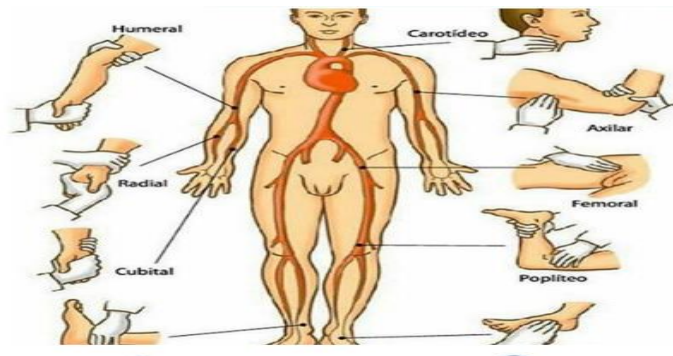


Figura 3. Lugares para medir la frecuencia cardiaca.
Fuente: (Gadea, 2016).

1.1.3. Electrocardiograma normal de un latido

Mcsharry, Clifford, Tarassenko, & Smith (2003) en su artículo, un modelo dinámico para generar señales sintéticas de electrocardiograma, afirma que el latido normal del electrocardiograma se basa en ondas, complejos e intervalos y describe lo siguiente:

El electrocardiograma es un dispositivo que se encarga de registrar la actividad eléctrica del corazón, además puede detectar un bloqueo arterial, una arritmia, una hipertrofia ventricular o una alteración electrolítica, también se debe tener en cuenta, que no todas las enfermedades y los trastornos del corazón pueden ser detectados por un electrocardiograma, ya que éste se limita a retratar las señales eléctricas, y de la siguiente manera explica las ondas, intervalos y complejos.

Onda P: La primera onda de un ciclo cardíaco representa la activación de las aurículas y en electrocardiografía se denomina onda P. La primera parte de la onda

P representa la activación de la aurícula derecha, la sección media representa la parte final de la activación auricular derecha y el inicio de la activación auricular izquierda y por último, la porción final representa la culminación de la activación auricular izquierda. El nodo auriculoventricular (AV) se activa cuando se está inscribiendo la porción media de la onda P y esta activación prosigue lentamente hacia los ventrículos durante la porción final de la onda P.

Onda TP: Es la onda que representa la recuperación eléctrica de las aurículas. Esta onda se inscribe al mismo tiempo en que está sucediendo la despolarización ventricular (complejo QRS) y por lo tanto no se observa en el ECG normal, es posible observarla en individuos con bloqueo AV de primer grado o completo.

Intervalo PR: Se mide desde el inicio de la onda P hasta el comienzo del complejo QRS, exista o no onda Q. Este intervalo mide el tiempo entre el comienzo de la activación del miocardio auricular y el ventricular (tiempo que tarda el impulso en viajar desde el nodo sinusal hasta las fibras musculares del ventrículo). Este intervalo comprende el “Segmento PR” localizado entre el final de la onda P y el inicio del complejo QRS, el segmento PR representa el retraso fisiológico del impulso sinusal en el nodo AV.

Complejo QRS: Este complejo representa la activación de los ventrículos. El complejo QRS puede aparecer normalmente como uno (monofásico), dos (bifásico) o tres (trifásico) ondas individuales. Por convención, toda onda negativa al comienzo del complejo QRS es llamada onda Q. La primera deflexión positiva que presenta un complejo QRS es llamada onda R (exista o no onda Q). Una deflexión negativa que siga a una onda R es llamada onda S.

Cuando se presenta una segunda deflexión positiva es llamada R' y si se continúa con otra deflexión negativa ésta se llamará S'. Si el complejo QRS es monofásico negativo se denomina QS. En el Intervalo QRS es una medida fiel del tiempo de duración de la activación ventricular.

Segmento ST: Es el intervalo entre el final de la activación ventricular y el comienzo de la recuperación ventricular. El término de segmento ST se utiliza sin importar si la onda final del complejo QRS es una onda R ó S. El sitio de unión entre el complejo QRS y el segmento ST se conoce con el nombre de Punto “J” (Junction point). Este

punto se utiliza para determinar si el segmento ST está elevado o deprimido con respecto a la línea de base del ECG.

Onda T: Es la onda del ciclo cardíaco que representa la repolarización de los ventrículos. Debido a que la recuperación de las células ventriculares (repolarización) causa una contracorriente opuesta a la despolarización, uno podría esperar que la onda T fuera opuesta al complejo QRS. Sin embargo, las células epicárdicas se repolarizan más rápidamente que las células endocárdicas (debido a que en éstas últimas la presión ejercida por la sangre es mayor y a que sorprendentemente la repolarización ocurre durante la sístole mecánica ventricular), lo que hace que la onda de repolarización se dirija en dirección opuesta a la onda de despolarización. Esto trae como resultado el hecho de que en las personas normales, la onda T tenga la misma dirección del complejo QRS ya que en direcciones opuestas de repolarización y despolarización más direcciones opuestas de los campos eléctricos que avanzan producen una dirección igual del vector eléctrico.

Segmento QT: Representa el intervalo entre el comienzo de la activación ventricular y el final de la recuperación ventricular, que corresponde a la sístole mecánica ventricular (sístole y diástole eléctricas). Este segmento se mide desde el inicio del complejo QRS (exista o no onda Q) hasta el final de la onda T.

Onda U: Es una onda de bajo voltaje que se encuentra después de la onda T de un complejo y antes de la onda P del complejo siguiente. Hay varias teorías que explican su origen: 1) Repolarización del sistema de Purkinje, 2) Repolarización de los músculos papilares y 3) Origen mecánico porque coincide con la fase de relajación isovolumétrica del ventrículo. Es normal siempre y cuando sea de menor voltaje y tenga la misma dirección (polaridad) que la onda T.

Línea de Base del ECG: Esta línea, también conocida como línea isoelectrica, en personas normales y a baja frecuencia cardíaca está representada por el “Segmento TP” (algunos incluyen el segmento PR como parte de la línea isoelectrica del ECG, Segmento TQ). Es considerada como la línea de base para medir las amplitudes de las ondas y sirve como referencia para la elevación o depresión del punto J. Hay que tener en cuenta que el segmento TP desaparece a frecuencias cardíacas altas cuando la T del complejo anterior empata con la P del complejo siguiente (en estos casos se puede utilizar el segmento PR, (Mcsharry et al., 2003).

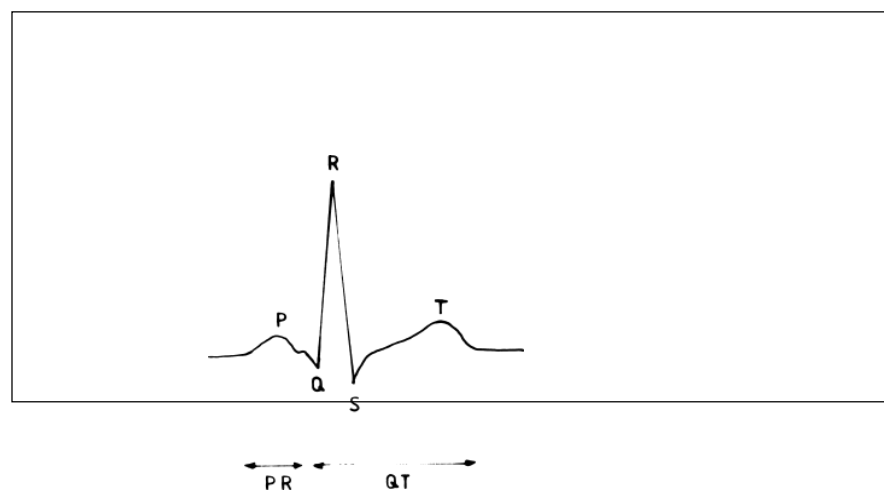


Figura 4. Parámetro normal de un latido.
Fuente: (Dash, 2002).

Dash (2002) también explica el análisis de variaciones en la frecuencia cardíaca instantánea de la siguiente manera:

Las series que utilizan los intervalos RR latidos a latido, la frecuencia cardíaca puede aumentar por la actividad simpática de acción lenta o disminuirse por la actividad parasimpática (vagal) de acción rápida. El equilibrio entre los efectos de los sistemas simpático y parasimpático, las dos ramas de acción opuesta del sistema nervioso autónomo, se conoce como el equilibrio simpático y se cree que se refleja en los cambios latidos a latidos del ciclo cardíaco. la frecuencia cardíaca viene dada por el recíproco del intervalo RR en unidades de latidos por minuto. El análisis espectral del tacograma RR, se usa típicamente para estimar trayectoria típica generada por el modelo dinámico en el espacio tridimensional dado por la línea discontinua refleja el ciclo límite del radio de la unidad, mientras que los círculos pequeños muestran las posiciones de los eventos P, Q, R, S y T. (Soriano Moreno & Flores Malpartida, 2019).

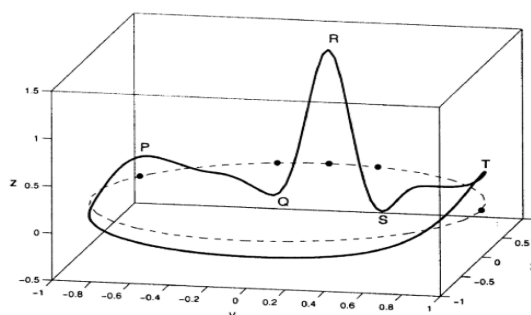


Figura 5. Movimientos normales que siempre se repiten.
Fuente: (Mcsharry *et al.*, 2003).

Como se ha expuesto, el presente sistema de medición de la frecuencia cardíaca, esto puede ser propuesto para un prototipo con bajo coste computacional y robustez en microcontroladores, además, el sistema de electrocardiograma puede permitir una medición eficaz de la frecuencia cardíaca. Por su coste computacional bajo el sistema funciona en línea, se puede, reducir los artefactos por movimientos del sujeto de análisis e integrar sistemas de seguimiento de distancia como por ejemplo una cámara Kinect; para obviar problemas como la ropa en la zona abdominal de análisis, se espera seguir mejorando las mediciones en el futuro, (Cobos Torres & Abderrahim, 2017).

1.1.4. Taquicardia

Es una condición donde la frecuencia cardíaca es más rápida de lo normal. Un corazón adulto sano normalmente late entre 60 y 100 veces por minuto cuando está en reposo, una frecuencia cardíaca por encima de 100 latidos por minuto es generalmente aceptada como taquicardia, al tener taquicardia sinusal la frecuencia cardíaca que no sobrepasa los 160 latidos por minuto. Se debe al estímulo del automatismo sinusal por la excitación del simpático; se observa en la fiebre, hipertiroidismo, falla cardíaca y shock, y la taquicardia paroxística se inicia en forma súbita y la frecuencia está por encima de 160 latidos/min. Se manifiesta con dolor precordial, angustia y palpitaciones así lo manifiesta (Penagos *et al.*, 2013).

En algunos casos, las taquicardias pueden no causar síntomas o complicaciones, sin embargo, las taquicardias pueden perturbar gravemente la función cardíaca normal, aumentar el riesgo de derrame cerebral, o causar un paro cardíaco repentino o la muerte. La frecuencia cardíaca se controla por señales eléctricas enviadas a través de

los tejidos del corazón. La taquicardia se produce cuando una anomalía en el corazón produce señales eléctricas rápidas (Velázquez Elizondo & Villagrán Valencia, 2016).

1.1.5. Bradicardia

Consiste en tener la frecuencia cardíaca más baja de lo normal. El corazón late normalmente entre 60 y 100 veces por minuto en un adulto en reposo. En caso de tener bradicardia, el corazón late menos de 60 veces minuto, existen dos tipos lo primero es Bradicardia sinusal: las pulsaciones oscilan entre 40 y 60 latidos/minuto. Se observa en pacientes con hipertensión endocraneana o con impregnación digital y lo segundo es la Bradicardia por bloqueo auriculo-ventricular completo: se presenta con pulsaciones entre 30 y 35 latidos/minuto. Es producida por fenómenos asociados con la contracción de las aurículas y ventrículos y se manifiesta por estado sincopal (Penagos *et al.*, 2013).

La bradicardia puede ser un problema grave si el corazón no bombea suficiente sangre rica en oxígeno al resto del cuerpo. La bradicardia no produce síntomas o complicaciones. Al tener la bradicardia, el cerebro y otros órganos no pueden obtener el suministro de oxígeno que necesitan. Esta es causada por algo que interrumpe los impulsos eléctricos normales que controlan el ritmo de la acción de bombeo del corazón (Gomez, 2012).

1.1.6. Sensores

Es un dispositivo capaz de transformar magnitudes físicas o químicas, llamadas variables de instrumentación, en magnitudes eléctricas, las cuales pueden acondicionarse para utilizarse en microcontroladores, SPE32 o cualquier otro sistema de control y monitoreo, Velázquez & Villagrán, (2016) manifiestan que en la actualidad existen diferentes tipos de sensores con los cuales se pueden conocer parámetros como temperatura, humedad, intensidad luminosa, distancia, ritmo cardíaco, etc. Dichos sensores tienen aún más clasificaciones y todos tienen características que los hacen indispensables dependiendo de la aplicación y comparten características similares, como se ve en la siguiente tabla:

Tabla 3

Características de sensores

CARACTERÍSTICAS	DESCRIPCIÓN
Rango de medida	Dominio en la magnitud de medida en el que puede aplicarse el sensor.
Precisión	Error de medida máximo esperado.
Offset	Valor de la variable de salida cuando la variable de entrada es nula. si el rango de medida no llega a valores nulos de la variable de entrada, habitualmente se establece otro punto de referencia para definir el offset.
Resolución	Mínima variación de la magnitud de entrada que puede apreciarse a la salida.
Rapidez de respuesta	Puede ser un tiempo fijo o depender del cuanto varié la magnitud a medir. Depende de la capacidad del sistema para seguir las variaciones de la magnitud de entrada.
sensibilidad	Relación entre la variación de la magnitud de salida y la variación de la magnitud de entrada.

Fuente: (Velázquez Elizondo & Villagrán Valencia, 2016).

Los sensores son los encargados de sensar y su función fundamental es monitorear algún elemento que por diferentes motivos se requiere tener información, los sensores forman parte importante de las motas o nodos sensores los mismos están compuestos por elementos electrónicos capaces de enviar toda la información recogida en señales eléctricas por medio de equipos alámbricos o inalámbricos, existe una gran variedad de sensores tanto digitales como analógicos, estos sensores están diseñados para el sensado de varios cosas; la temperatura, presión, contacto, corriente, infrarrojos, posición de un objeto, en fin; están creados y diseñados para abarcar varios campos de uso, dependiendo el uso y su precisión varía en su precio, en la siguiente figura podemos visualizar algunos tipos de sensores electrónicos que en la actualidad están en uso por su gran utilidad.



Figura 6. Tipos de sensores.
Fuentes: (Ruiz Sanche, 2016).

1.1.6.1. Sensor SEN-11574

Santos & Motoyama (2018) define que es conocido como un dispositivo no invasivo para el monitoreo del ritmo cardiaco, por otra parte, Reyes (2011) tambien afirma que el avance de las ciencias aplicadas al deporte, ofrece al ser humano la posibilidad de mejorar los procesos que conduce en el campo de las ciencias aplicadas al deporte con el pasar de los años ha experimentado una evolución tecnológica que permite disminuir los umbrales del rendimiento humano.



Figura 7. Sensor de ritmo cardiaco.
Fuente: (Ruiz Sanche, 2016).

Quero *et al.* (2005) explica como los sistemas cardiológicos de monitorización remota han evolucionado durante los últimos años incrementando su autonomía, portabilidad y funcionalidad, con la progresión de las generaciones tecnológicas de telefonía móvil y la aplicación de estas a los trabajos de investigación asociados a redes de monitorización, los servicios de telemedicina han experimentado un importante avance en sus prestaciones. La señal de salida de este sensor es una señal analógica que representa las pulsaciones o ritmo

cardíaco de la persona que se esté monitoreando, la forma de onda esperada según el fabricante es similar a la siguiente figura.

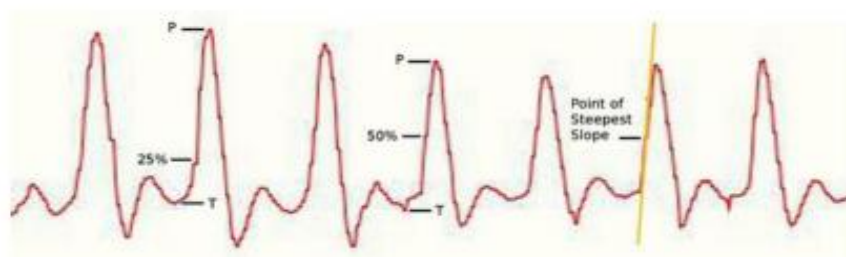


Figura 8. Señal de salida esperada del sensor de ritmo cardíaco.
Fuente: (Cobos Torres & Abderrahim, 2017).

Según Velázquez Elizondo & Villagrán Valencia, (2016) este sensor está compuesto por un sensor de luz ambiental y un LED color verde brillante de montaje superficial, contiene un diodo de protección en caso de una conexión de alimentación inversa. Además, contiene un filtro activo para hacer más definida la señal de salida, y un amplificador para dar mayor ganancia de voltaje.

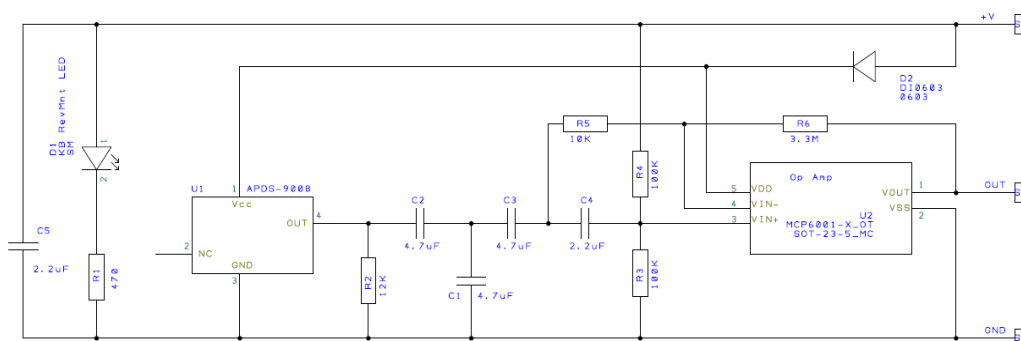


Figura 9. Circuito del sensor ritmo cardíaco.
Fuente:(Velázquez Elizondo & Villagrán Valencia, 2016).

Las características adicionales del sensor de ritmo cardíaco:

- Diámetro: 16 mm - Espesor total: 3mm
- Voltaje de suministro: 3-5 V
- Consumo de corriente: 4mA a 5V

1.1.6.2. Microcontroladores

Según Gomez (2012) un microcontrolador es un circuito integrado que en su interior contiene una unidad central de procesamiento (CPU), unidades de

memoria (RAM y ROM), puertos de entrada, salida y periféricos, como podemos en la siguiente figura.

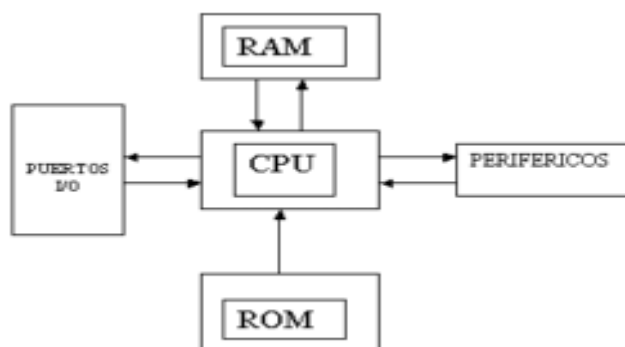


Figura 10. Componentes del micro controlador.
Fuente: (Gomez, 2012).

Todo microcontrolador requiere de un programa para que realice una función específica. Este se almacena normalmente en la memoria ROM. No está de más mencionar que sin un programa, los microcontroladores carecen de utilidad, el propósito fundamental de los microcontroladores es el de leer y ejecutar los programas que el usuario le escribe, es por esto que la programación es una actividad básica e indispensable cuando se diseñan circuitos y sistemas que los incluyan, el carácter programable de los microcontroladores simplifica el diseño de circuitos electrónicos, permiten flexibilidad, ya que un mismo circuito se puede utilizar para que realice diferentes funciones con solo cambiar el programa del microcontrolador, es común encontrar microcontroladores en campos como la robótica y la automatización, en la industria del entretenimiento, en las telecomunicaciones, en la instrumentación, en el hogar y en la industria automotriz, entre los microcontroladores más populares se encuentran los PIC's, los cuales son fabricados por Microchip, estos PIC's se dividen en varias familias como los PIC18F (Gomez, 2012).

1.1.7. Tecnologías y protocolos inalámbricos

La norma IEEE 802.15.4 se encarga de normalizar la tecnología inalámbrica de bajo alcance en redes inalámbricas de área personal ya sea incorporando un módulo de comunicación inalámbrica para recoger señales del sistema implantado en la persona (Cordoba, López, Goy, & Herrera, 2013).

1.1.7.1. ESP32

Villalpando (2018) en su documento de garantías de comerciabilidad de ESP32 afirma lo siguiente:

Es una serie de sistemas de bajo costo y bajo consumo de energía en un microcontrolador de chip con Wi-Fi integrado y Bluetooth de modo dual. La serie ESP32 emplea un microprocesador Tensilica Xtensa LX6 en variaciones de doble núcleo y un solo núcleo e incluye interruptores de antena integrados, balun RF, amplificador de potencia, amplificador de recepción de bajo ruido, filtros y módulos de administración de energía. ESP32 es creado y desarrollado por Espressif Systems, una empresa china con sede en Shanghai, y TSMC lo fabrica utilizando su proceso de 40 nm. es el sucesor del microcontrolador ESP8266, ESP32 es capaz de funcionar de manera confiable en entornos industriales, con una temperatura de funcionamiento que oscila entre -40°C y $+125^{\circ}\text{C}$. Alimentado por circuitos de calibración avanzados, ESP32 puede eliminar dinámicamente las imperfecciones de los circuitos externos y adaptarse a los cambios en las condiciones externas, diseñado para dispositivos móviles, dispositivos electrónicos portátiles y aplicaciones IoT, ESP32 logra un consumo de energía ultra bajo con una combinación de varios tipos de software patentado, el ESP32 también incluye características de vanguardia, como la activación de reloj de grano fino, varios modos de potencia y escala de potencia dinámica, el ESP32 está altamente integrado con interruptores de antena incorporados, balun RF, amplificador de potencia, amplificador de recepción de bajo ruido, filtros y módulos de administración de energía también ESP32 agrega funcionalidad invaluable y versatilidad a sus aplicaciones con requisitos mínimos de placa de circuito impreso, ESP32 puede funcionar como un sistema independiente completo o como un dispositivo esclavo de una MCU host, reduciendo la sobrecarga de la pila de comunicación en el procesador de la aplicación principal, ESP32 puede interactuar con otros sistemas para proporcionar funcionalidad Wi-Fi y Bluetooth a través de sus interfaces SPI / SDIO o I2C / UART (Espressif Systems, 2014).

1.1.7.2. Bluetooth

Es un protocolo inalámbrico que permite la conexión entre dos dispositivos, se ha caracterizado por su bajo consumo de energía, además de un alcance considerable entre 5 y 20 metros dependiendo de los obstáculos que se encuentren en el medio. Otra característica sobresaliente es su baja complejidad en cuanto a hardware y en consecuencia su bajo costo. El logo del Bluetooth es una “B” (Velázquez & Villagrán, 2016).



Figura 11. Logo bluetooth.

Fuente: (Velázquez Elizondo & Villagrán Valencia, 2016).

1.1.7.3. Sistema operativo Android

Android es el sistema operativo para dispositivos móviles, se encuentra en teléfonos celulares, tablets, televisores, relojes inteligentes y automóviles último modelo.



Figura 12. Logo de Android.

Fuente: (Hernandez de la Iglesia, Villarubia, De Paz Santana, & Bajo, 2018).

Hernandez de la Iglesia, Villarubia Gonzalez, De Paz Santana, & Bajo Perez, (2018) en su artículo de diseño e implementación de un control universal de bajo costo para sillas de ruedas eléctricas inteligentes, afirman que el Android al contrario de otros sistemas operativos para dispositivos móviles como iOS o Windows Phone, se desarrolla de forma abierta y se puede acceder tanto al código fuente como a la lista de incidencias donde se pueden ver problemas aún no resueltos y reportar problemas nuevos, el que se tenga acceso al código fuente no significa que se pueda tener siempre la última versión de Android en un determinado móvil, ya que el código para soportar el hardware de cada fabricante normalmente no es público, así que faltaría una parte básica del firmware para poder hacerlo funcionar en dicha terminal, y porque las nuevas versiones de Android suelen requerir más recursos, por lo que los modelos más antiguos quedan descartados por razones de memoria (RAM), velocidad de procesador, etc., así como avanzan las actualizaciones de las versiones, las características del sistema operativo van mejorando y se mencionan algunas de las características más notables del sistema operativo Android en la siguiente tabla.

Tabla 4

Características del sistema operativo Android

CARACTERÍSTICAS	DESCRIPCIÓN
Diseño de dispositivo	La plataforma es adaptable a pantalla de mayor resolución, VGA, biblioteca de gráficos 2D y3D.
Almacenamiento	SQLite, una base de datos liviana, que es usada para propósitos de almacenamientos de datos.
Conectividad	Android soporta las siguientes tecnologías y protocolos de conectividad, GSM, Bluetooth, Wifi, entre otros.
Hardware adicional	Android soporta cámara fotográfica y video, pantallas táctiles, GPS, acelerómetro, sensores de proximidad, sensor de luz etc.
Entorno de desarrollo	Incluye emulador de dispositivos, herramientas de depuración de memoria, y análisis de rendimiento de software, algunas plataformas son: Android Studio y App inventor.

Fuente: (Hernandez de la Iglesia *et al.*, 2018).

1.1.7.4. Aplicaciones para Android

Las aplicaciones se desarrollan habitualmente en lenguaje Java con Android Software Development Kit (Android SDK), pero están disponibles otras herramientas de desarrollo, incluyendo un Kit de Desarrollo Nativo para aplicaciones o extensiones en C o C++, Google App Inventor, un entorno visual para programadores novatos y varios marcos de aplicaciones basadas en la web multiteléfono, el desarrollo de aplicaciones para Android no requiere de lenguajes complejos de programación, con el lenguaje Java y estar en posesión del kit de desarrollo de software o «SDK» provisto por Google el cual se puede descargar gratuitamente, se puede iniciar el desarrollo de aplicaciones (Destarac, García, García, Espinoza, & Salterén, 2018).

Todas las aplicaciones están comprimidas en formato APK, que se pueden instalar sin dificultad desde cualquier explorador de archivos en la mayoría de dispositivos de celulares.

En la figura 13 se muestra la pantalla principal de un teléfono celular con sistema operativo Android, también se puede apreciar algunas de las aplicaciones ya instaladas.



Figura 13. Pantalla principal con S.O. Android.
Fuente: Foto de la pantalla de celular.

“Google Play Store” es la tienda en línea de software desarrollado por Google para dispositivos Android. Una aplicación llamada "Play Store" que se encuentra instalada en la mayoría de los dispositivos Android y permite a los usuarios navegar y descargar aplicaciones publicadas por los desarrolladores. Google retribuye a los desarrolladores el 70% del precio de las aplicaciones, por otra parte, los usuarios pueden instalar aplicaciones desde otras tiendas virtuales, tales como Appstore o SlideME o directamente en el dispositivo si se dispone del archivo APK de la aplicación.

1.1.8. Thinger.io

Aunque la plataforma Thinger.io es una plataforma de código abierto para Internet de las cosas, proporciona una infraestructura de nube escalable lista para usar para conectar cosas. Los fabricantes y las empresas pueden comenzar a controlar sus dispositivos desde Internet, sin preocuparse por la infraestructura de nube requerida.



Figura 14. Logo de Thinger.io

Fuente: <https://thinger.io/>

1.1.9. Aplicaciones móviles gratuitas

Algunas aplicaciones móviles son gratis y se pueden descargar de las tiendas de aplicaciones. Los creadores de estas aplicaciones puede que no se lucren por la venta del aplicativo pero ganan dinero bien sea vendiendo un espacio publicitario dentro de la aplicación, por lo que el aplicativo es gratuito para llegar a mayor cantidad de usuarios; u ofreciendo versiones básicas gratuitas, para que el usuario después de probarla adquiriera una versión mejorada y con una mayor cantidad de funciones por la que tendrá que pagar un cargo, por otro lado algunas aplicaciones permiten comprar más funciones de la misma aplicación, las compras de esas funciones adicionales se facturan a través de la tienda de aplicaciones (Moreno, Fernando, Balanta, & Wanumen, 2013).

1.2. Antecedentes de la investigación

En el trabajo de investigación de Rojas, Farfan, Mora, Minchala, & Wong (2018) que publicaron en la revista IEEE Latin America Transactions, sobre evaluación de la influencia de SNR en la estimación de la frecuencia media de las señales EMG de miembros inferiores de las personas, esta investigación se realizó en la universidad de Cuenca de Ecuador, la investigación fue basada en la señal electromiográfica o electromiograma (EMG) que permite registrar la actividad eléctrica generada en los músculos durante una contracción, En este estudio participaron voluntariamente 21 sujetos (14 hombres), edad (21.52 ± 2.4 años) sin patologías a nivel de la rodilla. A todos los sujetos se les explicó el propósito del estudio, y el procedimiento experimental. Todos los participantes leyeron y firmaron un consentimiento informado previo al registro de datos pueden ser caracterizadas en términos de parámetros temporales y de distribución espectral de frecuencia como por ejemplo la frecuencia media del espectro de potencia (MNF), La metodología desarrollada permitirá determinar el valor de SNR mínimo

necesario para validar el proceso de adquisición del EMG que pueda ser usada, por ejemplo, como señal de control para la detección de la intención de movimiento para el desarrollo de un sistema de control de un exoesqueleto para miembros inferiores, concluyo que el valor de umbral y los valores promedio de la SNR son menores en el caso de las señales simuladas. Igualmente, los MNFu obtenidas son menores en el caso simulado, pero no significativamente ($p=0.5$). Este experimento ha servido para constatar que las altas MNF están correlacionadas con el ruido de la señal.

En la siguiente investigación tenemos a Santos & Motoyama (2018), publicó una investigación sobre una plataforma a gran escala que utiliza la tecnología WBAN para el monitoreo de pacientes, el estudio se realizó en la universidad de Harward, cuyo trabajo trata de una plataforma a gran escala que utiliza WBAN (Red inalámbrica de área corporal) tecnología para el monitoreo de pacientes en sus hogares, en hogares de ancianos o en grandes hospitales. La tecnología WBAN se basa en nodos sensores inalámbricos conectados al cuerpo del paciente que capturan datos vitales, señales y enviarlas para el análisis de un equipo médico ubicado de forma remota o local. Se propone el diseño general de la plataforma y las partes principales se implementan para mostrar sus características, y sus actuaciones. Los nodos sensores de la temperatura, los latidos del corazón y la humedad están diseñados para tener mejores rendimientos para la WBAN, y se implementan en la práctica. La evolución de la plataforma a gran escala se obtuvo mediante la utilización de la radio nórdica en el modo ShockBurst mejorado que permite una fácil expansión en una configuración de árbol. La operación de la radio en pares permite, también, la transmisión de datos de hasta seis nodos de sensores, simultáneamente, utilizando el esquema de acceso CSMA / CA (Acceso múltiple de detección de portadora con prevención de colisión). Todas las partes desarrolladas se prueban y se miden los consumos de energía. Las pruebas generales sobre el prototipo desarrollado indican que la plataforma está funcionando satisfactoriamente.

Ávila, Martínez, Barcenaz, & Rangel, (2018) realizaron un trabajo sobre circuito del emulador electrónico al movimiento muscular en respuesta a un estímulo, publicada en la revista IEEE Latin America Transactions, este estudio se realizó en la Universidad Autónoma de San Luis Potosí, este artículo presenta un circuito electrónico que emula el funcionamiento del movimiento muscular. En realidad, es posible simular cada electricidad señal del cuerpo humano usando componentes electrónicos. Los nervios del sistema es un complejo colección de nervios y células especializadas que transmitir

señales entre diferentes partes del cuerpo, En este sentido, son Esencial para el cableado eléctrico del cuerpo. El emulador propuesto fue verificado con una simulación en ISIS Proteus software. Además, se construyó un circuito electrónico para estudiar las reacciones del cuerpo humano por la presencia de un estímulo. Los resultados experimentales muestran que el comportamiento del circuito propuesto es similar al movimiento muscular administrado por el sistema neuronal central en un cuerpo humano.

En este otro estudio tenemos a Moreno Ospina *et al.*, (2013) en su investigación en Grupo de Investigación LENTE, sobre el sistema de alertas de signos vitales y de ubicación a través de dispositivos Móviles, en la Universidad Distrital Francisco José De Caldas de Bogotá – Colombia, en su artículo se describen las características de un Sistema de alertas móvil de arritmia cardíaca, que permite realizar un monitoreo continuo de la frecuencia de un paciente que padece enfermedades isquémicas del corazón¹, registrando dicha información en una base de datos alojada en un servidor remoto y reportar cuando se presente una anomalía en el sistema cardiaco del paciente a través de un correo electrónico a los contactos autorizados y el médico de cabecera con un detalle de la anomalía presentada en su frecuencia cardiaca, posición GPS y mapa de la ubicación del paciente. Lo anterior se hace posible tomando ventaja de los dispositivos ya existentes que controlan ciertos signos vitales y combinarlos con la portabilidad y facilidad de manejo de los dispositivos móviles, presentando una aplicación que fusiona estas características y permita a las personas conocer información relevante del estado de salud del paciente a tiempo.

Quero *et al.*, (2005) investigaron sobre CardioSmart y Sistema Inteligente de Monitorización Cardiológica Empleando GPRS, el estudio se realizó en la Universidad de Sevilla - España y consistió en sistema de telecardiología inteligente realizado que consiste en un sistema inalámbrico centralizado donde el sistemas cardiológicos de monitorización remota han evolucionado durante los últimos años incrementando su autonomía, portabilidad y funcionalidad. Con la progresión de las generaciones tecnológicas de telefonía móvil y la aplicación de estas a los trabajos de investigación asociados a redes de monitorización, los servicios de telemedicina han experimentado un importante avance en sus prestaciones, concluyo el resultado de un trabajo de investigación multidisciplinario de medicina e ingeniería que ha desarrollado y validado de un sistema de monitorización cardiológica empleando GPRS. Este sistema consta de terminales portátiles de paciente (PAC) y un Centro Proveedor de Servicios Médicos y

Control Remoto (CPSM), con un Protocolo de Aplicación específico sobre GPRS utilizado en el canal de comunicación. El sistema realizado es el resultado de la integración de los nuevos sistemas de comunicación en telefonía móvil para conseguir un sistema de telecardiología, incorporando nuevos avances tecnológicos en otros campos de conocimiento, como son el reconocimiento de patrones mediante redes neuronales, compresión mediante wavelets y encriptación. El trabajo de investigación está expuesto en el artículo que es el resultado de la colaboración entre la empresa Cardiplus S.L. y la Universidad de Sevilla en el que se ha desarrollado por primera vez un sistema completo de monitorización cardiológica que incluye la publicación en la revista IEEE latin america transactions.

Gomez (2012) presentó su trabajo de investigación a sección de estudios de posgrado del Instituto Politécnico Nacional de México, sobre identificación de la frecuencia de los signos vitales, su objetivo fue elaborar un sistema optoelectrónico capaz de predecir en tiempo real la frecuencia cardiaca y la tasa de respiración del cuerpo humano. Esta tesis describe el diseño de un sistema detector de luz con aplicaciones potenciales en instrumentación médica. El sistema presentado es capaz de efectuar mediciones no es invasivas basadas en la reflexión luminosa para detectar los signos vitales. Para el cuerpo humano es de suma importancia mantener la estabilidad de sus signos vitales, pues de depender el buen funcionamiento de los múltiples sistemas por los cuales está formado. Los signos vitales del cuerpo humano son la frecuencia respiratoria, la frecuencia cardiaca, los signos vitales del cuerpo humano son la frecuencia respiratoria, la frecuencia cardiaca, la presión arterial, la temperatura corporal y la dilatación ocular. En este trabajo se estudiaron particularmente experimentos ópticos que determinan simultáneamente la frecuencia respiratoria y la frecuencia cardiaca y la frecuencia cardiaca de un paciente. elaboró un algoritmo computacional en algoritmo computacional que permite identificar distintas frecuencias que modulan una señal de luz láser. Se propone la utilización para enriquecer la sensibilidad de respuesta del sensor y también para disminuir su tiempo de respuesta. Identificación de la frecuencia de los signos mediante pulsos láser.

CAPÍTULO II

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

2.1. Identificación del Problema

Hoy en día tenemos la necesidad de monitorear constantemente a los deportistas para poder realizar el control y monitoreo a nivel virtual o desde otro lugar y también por el factor tiempo, frente a este problema se hace necesario buscar nuevas tecnologías para poder hacer el seguimiento del atleta y respectivo monitoreo y ahorrando tiempo.

Es por ello que algunos de los obstáculos de poder tener información de nuestros atletas en tiempo real y su condición de entrenamiento, se diseñó el prototipo del sistema de electrocardiograma para un deportista.

El entrenamiento personalizado que se realiza en la actualidad está limitado a que el entrenador este cerca del atleta y tener un número limitado de atletas en el mismo instante y mismo horario.

En nuestra localidad los estadios y pistas de entrenamiento son limitados, esto hace que pocos puedan hacer uso de los mismos, esto crea la necesidad de que los atletas usen las pistas o incluso puedan adecuar otro campo deportivo sin estar viajando a la ciudad o donde su entrenador para su entrenamiento sin el control y monitoreo del entrenador, haciendo de este deporte y el entrenamiento emperico por parte del usuario o atleta.

La solución a los limitados problemas de campos atléticos o a una enfermedad, fue diseñar un sistema de electrocardiograma de bajo coste, y que sea eficaz para registrar la actividad eléctrica del corazón, como también pueda informarnos sobre algunas enfermedades del corazón, la información que nos aporta es muy importante, desde el ritmo de nuestro

corazón y la frecuencia cardiaca hasta la estimación del tamaño de nuestras aurículas y ventrículos, entre otros datos.

Existen diversos aparatos en el mercado los cuales tienen la función de monitorear el ritmo cardiaco y sus tiempos de entrenamiento sin embargo tienen muchos inconvenientes como es el elevado costo, la mayoría son sistemas alámbricos y limitados para personas que estén en un ambiente, y pocos son los equipos inalámbricos que monitoreen a un deportista, solo las federaciones de alto rendimiento de otros países tienen el lujo de usar con cada uno de sus deportistas, pero para cada deportista debería ser obligatorio el uso y debe partir de uno mismo.

2.2. Enunciados del Problema

2.2.1. Interrogante del Problema General

¿Cómo se analizará y diseñará el sistema de monitoreo y control de la frecuencia cardiaca para un deportista?

2.2.2. Interrogante del Problemas Específicos

a) ¿Cuáles son los procedimientos para analizar los distintos dispositivos existentes para un diseño de monitoreo y control de la frecuencia cardiaca de un deportista?

b) ¿En qué medida es posible monitorear y controlar inalámbricamente y de manera virtual la frecuencia cardiaca de un deportista?

2.3. Justificación

La tecnología es una buena herramienta para enfocarla en lo deportivo, para resolver problemas que a simple vista son muy pequeños pero que tienen mucho por descubrir, la implementación de aparatos electrónicos inalámbricos brinda una facilidad para un entrenador o para un deportista.

En la actualidad en nuestro país no se tiene un conocimiento a fondo de todas las ventajas, beneficios y aplicaciones de las comunicaciones inalámbricas para la implementación en el deporte. Aunado a esto la falta de capacitación hacia la tecnología ESP32 hacen que se sigan utilizando aparatos alámbricos que complican y no se pueda usar al caminar o correr, entonces los cuales son de gran importancia para la sociedad actual. Por esta razón, el presente trabajo establece los requerimientos de hardware y para poder realizar el

monitoreo de ritmo cardíaco y software para realizar una comunicación inalámbrica mediante ESP32 y poderlo implementar en una plataforma de Android de bajo consumo.

El propósito principal de este trabajo de investigación fue diseñar un dispositivo como herramienta con la cual se pueda monitorear de manera remota al deportista, conociendo datos de tiempos de entrenamiento y ritmo cardíaco en el momento del entrenamiento.

Tanto los atletas profesionales como los amateurs, han confiado durante décadas en la información provista por su monitor o entrenador como el ritmo cardíaco y así construimos nuestro sistema de electrocardiograma:

1. Un monitor de computadora para monitorear el ritmo cardíaco es como una cuenta vueltas, dando una medición de la intensidad del ejercicio.
2. Entrenar a su propio ritmo adecuado es posible con un sistema inalámbrico de electrocardiograma.
3. La medición directa del ritmo cardíaco durante el ejercicio es la manera más precisa de graduar la intensidad del ejercicio.
4. Maximiza los beneficios del ejercicio en un limitado período de tiempo.

Si se realizan ejercicios como caminatas o rutinas en bicicleta, debe hacerse de una manera que no ponga en riesgo la salud, por eso, es importante que tener en cuenta cuánto aumenta el ritmo cardíaco, para evitar problemas con el corazón.

El ritmo cardíaco indica la actividad del corazón, cuyo principal trabajo es bombear la sangre oxigenada que se distribuye por todo el cuerpo. En reposo, habitualmente el corazón late entre 60 y 100 veces (bombeos) por minuto, y al entrar en movimiento se acelera porque la sangre demanda más oxígeno al corazón.

2.4. Objetivos

2.4.1. Objetivo general

Proponer el análisis y diseño de un sistema de monitoreo y control de la frecuencia cardíaca de un deportista

2.4.2. Objetivos Específicos

- a) Analizar e identificar los distintos dispositivos existentes para la realización del diseño de monitoreo y control de la frecuencia cardiaca de un deportista.
- b) Demostrar el monitoreo y control de la frecuencia cardiaca de un deportista usando tecnologías virtuales y emergentes.

2.5. Hipótesis

2.5.1. Hipótesis General

Los dispositivos seleccionados después del análisis para el diseño de monitoreo y control de la frecuencia cardiaca, son adecuados para proponer la elaboración de un prototipo de sistema del sensor de electrocardiograma inalámbrico.

2.5.2. Hipótesis Específicos

- a) Los procedimientos para análisis de los dispositivos existentes fueron las tecnologías emergentes como el ESP32, software y el hardware gratuito y actualizados para diseñar el sensor de electrocardiograma inalámbrico de monitoreo y control de la frecuencia cardiaca de un deportista esto es posible.
- b) La medida en que es posible monitorear y controlar la frecuencia cardiaca con el sensor de electrocardiograma inalámbrico es observable mediante una PC o un celular.

CAPÍTULO III

MATERIALES Y MÉTODOS

3.1. Lugar de estudio

La Presente Investigación se realizó en la Universidad Nacional del Altiplano de Puno, región que está ubicada al sureste del territorio peruano. El 70% del territorio está situado en la meseta del Collao y el 30% ocupa la región amazónica. La capital del departamento es la ciudad de Puno, a orillas del mítico Lago Titikaka, el lago navegable más alto del mundo, a 3,827 m.s.n.m. Es el centro de conjunción de dos grandes culturas: quechua y aimara. Sus principales ciudades son: Puno, Juliaca, Juli, Azángaro, Lampa y Ayaviri.

3.2. Población

En las investigaciones propositivas no solo se trabaja con la población si no también con fuentes teóricas, por lo tanto, se debe considerar el objeto de investigación que en este caso viene a ser la teoría de cada dispositivo. Se refiere a la totalidad de las unidades comprendidas en la investigación, en la cual se encuentren contenidos los sujetos u objetos que son motivos de estudiar, en esta investigación no tenemos población (sujeto) de estudio (Hernández, *et al.* 2014).

Por lo tanto, la unidad u objetos de materiales de estudio es la elaboración de un prototipo (objeto) que pueda monitorear y controlar la frecuencia cardiaca de un deportista.

3.3. Muestra

La muestra está definida como la unidad de análisis que es un subconjunto de elementos que pertenecen a ese conjunto definido en sus características de ese objeto.

Por lo tanto, nuestro objeto de material de estudio es analizar y diseñar para luego elaborar un prototipo de sistema de sensor de electrocardiograma inalámbrico, y a partir de las posibles características y las teorías de la unidad de análisis serian: Sensor SEN-11574, microcontroladores, ESP32, Bluetooth, sistema operativo Android, Thinger.io, App inventor y la laptop.

3.4. Método de investigación

Corresponde a una investigación propositiva porque busca alternativas de solución frente a determinados problemas de la realidad, esta investigación se caracteriza porque se investiga primero una determinada realidad problemática, para proponer un modelo de solución (Hernández, *et al.* 2014).

3.4.1. Tipo de investigación

Según el propósito de la investigación es aplicado; y, según la estrategia de investigación, es una investigación de tipo no experimental.

3.4.2. Diseño de investigación

El diseño de investigación que se asume corresponde al modelo de la investigación propositiva y se expresa en el siguiente esquema:

$(S+T) \rightarrow H$

Donde:

S: alternativa de solución que se propone

T: teoría en la que basa la propuesta de solución

H: hecho que se investiga y se quiere resolver con la propuesta

3.5. Técnicas e instrumentos de la investigación

Tabla 5

Técnicas e instrumentos

Objetivo General	Técnica	Instrumentos
Analizar, diseñar un sistema de monitoreo y control de la frecuencia cardiaca de un deportista	Sistema de monitoreo de parámetros de la frecuencia cardiaca de un deportista.	Hardware y software libre, entorno de desarrollo integrado de Arduino, esp32 de dos núcleos para la comunicación remota para el computador y otros dispositivos.
Objetivos Específicos	Observación	Recolección de datos
Analizar los distintos dispositivos existentes para la realización del diseño de monitoreo y de control de la frecuencia cardiaca de un deportista	Se aplicó un protocolo de observación directa no participante. Se observaron y analizaron los diversos dispositivos para realización del monitoreo de frecuencia cardiaca de un deportista	La obtención de datos se realizó de forma directa a través del Hardware Arduino enviado a computadores cuando el prototipo de monitoreo de frecuencia cardiaca esté en funcionamiento, usando distintos aplicativos para el monitoreo.
Monitorear y controlar la frecuencia cardiaca de un deportista virtualmente usando tecnologías emergentes.	Monitoreo de los parámetros de frecuencia cardiaca en tiempo real a través de internet usando tecnologías emergentes y de bajo costo.	La obtención de datos se realizó de forma directa a través del Hardware ESP32 enviado por Wi-Fi a internet, lo cual enviara a las computadoras dentro de la cobertura de una red 3g o con disposición a internet.

3.6. Técnicas a través de las cuales se obtuvieron la información

3.6.1. Observación directa

Se aplicó un protocolo de observación directa, Se observaron y analizaron los distintos componentes electrónicos para la realización de monitoreo y control de frecuencia cardiaca de un deportista.

La observación aplicada, se realizó usando el monitoreo de la frecuencia cardiaca y su posterior control del deportista.

3.6.2. Obtención de Datos

La obtención de datos se realizó de forma directa a través del Hardware ESP32 y del software IDE Arduino enviado a través de una red wifi es este a su vez a las computadoras.

La obtención de datos se realizó de forma directa a través del Monitoreo de Hardware por medio de internet enviado por el dispositivo ESP32 dentro de la cobertura de un Acces Point ubicado cerca del atleta, cuando el prototipo para medición de parámetros de la frecuencia cardiaca.

3.7. Variables

Las variables son seleccionados en correspondencia con el problema de Investigación y los objetivos:

3.7.1. Variables fáctica y temática

Análisis y diseño del sistema de Monitoreo de frecuencia cardiaca de un deportista

3.7.2. Variables propositivas

Elaboración de un prototipo (de sensor de electrocardiograma inalámbrico) para monitoreo y control de la frecuencia cardiaca de un deportista con tecnología emergente.

CAPÍTULO IV

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

4.1. Resultados

4.1.1. Análisis de los distintos dispositivos en hardware

Analizamos los distintos dispositivos en hardware y software, también a los diferentes tipos de microcontroladores, esto por las diferentes propiedades y características que puede ofrecer un microcontrolador, entonces se eligió el ESP32, este microcontrolador tiene un bajo costo (menos de **US \$ 3.93**), capacidades de comunicación inalámbrica como wifi, Bluetooth y BLE, Además tiene un CPU de dos núcleos de hasta 240Mhz que se pueden controlar independientemente. También integra internamente una gran cantidad de periféricos incluyendo: sensores táctiles capacitivos, sensor de efecto Hall, amplificadores de bajo ruido, interfaz para tarjeta SD, Ethernet, SPI de alta velocidad, UART, I2S e I2C, por todas esas características que lleva este dispositivo electrónico se tomó la decisión de elegir para cumplir con el objetivo de monitoreo y control de ritmo cardiaco de un deportista.

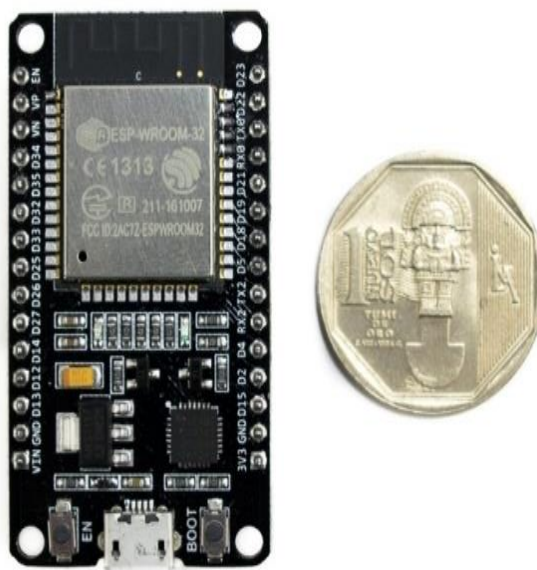


Figura 15. Esp32 escogido para el desarrollo de la presente investigación
Fuente: (Dash, 2002).

4.1.2. Elección de un dispositivo

Se escogió este dispositivo emergente debido al punto fuerte de esta plataforma que en su gran mayoría la comunidad de programadores y conectividad con sus distintos sensores pueden conectar fácilmente al internet, y tiene un buen soporte y se desarrolla constantemente en las nuevas herramientas tecnológicas para su uso y aplicaciones en la vida cotidiana.

Para su ejecución de desarrollo en programaciones cuenta con gran variedad de software, lenguajes de programación, frameworks, librerías, códigos, y otros recursos. Los más comunes a elegir son: Esp-idf (Espressif IoT Development Framework) desarrollado por el fabricante del chip, **Arduino** (en lenguaje C++), Simba Embedded Programming Platform (en lenguaje Python), RTOS's (como Zephyr Project, Mongoose OS, NuttX RTOS), MicroPython, LUA, Javascript (Espruino, Duktape, Mongoose JS), Basic. De todos ellos se escoge el software **IDE (Entorno de Desarrollo Integrado) Arduino** por su entorno de programación estable y de uso sencillo.

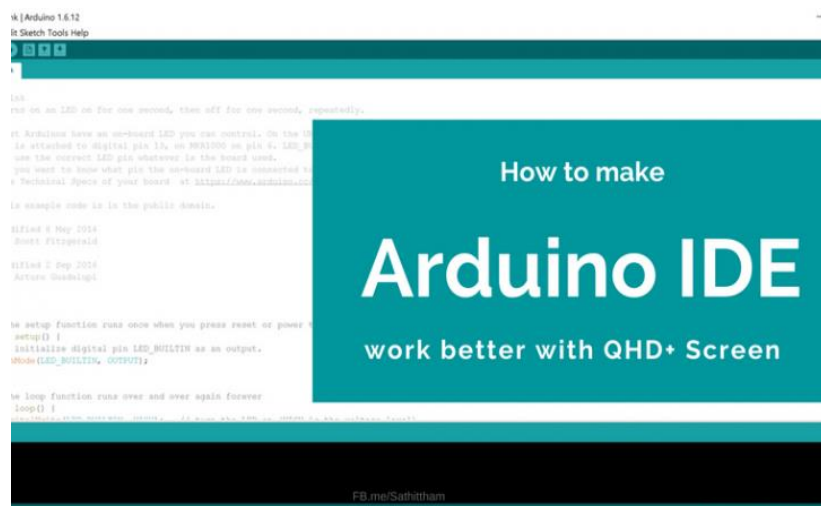


Figura 16. IDE (Entorno de desarrollo integrado) Arduino.
Fuente: Arduino.

4.1.3. Sensor SEN-11574

Una vez escogido hardware ESP32 y su entorno de programación IDE Arduino a continuación se escoge un sensor que cumple las condiciones mínimas para poder llevar a cabo el monitoreo y control de ritmo cardiaco de un deportista, que el atleta se podría encontrar en reposo o realizando ejercicio, en ambos casos el sensor debe ser capaz monitorear y controlar en pleno movimiento o actividad que realiza, el sensor más sencillo, económico y estable que disponemos en el mercado es Sensor SEN-11574 y su costo es de (aproximadamente **US \$2.41**).



Figura 17. Sensor de ritmo cardiaco.
Fuente : (Dash, 2002).

Una vez analizado y seleccionado los dispositivos de hardware ESP32 y SEN-11574 y para la programación software IDE Arduino, se inicia el proceso de Diseño del dispositivo para monitoreo y control de la frecuencia cardiaca de un deportista, primeramente las conexiones eléctricas tanto del sensor y la alimentación de la

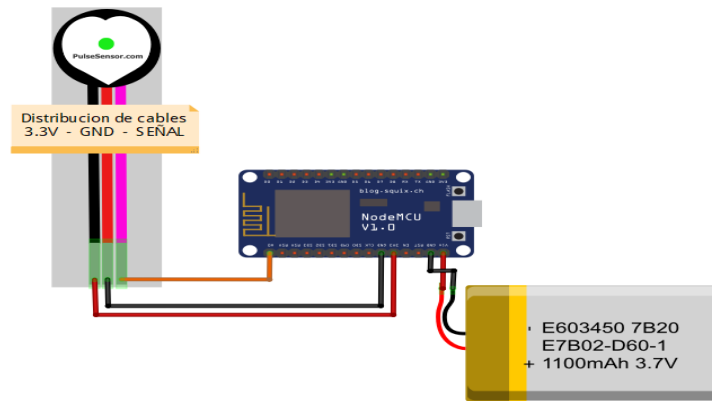


Figura 20. Conexión electrónica pictográfica

4.1.4. Diseño de circuito

El Diseño del circuito esquemático se representa de la siguiente manera mostrando el microcontrolador ESP32 y el sensor SEN-11574 y la batería de 3.7voltios de material de Litio.

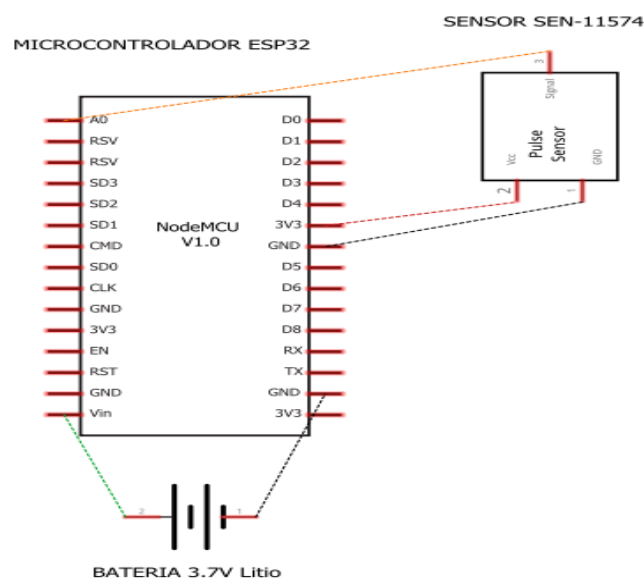


Figura 21. Conexión electrónica esquemática

En seguida diseñamos el prototipo de placa para el acabado y puesta a pruebas, y hacer funcionar de manera correcta en el monitoreo y control de la frecuencia cardiaca, además debe tener un buen acabado para que el deportista pueda usarlo sin tener ningún percance.

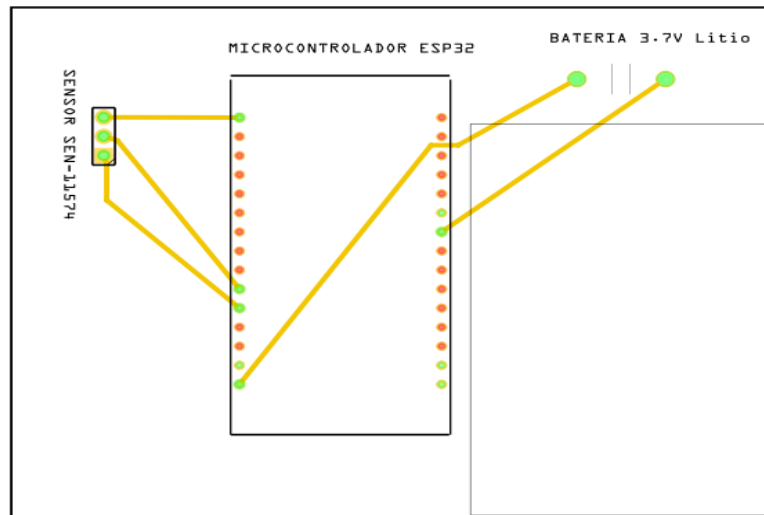


Figura 22. Conexión electrónica PCB para impresión.

Para diseñar la unión del microcontrolador, del sensor y de su batería, se usó el programa fritzing.0.9.3b.64.pc, cuya aplicación es muy apropiada para el diseño de circuitos electrónicos y este software es de uso libre.

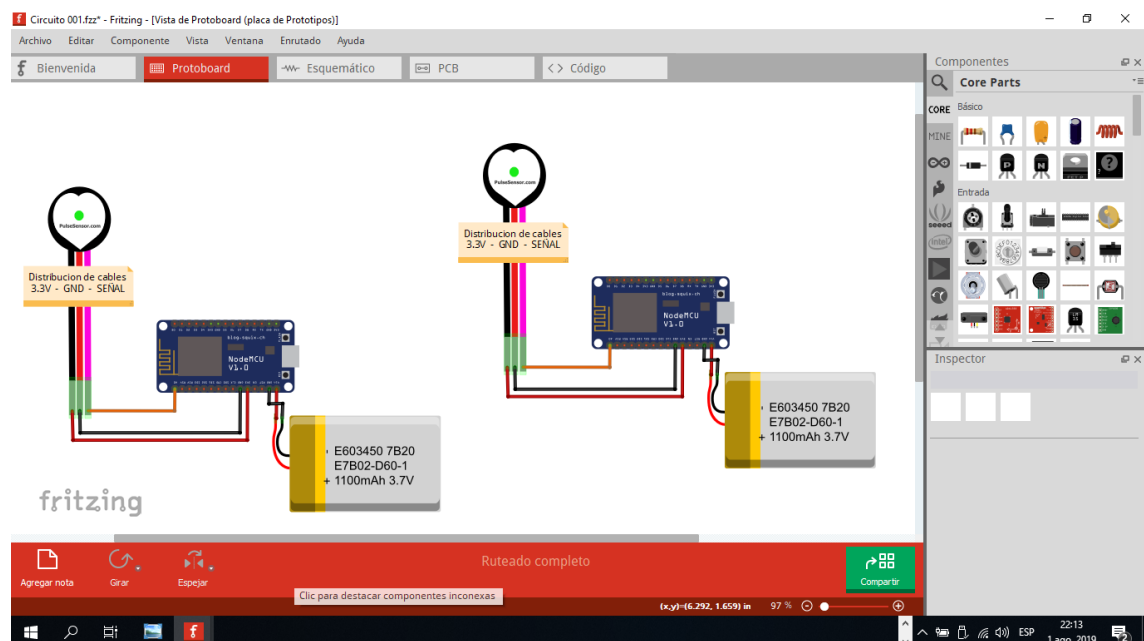


Figura 23. Uso del programa fritzing.0.9.3b.64.pc.

4.1.5. Programación del microcontrolador

Una vez acabado el Diseño del monitor de pulso cardiaco que es el Hardware, se procedió a la programación (Software) del microcontrolador ESP32, para que reconozca al sensor SEN-11574 y recibir señales eléctricas para su posterior

procesamiento digital y esta señal debe ser visto en la computadora y trabajará con el software IDE Arduino..

```
int pulso=0;           //se define un nombre pulso, se le asigna un valor igual a cero
void setup() {        //configuración inicial del Arduino
  Serial.begin(9600); // se define el puerto serial a una velocidad de lectura 9600 baudios
  pinMode(A1,INPUT); // se define puerto en modo de entrada analógica A1
}
void loop() {         // repite infinitamente
  pulso=analogRead(A1); // valor de pulso = (valor del sensor) en el puerto A1
  if (pulso>=513)      // condicional SI pulso mayor igual 513
    Serial.println(pulso); // se le asigna el valor pulso(valor del sensor) al puerto serial para
                          // su visualización en la computadora por el puerto serial
}
```

Figura 24. Código de programación en IDE Arduino para el sensor SEN-11574.

4.1.6. Forma gráfica de los algoritmos de programación

Para una mejor comprensión se procede a realizar el diagrama de flujo, con el cual se dará la forma gráfica de algoritmos de programación, lo ejecutará lógicamente en este diagrama que agrupa los objetos necesarios para la construcción de la programación del microcontrolador, con la lectura del sensor SEN-11574 y su puerto de entrada analógica A1 y luego sea leída con la condición que este valor (pulso) sea mayor igual a 513 para su mejor resolución en la gráfica (las lecturas se hacen en milisegundos y este valor es llevado por el microcontrolador a través del puerto serial hacia la computadora).

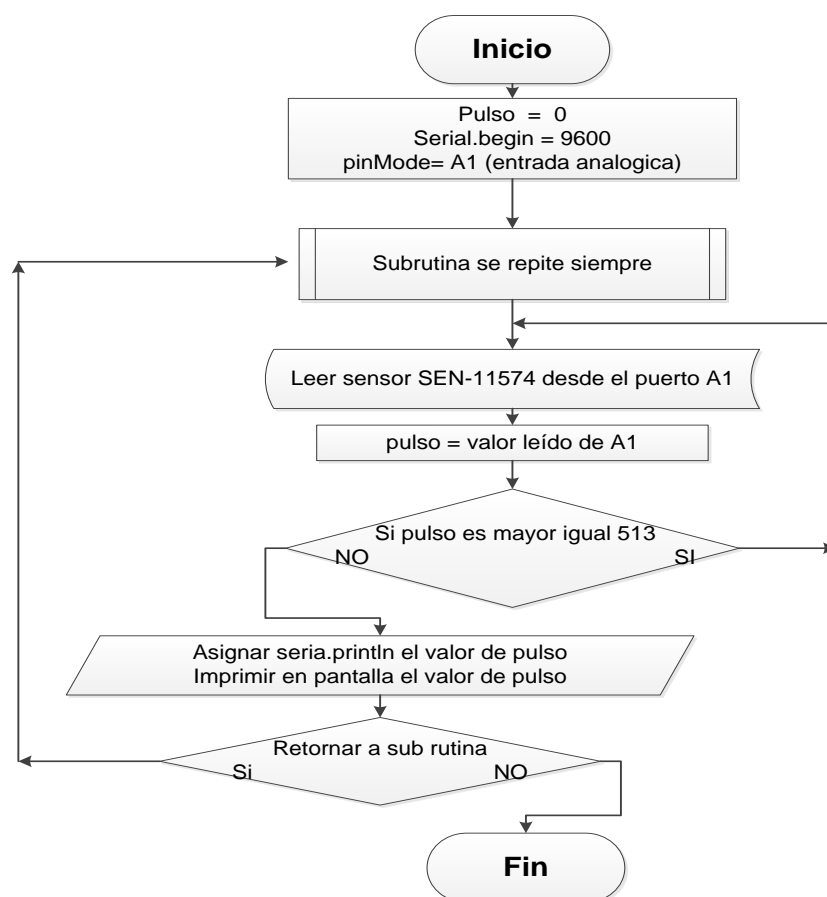


Figura 25. Diagrama de flujo de programación en IDE Arduino para el sensor SEN-11574.

4.1.7. El servidor libre thinger.io

Una vez cumplido con el diseño de la programación del sensor SEN-11574 y este ya muestra en la computadora. El objetivo ahora es de aprovechar estos datos que se captan por el sensor y poder transmitir a través de internet usando el mismo microcontrolador ESP32 ya que este posee el módulo de WIFI , y mediante la forma virtual podemos monitorear y controlar la frecuencia cardiaca de un deportista.

Seguidamente, con el entorno de desarrollo de Arduino programaremos el microcontrolador del ESP32 y su habilitación de la tarjeta inalámbrica WiFi para su conexión a internet, para esto usamos el servidor libre thinger.io para poder hacer el monitoreo y control de la frecuencia cardiaca de un deportista en forma virtual.

Una vez definido el servidor de thinger.io, creamos una cuenta en el servicio de Internet de las cosas (IoT) entonces ingresamos a la siguiente página <https://thinger.io/>

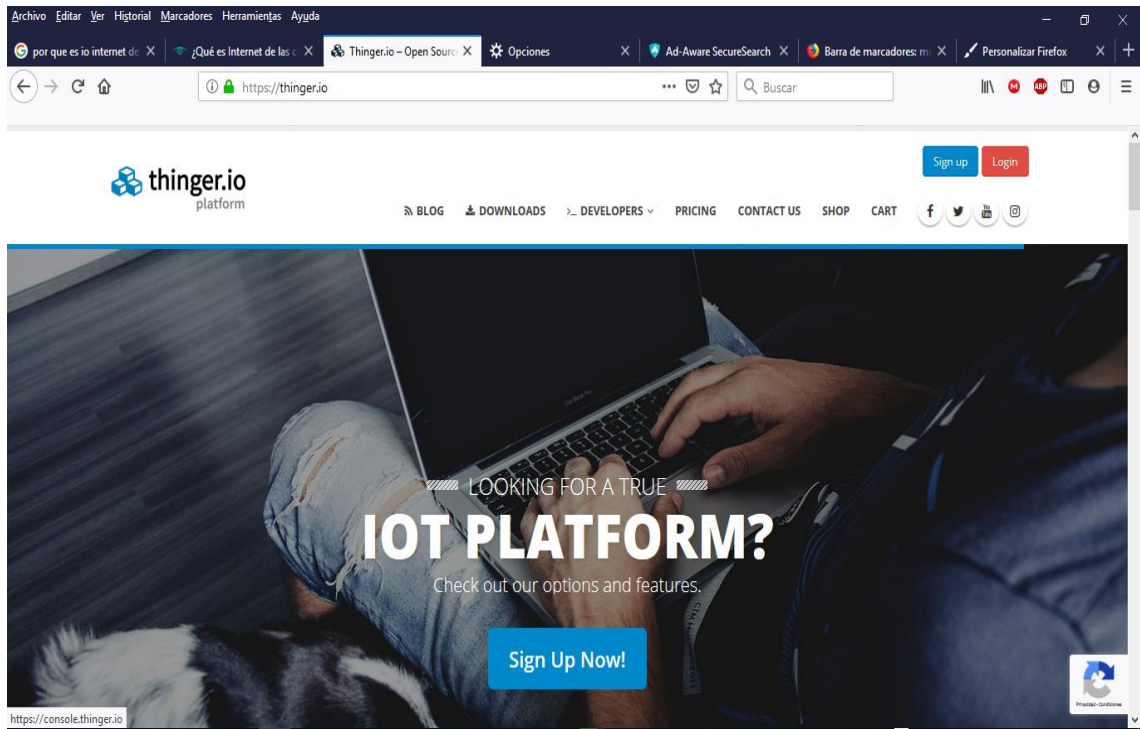


Figura 26. Pagina principal de <https://thinger.io/>

Inmediatamente ingresamos a sign up now (crear cuenta), para la creación es necesario tener una cuenta en Gmail.com, en usuario en este caso ponemos MARY LUZ e ingresamos la contraseña ***** hacemos click en siguiente.

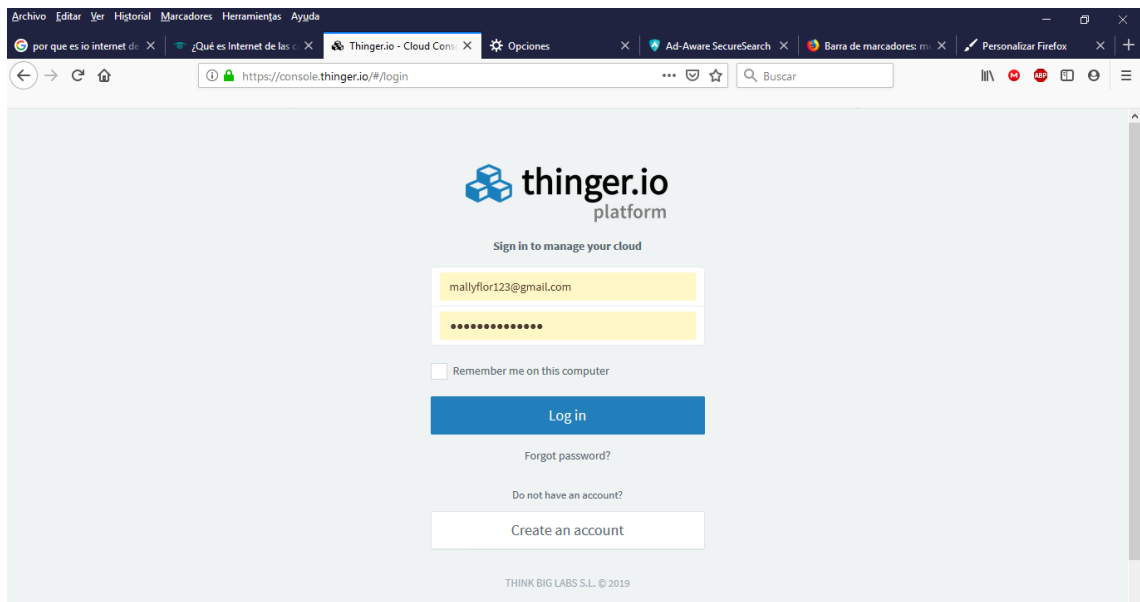


Figura 27. Ingresando usuario y contraseña.

Una vez que creado la cuenta y usuario nos muestra la siguiente figura 28 donde se puede apreciar en la parte izquierda los sub menus y estadísticas de uso de nuestro dispositivo a configurar.

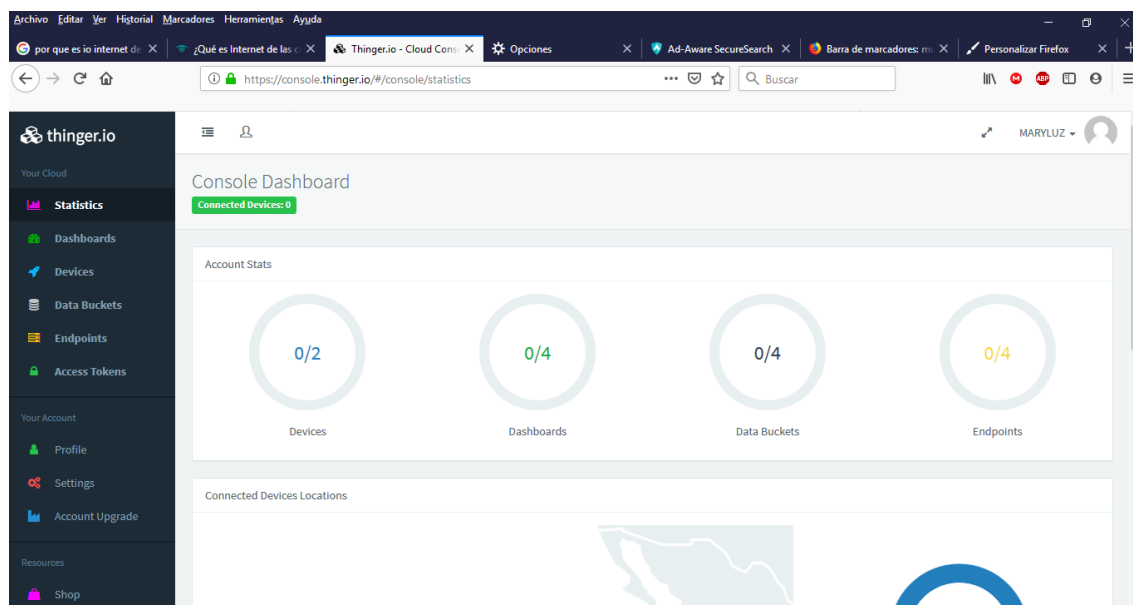


Figura 28. Dentro de thinger.io internet de las cosas.

Una vez determinado el correo y usuario, procedemos a configurar nuestro dispositivo ESP32 para poder conectar al servidor de thinger.io y se pueda enlazar a internet.

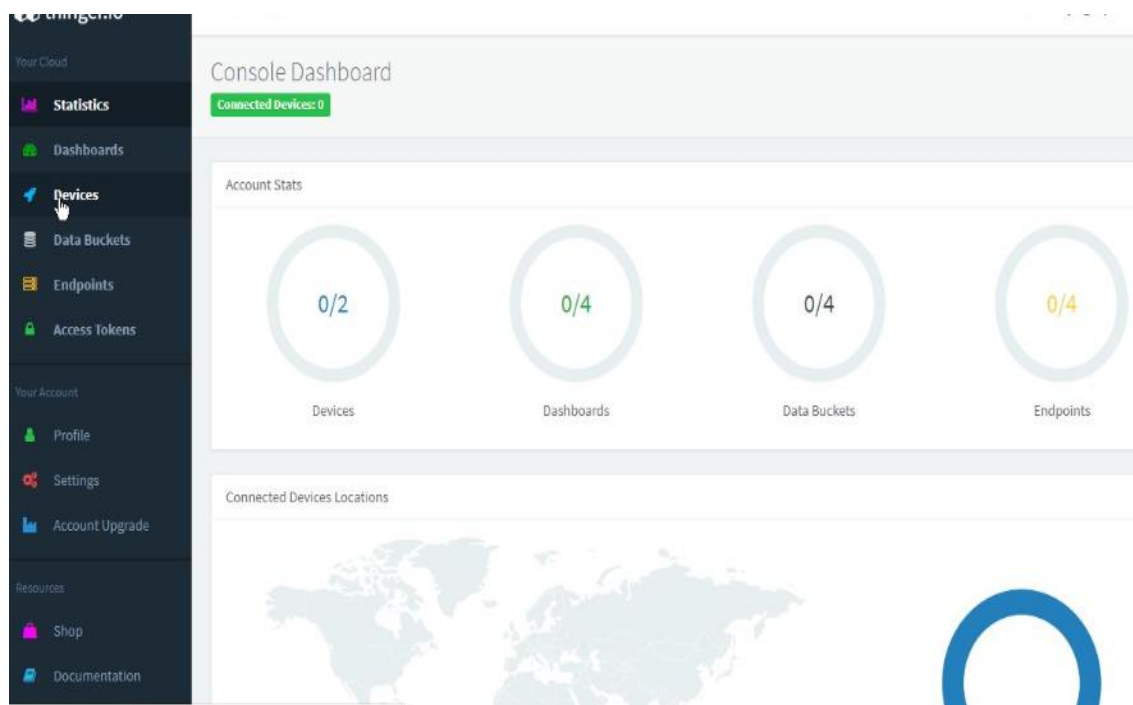


Figura 29. Configuración de dispositivo ESP32 a thinger.io.

Se hace click en Diveces o dispositivos y aparece en la parte derecha una nueva ventana donde se agrega el dispositivo en “+ Add Device”.

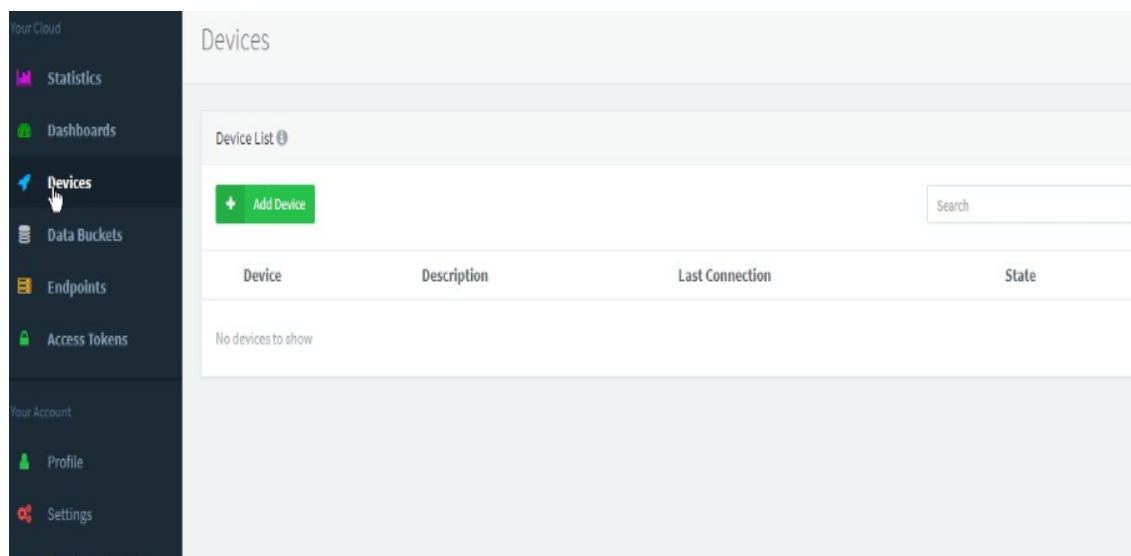


Figura 30. Agregando un nuevo dispositivo en “+ Add Device”.

Una vez dentro aparece un nuevo menú el cual llenamos cuidadosamente para que enlace con nuestro dispositivo.

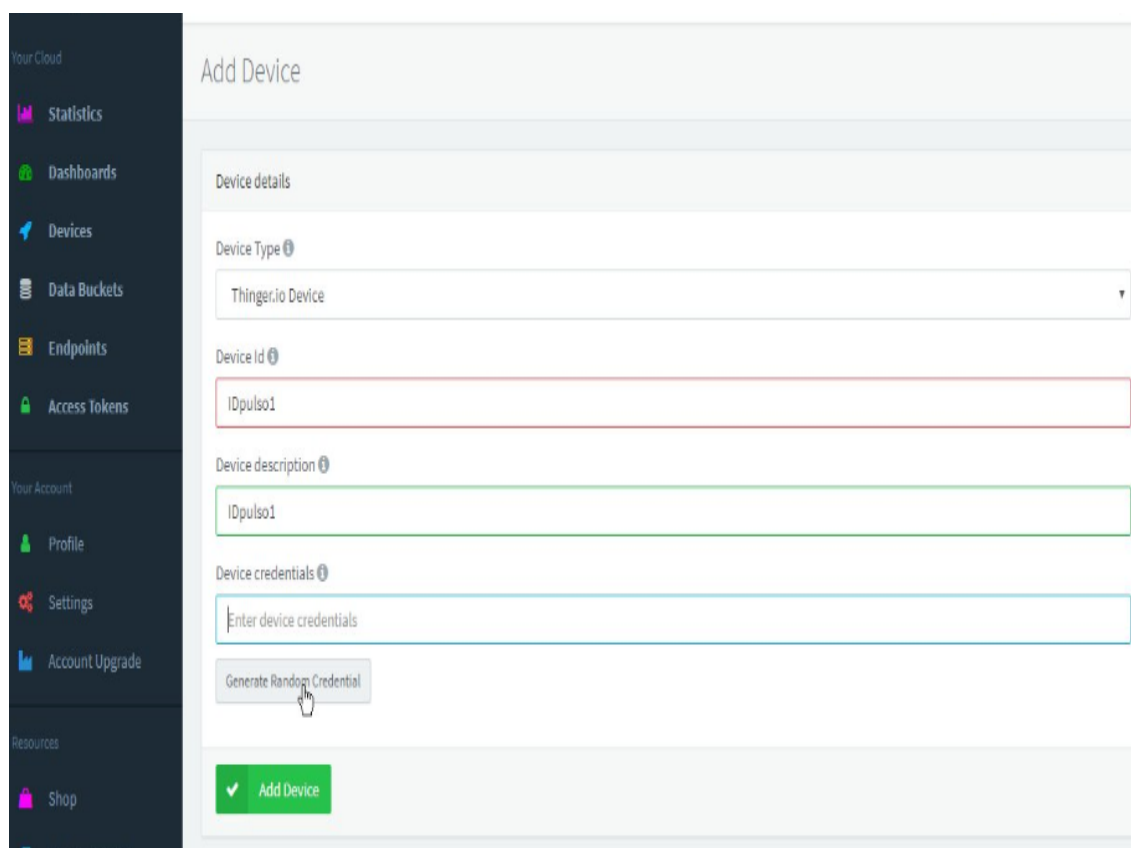


Figura 31. Definiendo nombre a nuestro dispositivo.

Normalmente los nombres de los dispositivos comienzan con el termino ID (Identificación de Dispositivo).

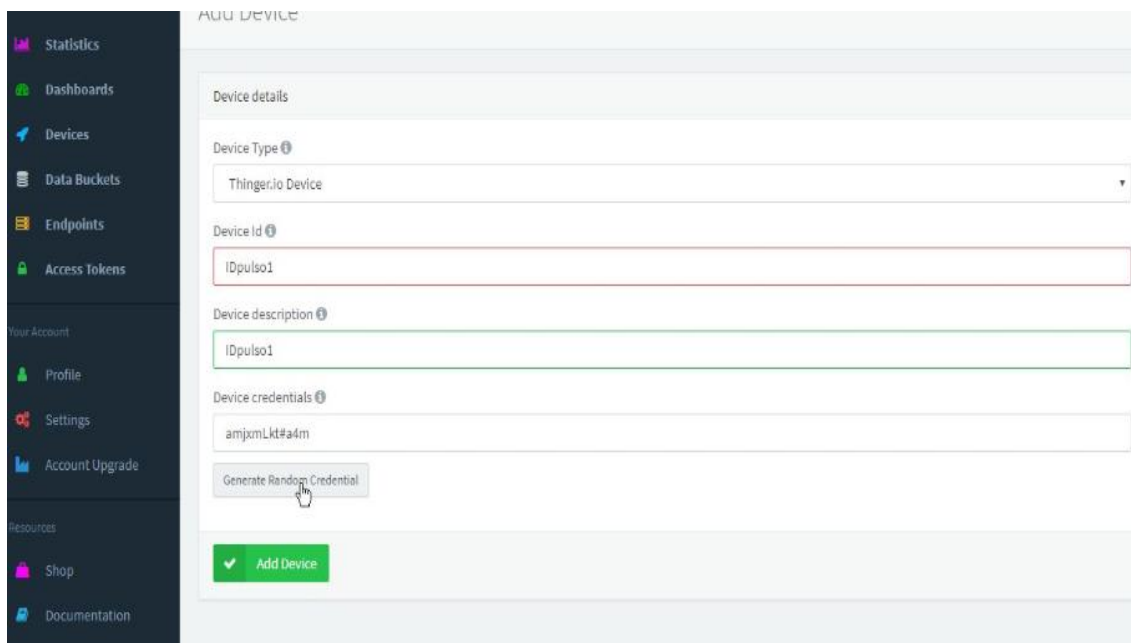


Figura 32. Se define IDpulso para poner conectar el dispositivo.

Una vez precisado el nombre del dispositivo se genera un código el cual tendremos que definir en nuestro ESP32.

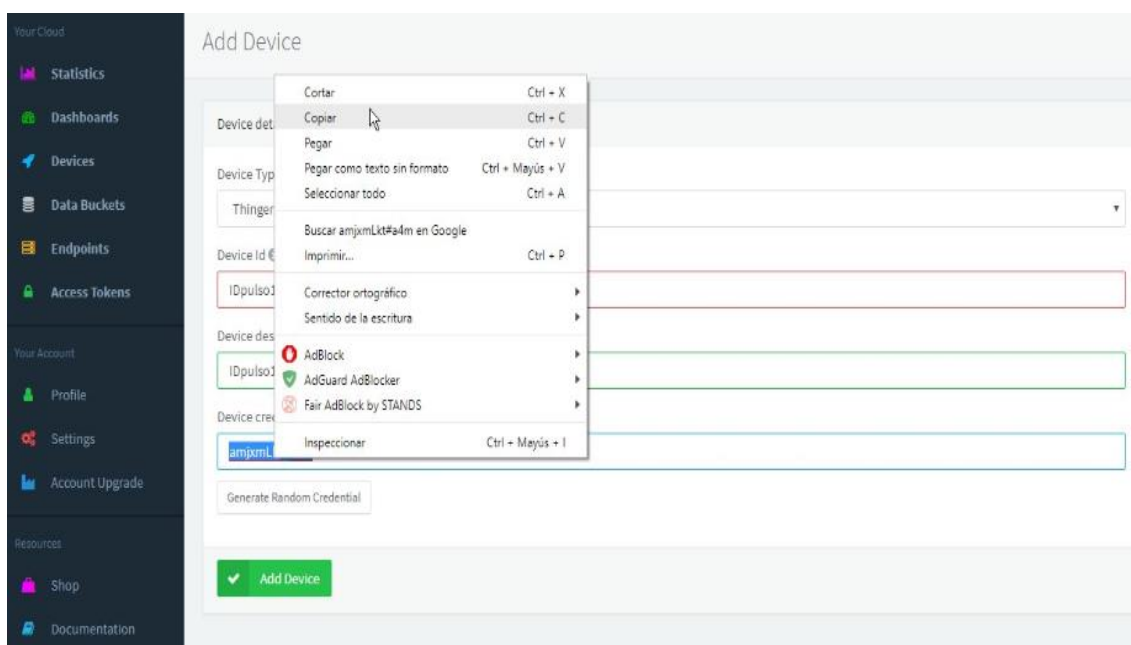


Figura 33. Código para copiar y definir en el ESP32.

4.1.8. Programara en la consola de IDE Arduino

Ahora en la configuración de ESP32 se programa en la consola de IDE Arduino para ellos se introduce los siguientes comandos o sentencias que ejecutara el dispositivo ESP32.

```
#include <ESP8266WiFi.h>           //se agrega la librería ESP32/8266 con
característica de Wifi
#define USERNAME "MARYLUZ"        //se define usuario "MARYLUZ"
#define DEVICE_ID "Pulso"         //se define el valor pulso para que sea
transmitido
#define DEVICE_CREDENTIAL "uus9HrD0Ejam" // se da la credencial de la
página
#define SSID "Mallyflor"          //se define el access point (punto de
acceso)"Mallyflor"
#define SSID_PASSWORD "1234567890" //se define la contraseña del access
point

void setup() {                    //configuración inicial del Arduino
  thing.add_wifi(SSID, SSID_PASSWORD); // 1ro busca la red wifi y luego ingresa
la contraseña
```

Figura 34. Programación del ESP32 para el acceso a internet.

4.1.9. Diagrama de flujo de programación del ESP32 en IDE Arduino

Seguidamente se realiza el Diagrama de flujo de programación del ESP32 en IDE Arduino para la comunicación a internet y envió de datos.

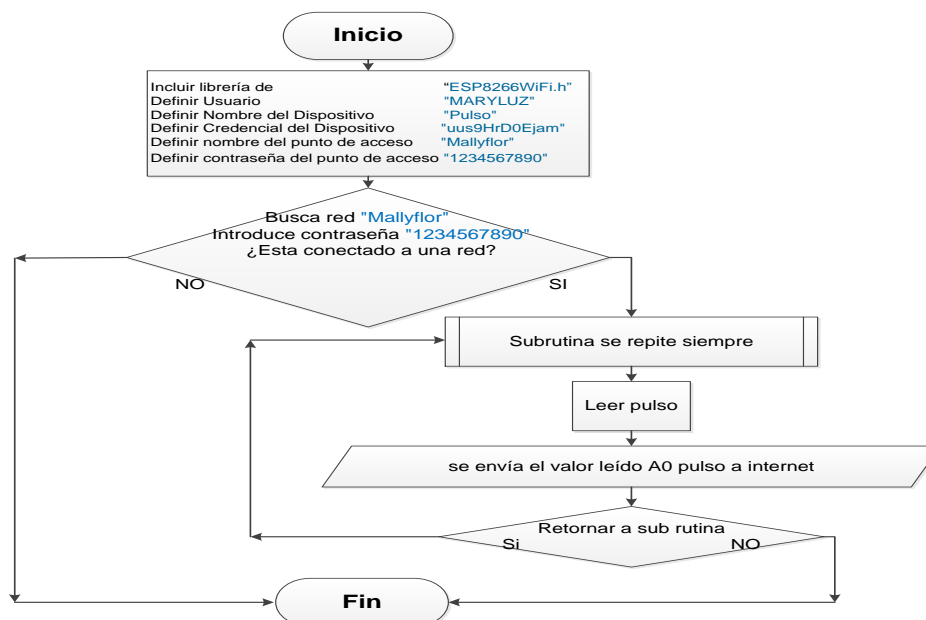


Figura 35. Diagrama de flujo de programación ESP32 para el envió de datos a internet.

4.1.10. Las instrucciones para conectar a la red de access point

Procedemos a grabar en el dispositivo ESP32 las instrucciones y se procede a encender y debe conectar a la red de access point (punto de acceso).

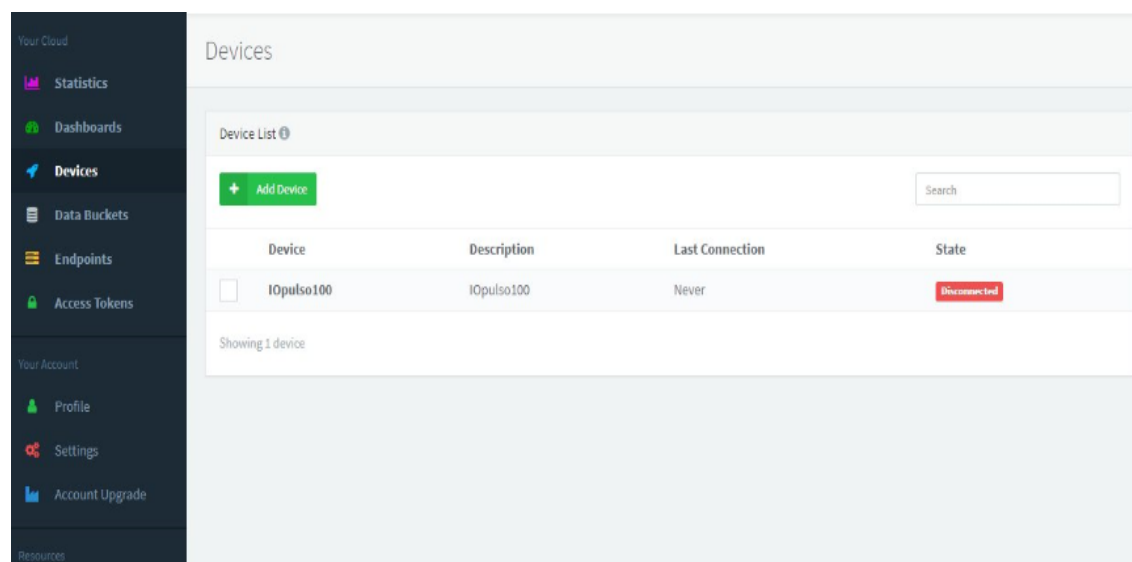


Figura 36. Búsqueda del dispositivo en el servidor.

Ya funcionando el dispositivo este se conectará al access point (punto de acceso) y este buscará el servidor thinger.io con el nombre que se le asigno como se muestra en la figura 37.

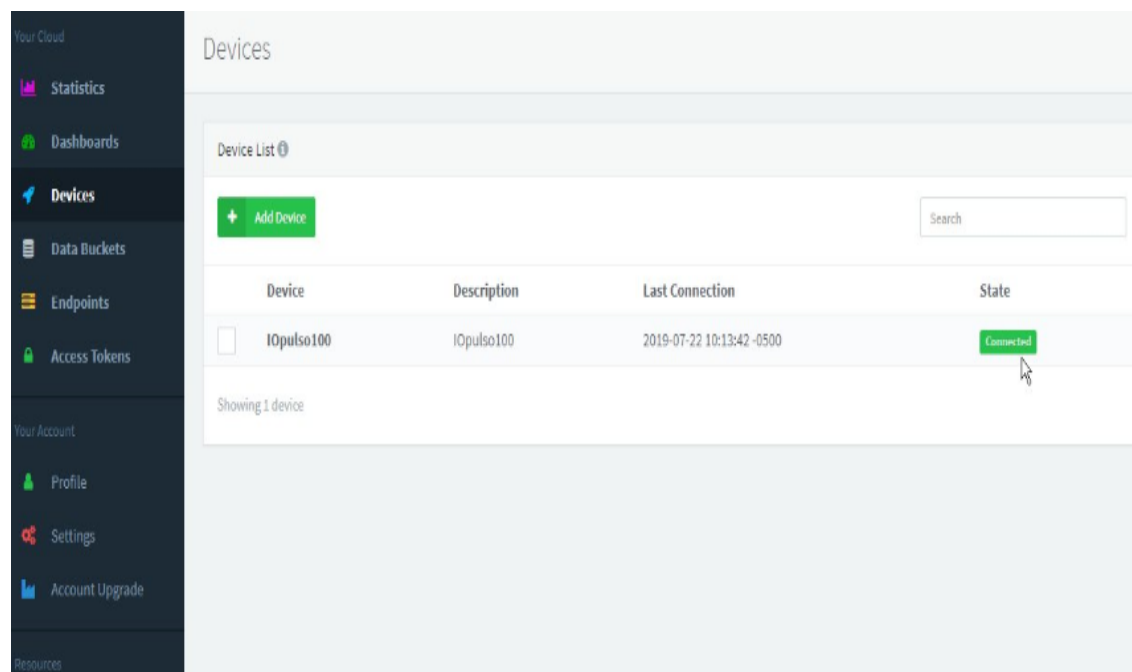


Figura 37. Conexión del dispositivo al servidor thinger.io.

Conectado el dispositivo ESP32 hacemos click en IOpulso100 se realiza las configuraciones de comunicación entre el servidor thinger.io y el dispositivo.

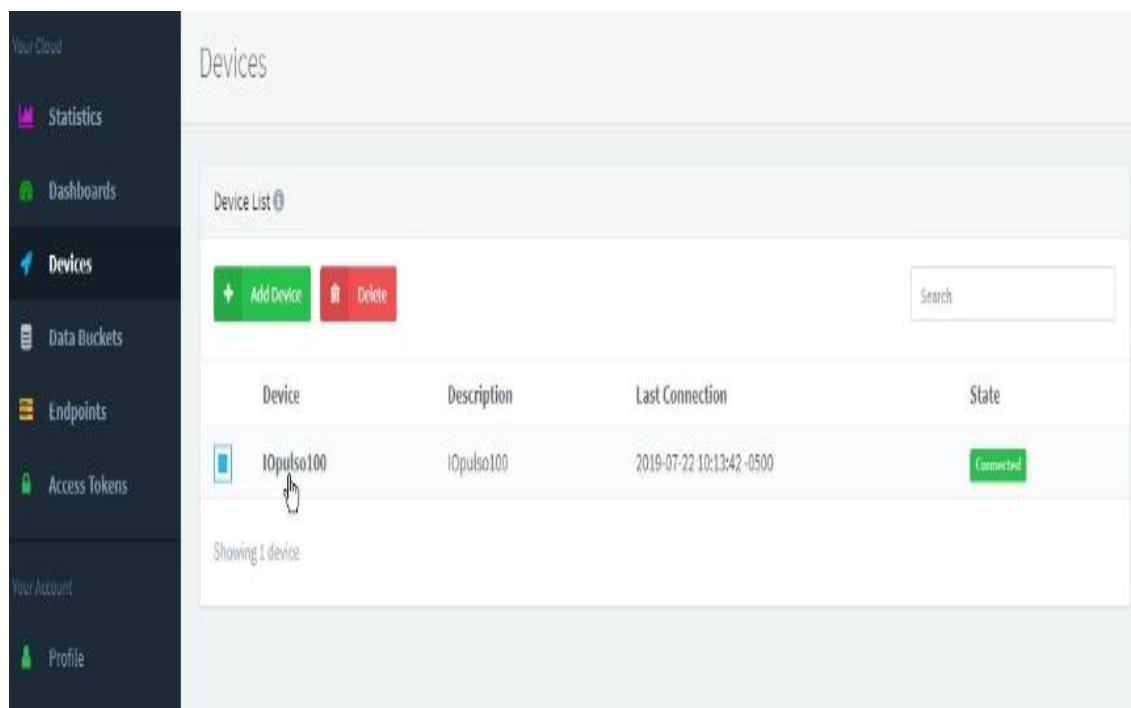


Figura 38. Configuración de comunicación entre el dispositivo y thinger.io.

Y se muestra en la figura 39 la conexión y la tasa de transferencia de 8bits/seg y que el dispositivo esta en línea “ONLINE” y que ya se trasmito 49 bytes de datos



Figura 39. Conexión entre de datos entre thinger.io y el ESP32.

Conectado el dispositivo se configura para la conexión a través de un dispositivo móvil usando la siguiente configuración de la figura 40.

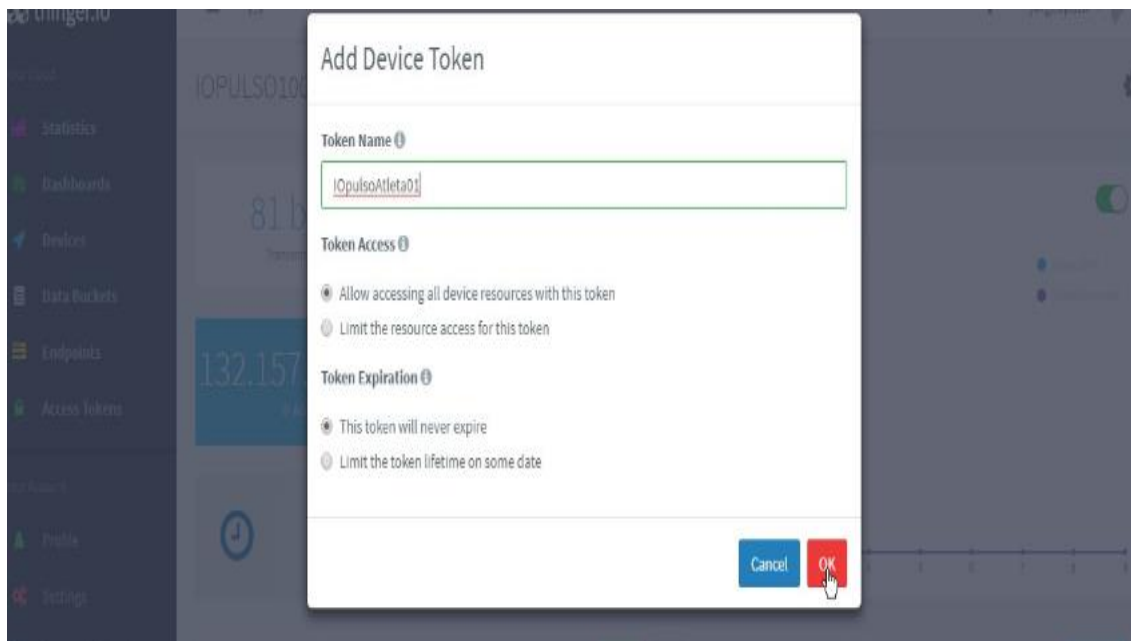


Figura 40. Configuración de un dispositivo móvil.

4.1.11. Funcionamiento en dispositivo móvil o celular

Se introduce los valores de recepción para el dispositivo móvil.

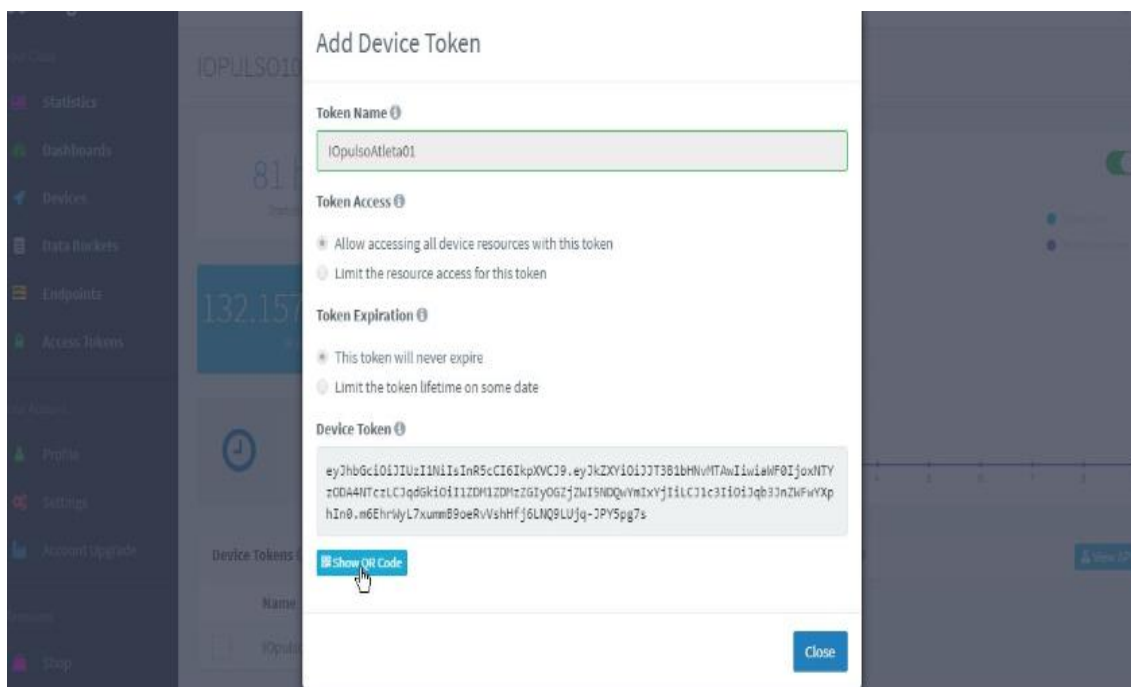


Figura 41. Valores de recepción para el dispositivo móvil

Terminado la configuración nos muestra un código QR el cual podremos escanear con el móvil y poder acceder al monitor de electrocardiograma a travez de un dispositivo móvil con sistema Android.

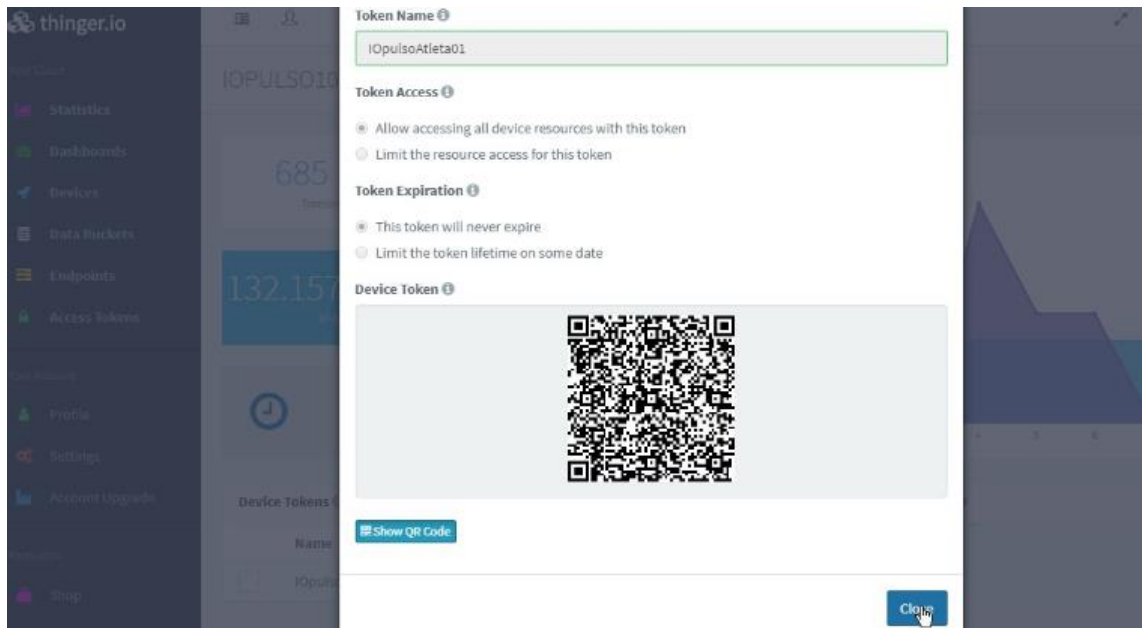


Figura 42. Código QR.

Nuevamente en la página thinger.io y tenemos la tasa de datos que ha subido 685 Bytes y también nos muestra el tiempo de conexión de 0 días 0 horas 3 minutos y 6 segundos de conexión de nuestro dispositivo.

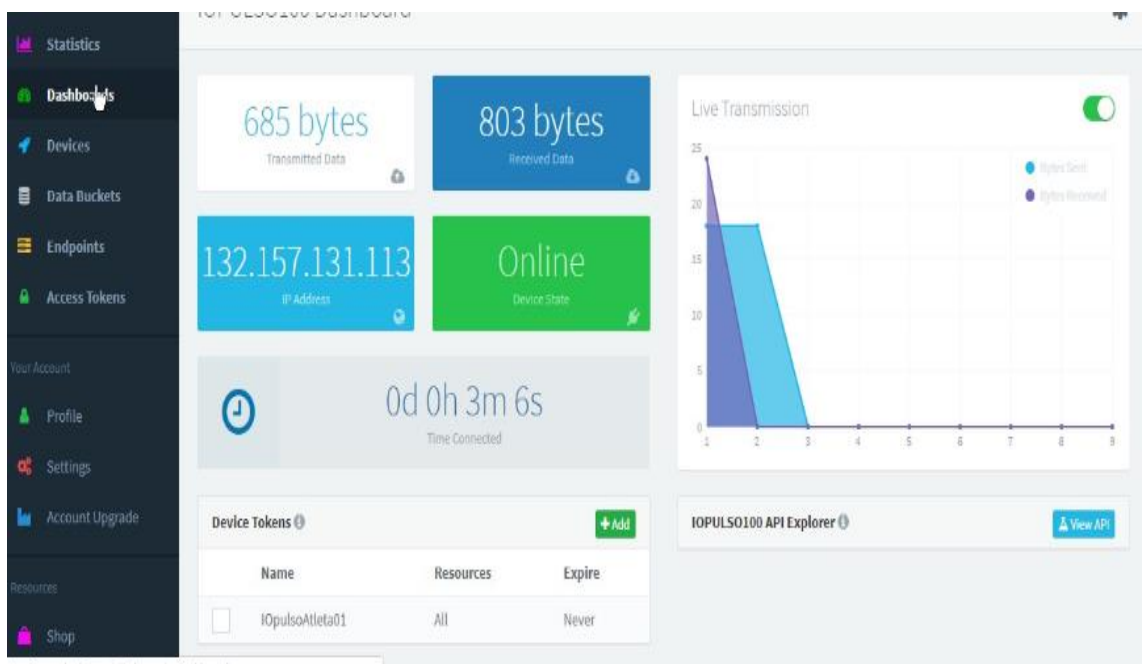


Figura 43. Tiempo de conexión

Ahora graficamos una nueva configuración y procede como se muestra en la siguiente figura 44.

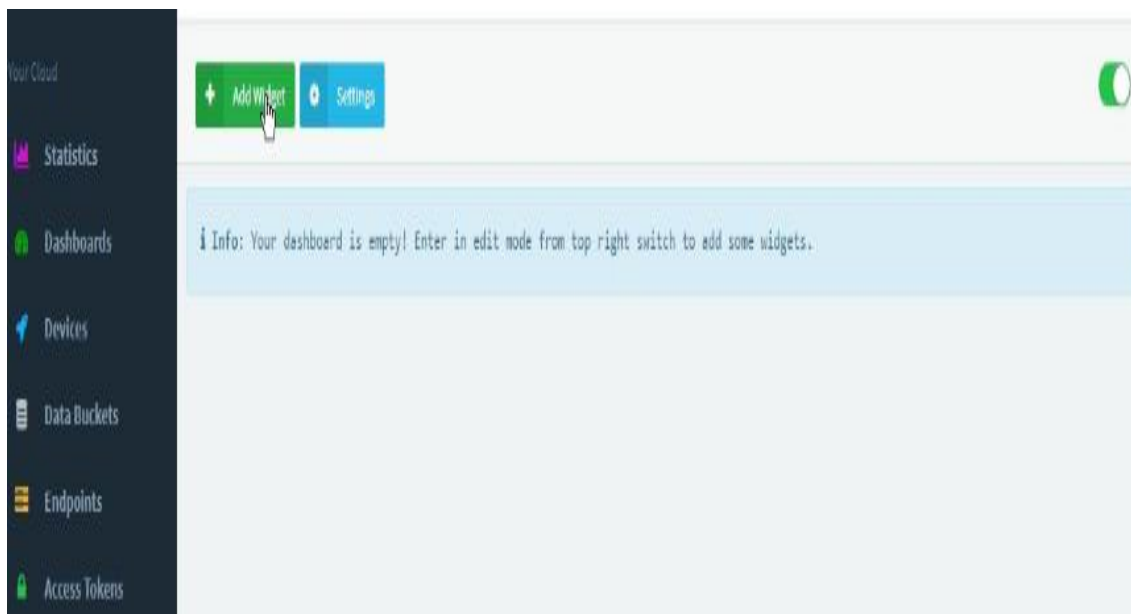


Figura 44. Configuración para la gráfica del monitor electrocardiograma.

Configuración del color de fondo del monitor.

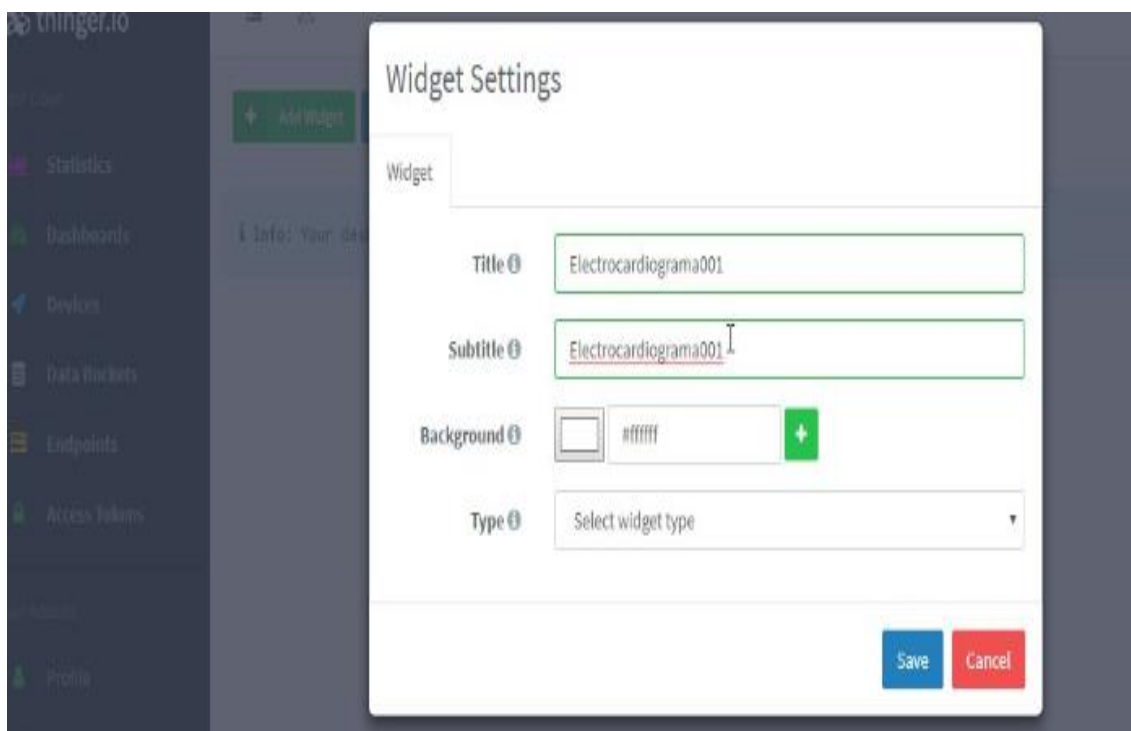


Figura 45. Configuración del color de la gráfica.

Configuración de tiempo de velocidad de grafica para monitor de electrocardiograma.

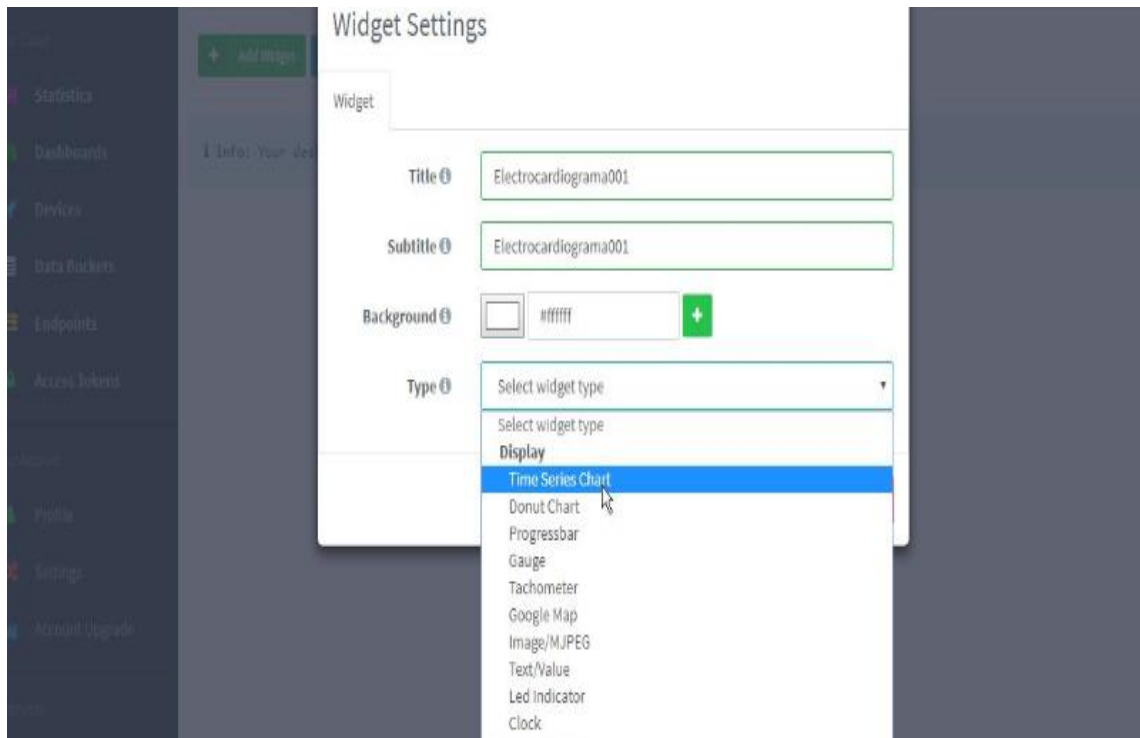


Figura 46. Configuración de tiempo.

Configuración de tipo de dispositivo para la lectura de datos del monitor de electrocardiograma

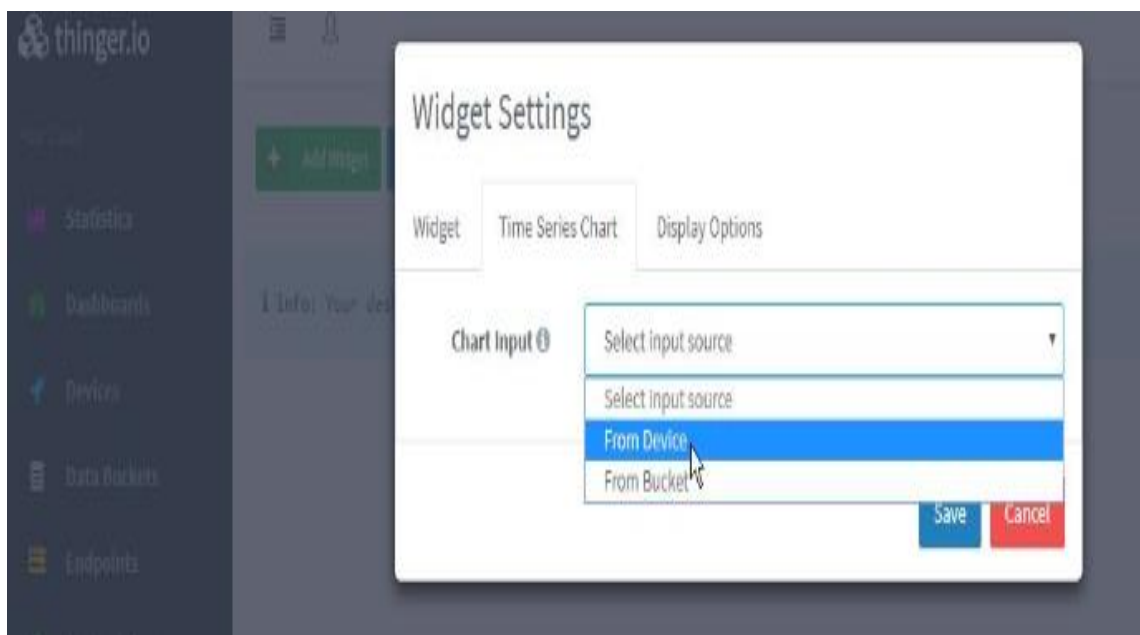


Figura 47. Configuración de tipo de dispositivo.

Selección de dispositivo de pulso del monitor de electrocardiograma para un usuario o atleta.

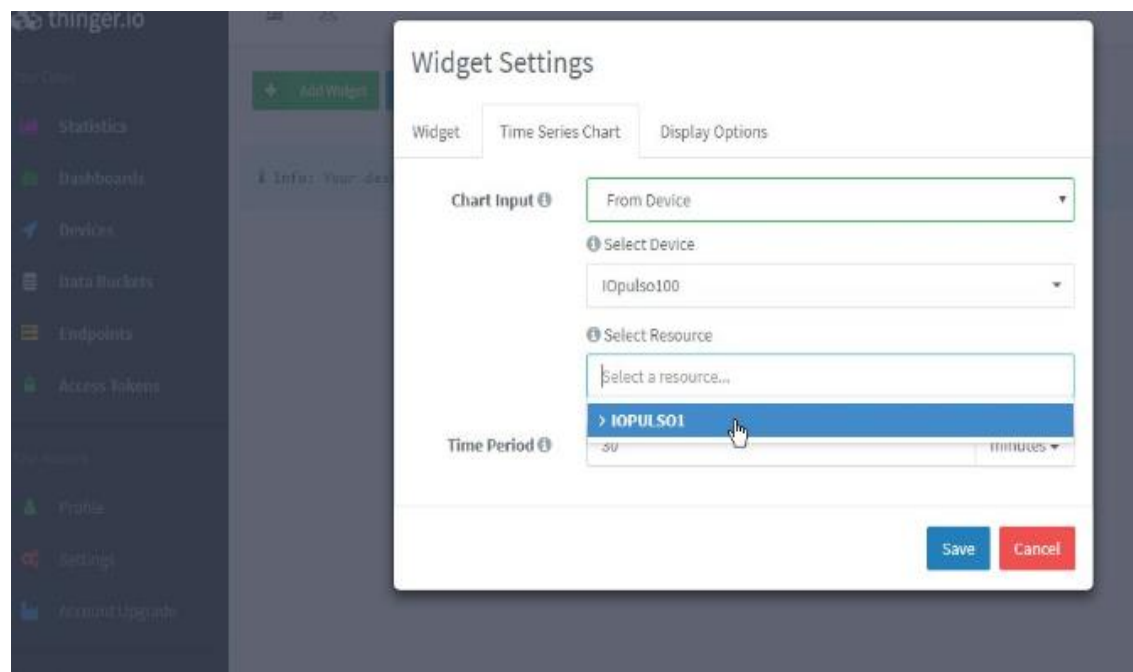


Figura 48. Selección de dispositivo de pulso.

Configuración del tipo de intervalo de grafica de datos.

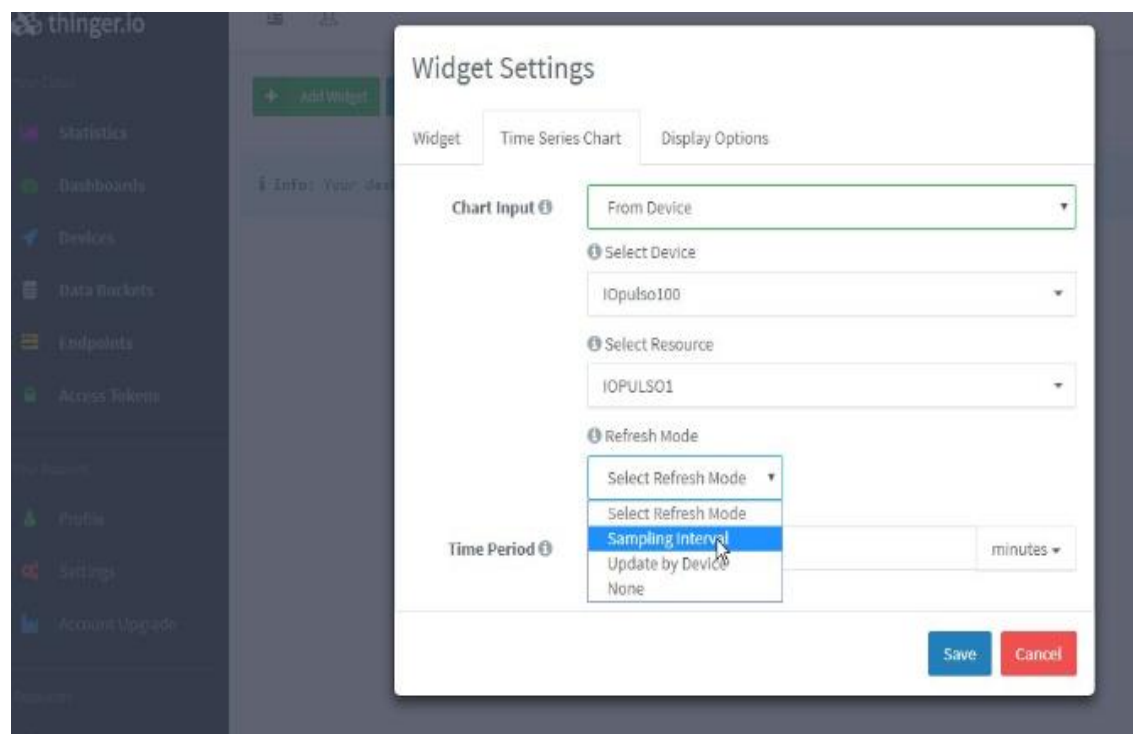


Figura 49. Configuración de intervalo.

Configuración de tiempo de captura de datos para la gráfica de monitor de datos.

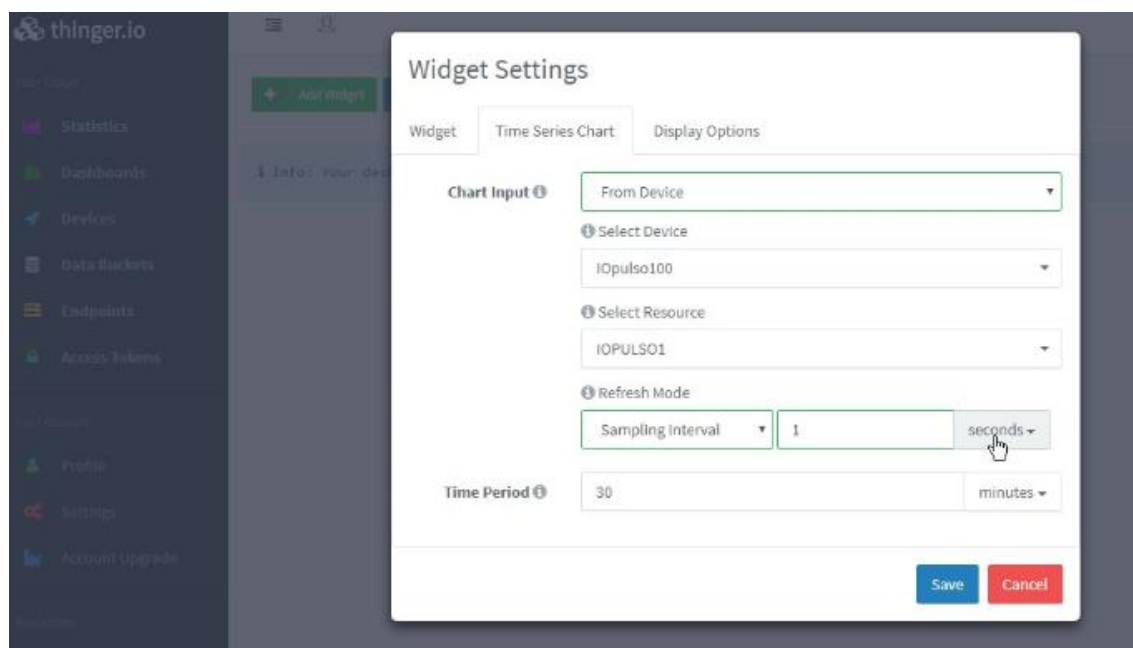


Figura 50. Configuración de tiempo.

Configuración del periodo de lectura de datos del monitor electrocardiograma.

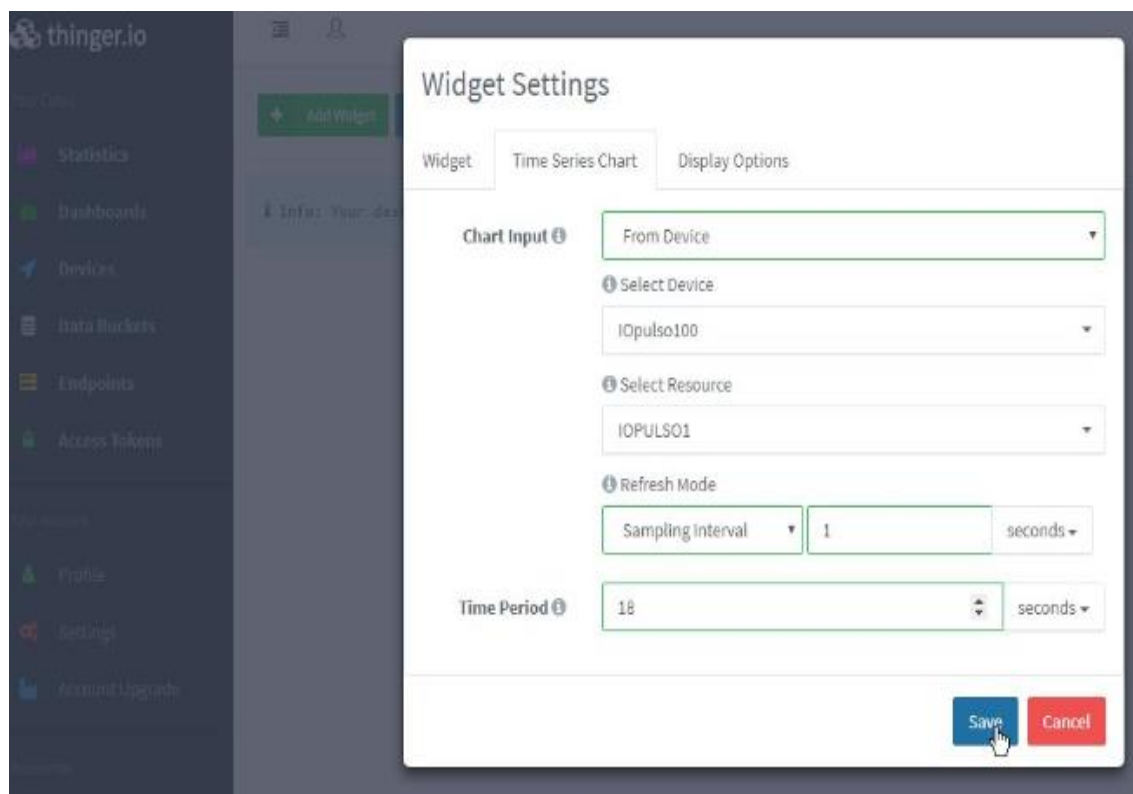


Figura 51. Configuración del periodo.

4.1.12. Monitor virtual del electrocardiograma

Esta figura 52 muestra los primeros datos obtenidos del monitor virtual del electrocardiograma para un deportista, las líneas recién están se están procesando por eso se ve así.

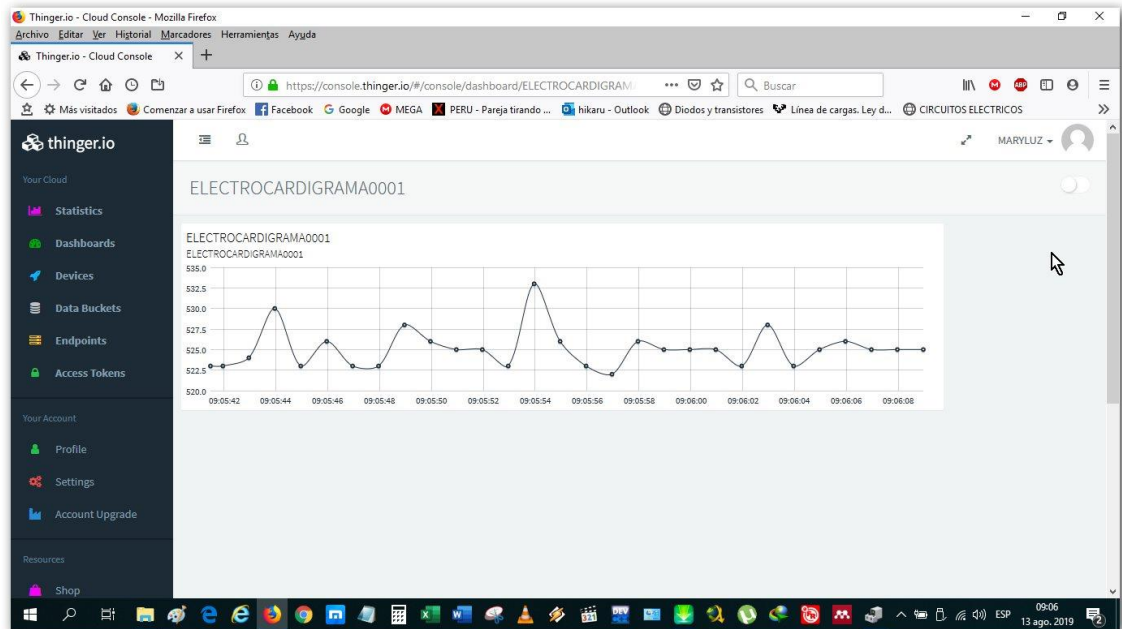


Figura 52. Datos para el electrocardiograma.

El monitor de electrocardiograma muestra los primeros datos de un usuario o deportista que, en este instante lo está usando de censado por vía virtual.

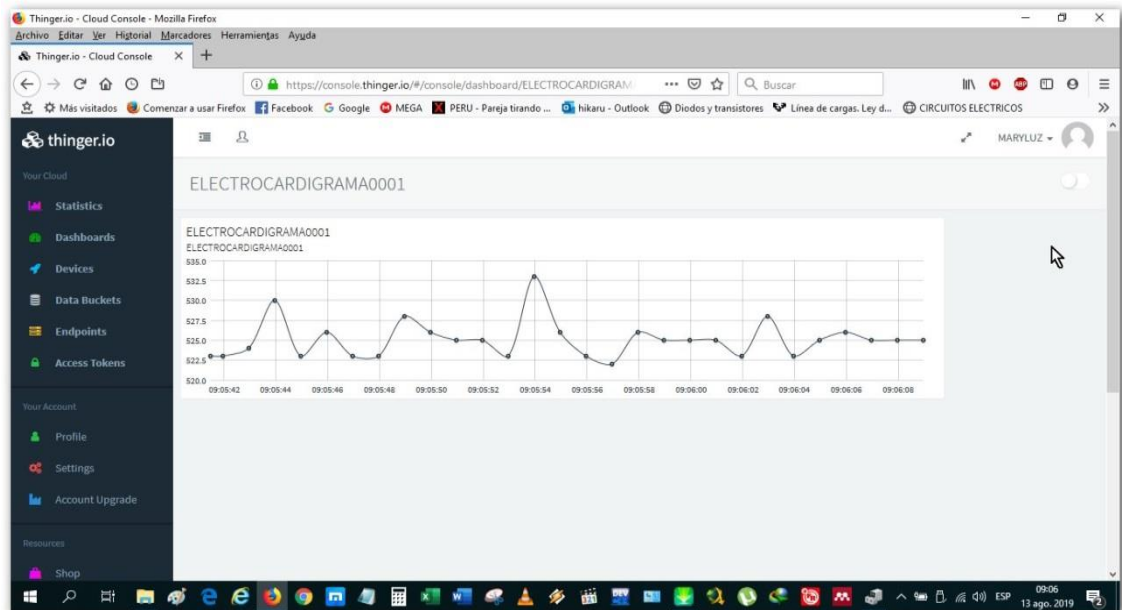


Figura 53. Monitor de electrocardiograma por virtual.

Aquí se observa el funcionamiento del electrocardiograma de manera virtual y programada para dos deportistas y podríamos programar para 17 deportistas más.

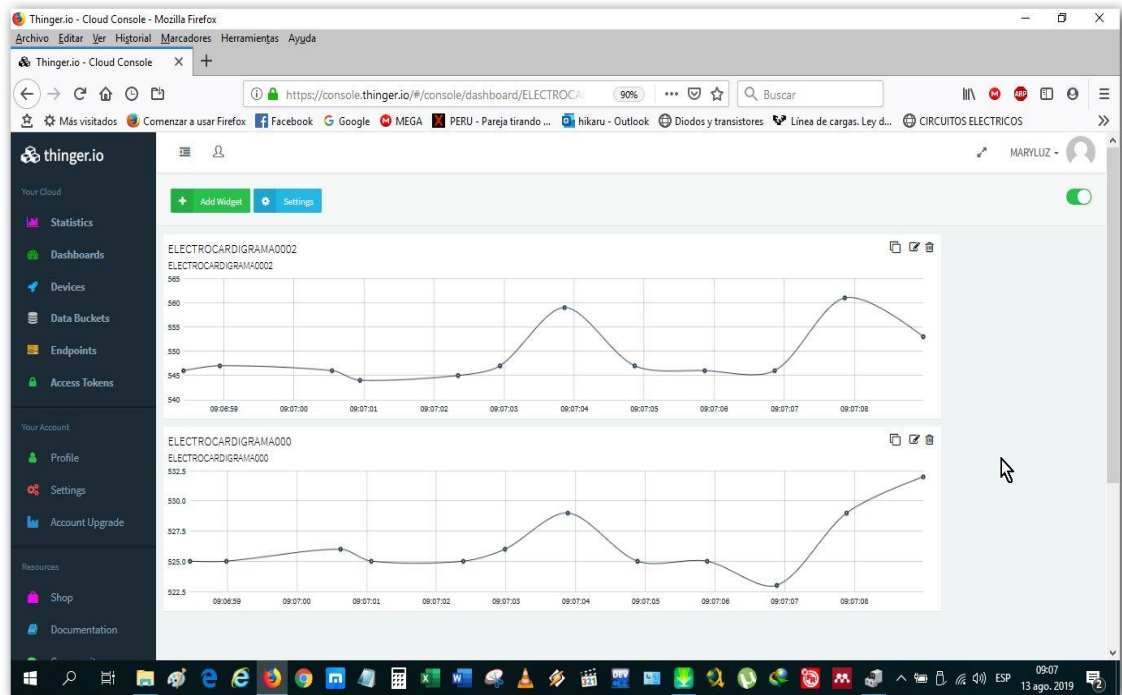


Figura 54. Monitor de electro cardiograma funcionando.

Para conectar a un celular con sistema operativo Android, instalamos el thinger.io y luego abrir como se observa en la siguiente figura 55.

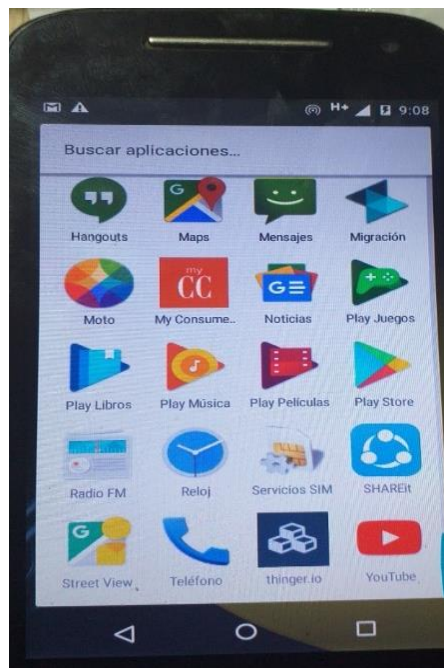


Figura 55. thinger.io instalado en un celular

Una vez ingresado a *thinger.io* abrió los dos dispositivos que ya están en funcionamiento que son el sistema de electrocardiograma inalámbrico y aparecen los dos en el celular, y solo podemos monitorear 1, al abrir el otro, inmediatamente cerrara el abierto.

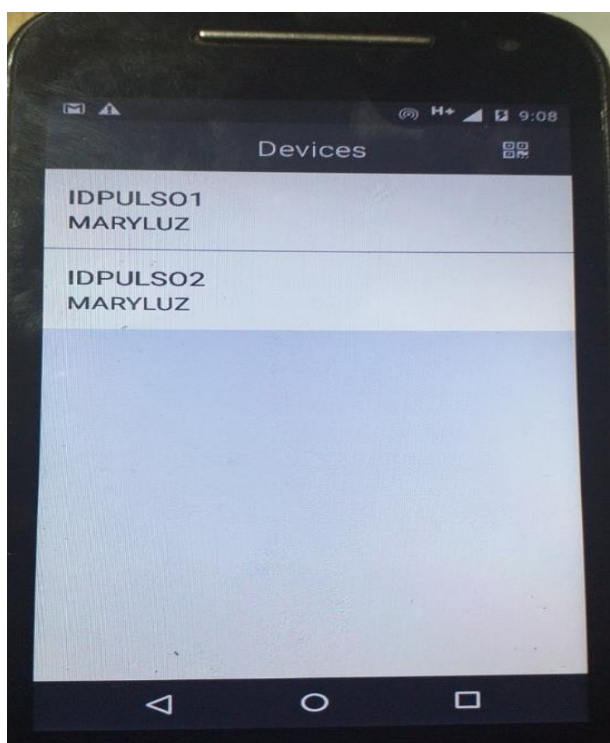


Figura 56. thinger.io identificación de dispositivos.

procedemos a hacer clic en uno de ellos y aparecerá como en la figura 57 y apretar el botón rojo que dice chare.

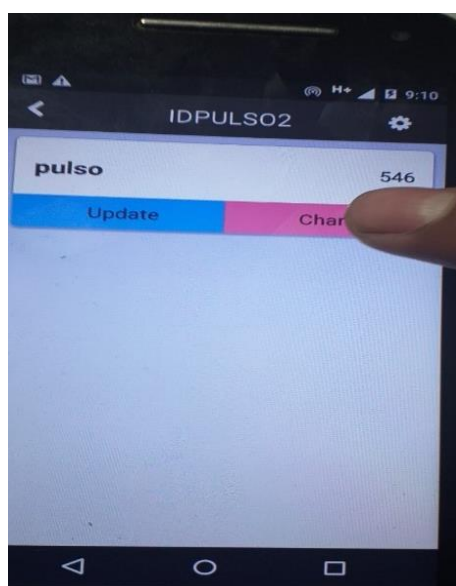


Figura 57. thinger.io para ver el resultado.

Finalmente se muestra las ondas del electrocardiograma en el celular y por tiempos.

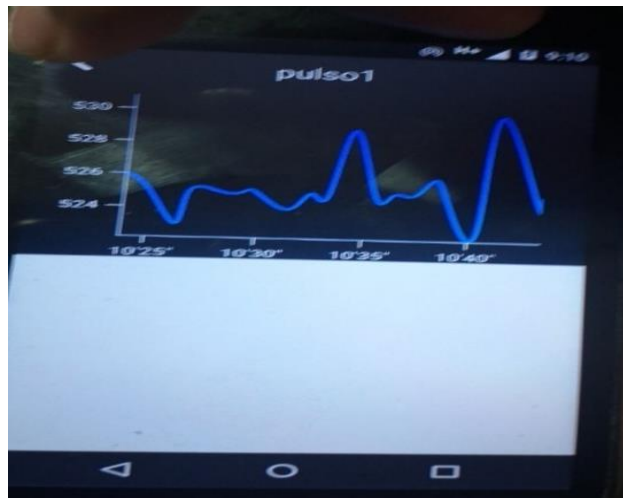


Figura 58. thinger.io con electrocardiograma.

Para tener los datos guardados o analizar los datos recogidos, se debe abrir a AnalogReadSerialprueba Arduino 1.8.9. Que ya tenemos en nuestra computadora.

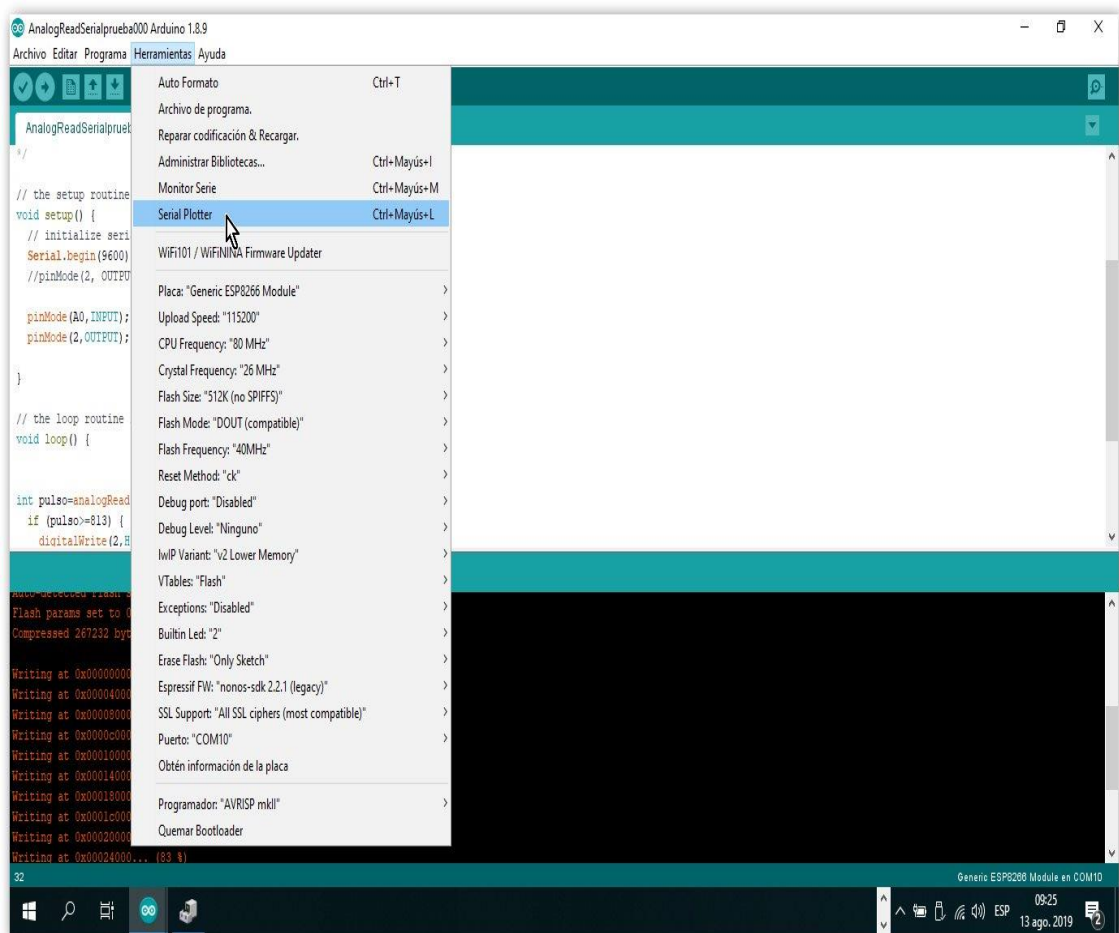


Figura 59. Monitor de AnalogReadSerialprueba Arduino 1.8.9.

Y luego se mostrara la siguiente figura donde ya está recogiendo los datos.

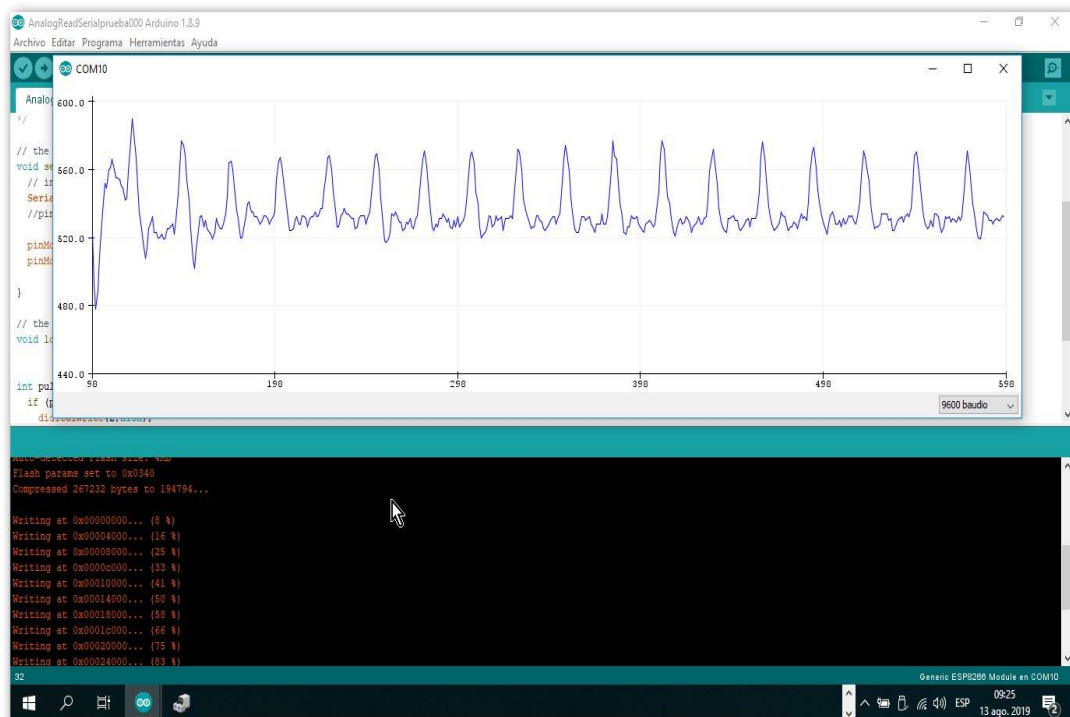


Figura 60. Monitor de AnalogReadSerialprueba Arduino 1.8.9. Con datos.

Finalmente, para analizar los datos en números en el AnalogReadSerialprueba Arduino 1.8.9. pero en herramientas y la opción monitor serie.

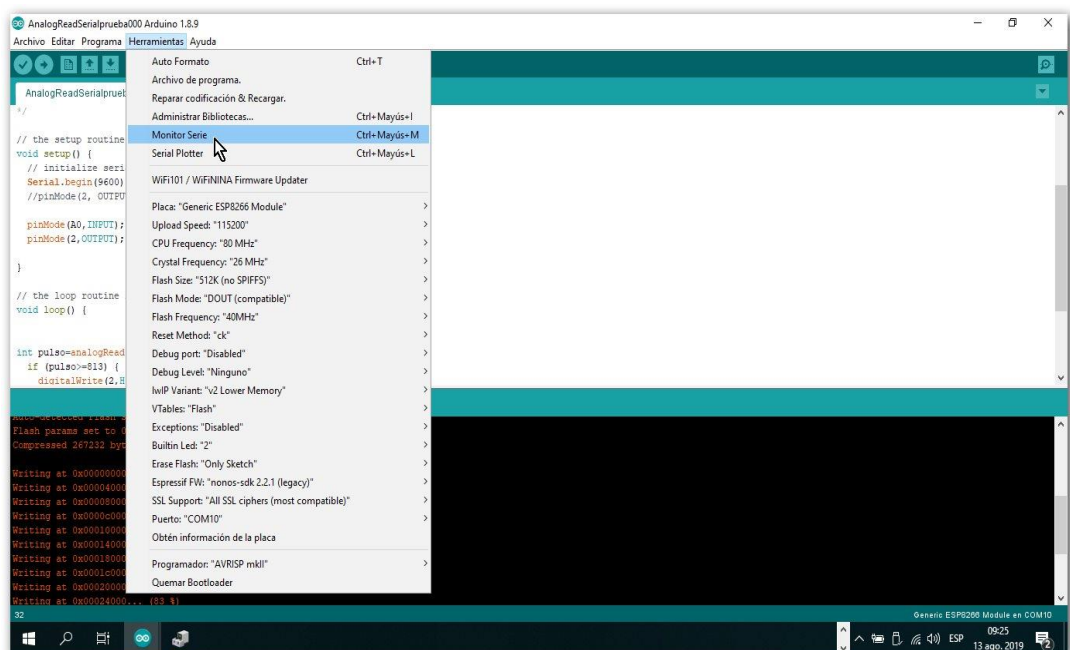
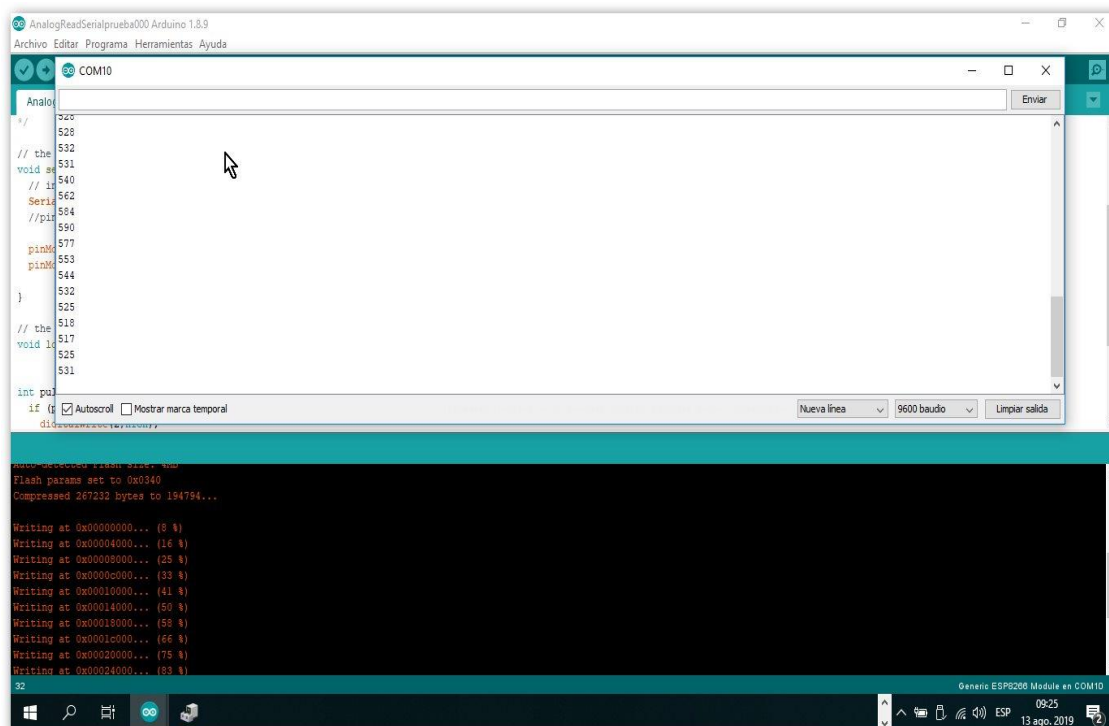


Figura 61. Monitor de AnalogReadSerialprueba Arduino 1.8.9. para ver datos en numeros.

Y a continuación mostramos en esta figura los datos en números que podríamos llevar al Excel y poderlo analizar y trabajar.



The screenshot shows the Arduino IDE interface. The top window displays the sketch code for 'AnalogReadSerialprueba000'. The code includes comments like '// the', '// the', and '// the', and defines variables like 'void setup', 'void loop', and 'int pin'. The serial monitor window at the bottom shows the output of the sketch, which consists of a series of numbers: 525, 525, 532, 531, 540, 562, 584, 590, 577, 553, 544, 532, 525, 518, 517, 525, 531. The serial monitor also shows the progress of the sketch upload, including 'Flash params set to 0x0340' and 'Compressed 267232 bytes to 194794...'. The bottom status bar indicates 'Generic ESP8266 Module en COM10' and the date '13 ago. 2019'.

Figura 62. Monitor de AnalogReadSerialprueba Arduino 1.8.9. y los datos en números.

4.1.13. Pruebas con un deportista

En la tabla 6 estamos viendo un total de 1976 datos, estos datos fueron controlados durante un minuto ósea 60 segundos, y en cada segundo el arduino recolecto 33 datos en número, además los datos que tengamos en Excel, pueden ser graficados e interpretados como el investigador desee. En este caso estamos comparando los datos de un deportista aficionado y a un deportista de competencia.

Tabla 6

Datos de dos deportistas

Nº	Tiempo en segundos	Deportista de Competencia	Deportista Aficionado
1	1.0	646	533
2	1.2	648	531
3	1.4	656	531
4	1.6	661	524
5	1.8	660	522
6	1.10	657	526
7	1.12	656	530
1964	60.32	663	535
1965	60.34	633	540
1966	60.36	613	550
1967	60.38	606	572
1968	60.40	608	586
1969	60.42	616	580
1970	60.44	624	567
1971	60.46	628	553
1972	60.48	629	542
1973	60.50	629	541
1974	60.52	624	536
1975	60.54	619	535
1976	60.56	617	534

En esta figura se muestra una comparación de frecuencias cardiacas de los dos deportistas uno de ellos de competición y el otro un aficionado y claramente se ve la diferencia, el deportista de competición tiene 56 pulsaciones por minuto y el deportista aficionado tiene 84 pulsaciones por minuto.

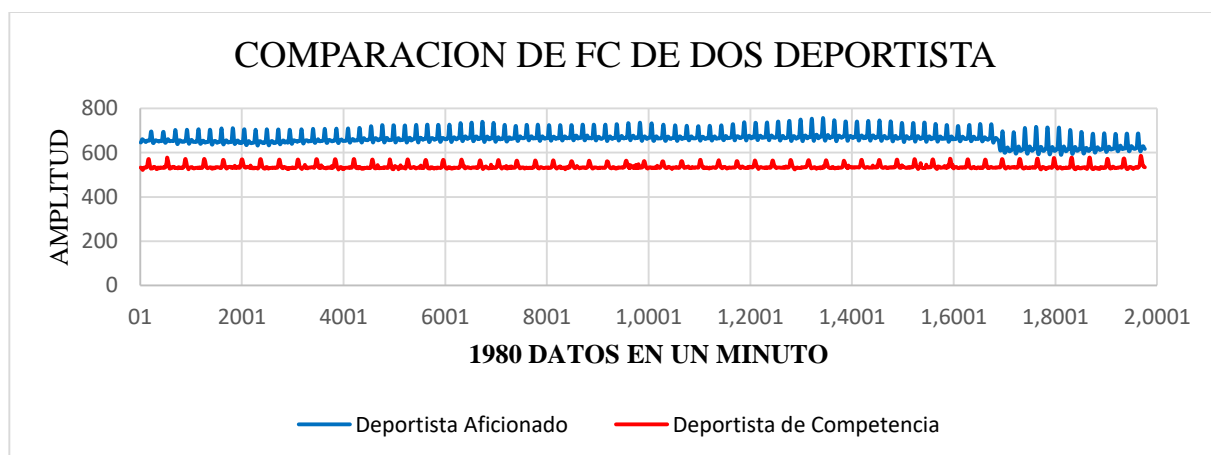


Figura 63. Datos de comparativos de dos deportistas

Fuente: tabla 6

En este cuadro tenemos datos de frecuencia cardiaca de un deportista, pero en diferentes tiempo y momentos.

Tabla 7

Datos de un deportista en diferentes tiempos.

X	FC en Reposo	FC normal de día	FC en trabajo de ejercicio	FC después de ejercicio
0,1	704	497	516	676
0,2	669	493	476	615
0,3	656	488	460	593
0,4	654	487	470	621
0,5	656	494	499	661
0,6	660	502	530	679
0,7	657	504	542	643
0,8	661	506	545	610
0,9	665	505	566	627
1	665	508	610	657
1,1	662	506	656	677
1,2	654	505	654	640
1,3	646	540	606	594
1,4	648	615	541	601
1,5	656	701	485	641
1,6	660	718	461	682
1,7	655	675	468	667
1,8	648	606	484	609

En esta figura 63 se observa la diferencia de datos que fueron tomados en diferentes tiempos y momentos, y como en realidad funciona el ritmo cardiaco del corazón, además a la frecuencia cardiaca de reposo se colocó los valores de los intervalos RR y eso podría servir para un diagnostico en el futuro, también se puede medir los segmentos las ondas, sacar la varianza, la media y todo lo que quiera el investigador ya que los datos son eficaces y verdaderos.

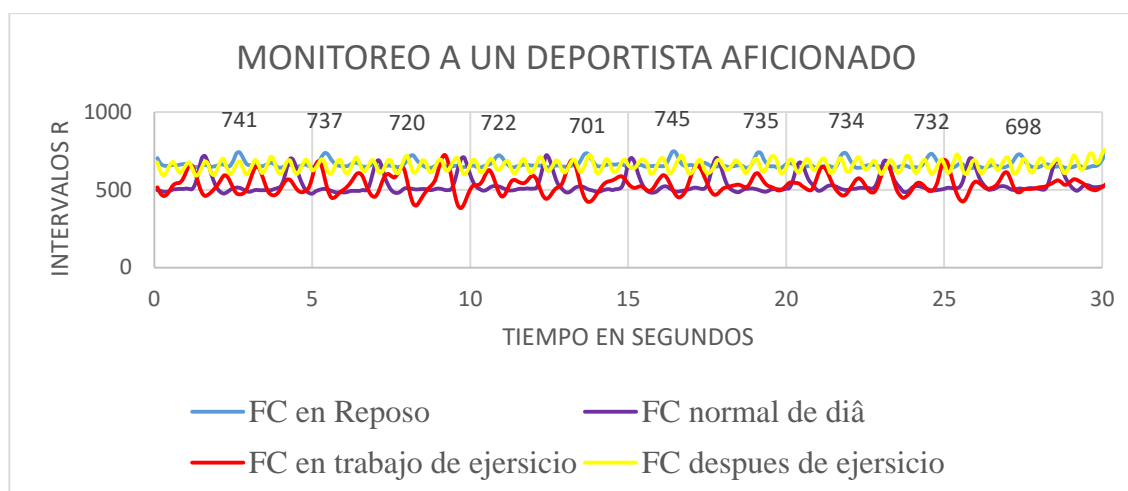


Figura 64. Monitor de AnalogReadSerialprueba Arduino 1.8.9. y los datos en números.

Fuente: tabla 7.

4.2. Discusión

Los resultados del estudio evidencian el monitoreo de la frecuencia cardíaca mediante un diseño de un dispositivo como herramienta de comunicación inalámbrica mediante ESP32 que viene ser el sensor de electrocardiograma inalámbrico, con la cual se pueda monitorear su electrocardiograma de manera remota y en tiempo real al deportista, desde una PC o un celular Android, independientemente del método utilizado en la zona geográfica del altiplano donde se efectuaron las respectivas programaciones para este estudio.

Los pulsómetros modernos están basados en un sensor que recibe los latidos del corazón provenientes de la contracción y señal eléctrica correspondiente a cada contracción. Por su parte, un receptor de pulsera con cronómetro incorporado establece las ppm del sujeto cada 5'' (incluso existen actualmente los que miden el tiempo en milisegundos de latido a latido). Así, con una banda de goma que cobija un sensor alimentado por una pequeña pila y un receptor colocado en la muñeca como un reloj de pulsera, estos aparatos pueden registrar y almacenar la FC de un sujeto y posteriormente volcarla a un PC para su posterior análisis y su costo es un poco alto (Zabala Díaz, 2015). Sin embargo, la diferencia es que para este estudio y diseño el dispositivo prototipo monitor y control de electrocardiograma inalámbrico, utilizamos software y hardware libre y gratuitos, además su costo es muy económico y de fácil accesibilidad, además la programación es básica en IDE Arduino.

El diseño del sistema del sistema de electrocardiograma inalámbrico mostro el monitoreo y control de la frecuencia cardiaca en tiempo real en un deportista de competencia o un deportista aficionado, por lo que en varios estudios utilizan un monitor de electrocardiograma que monitorea los signos vitales, pero dentro de un hospital (Mcsharry *et al.*, 2003), y no se ha encontrado un equipo que monitoree la frecuencia cardiaca a un paciente móvil y menos a un deportista en pleno entrenamiento dentro del rango de la red wifi.

Un estudio de redes con sensores de forma inalámbrica permitió la construcción de un sistema de monitoreo a su vez se aplicaron las tecnologías aplicadas a la medicina para la ayuda a un paciente adulto mayor. Al conocer todos los campos en las que se puede aplicar las Redes de Sensores Inalámbricas, la información se torna muy interesante, poder integrar las TIC'S con la medicina para monitorear los principales signos vitales de un paciente, investigar el funcionamiento de la transmisión inalámbrica por medio del protocolo de comunicación Zigbee que es muy utilizado cuando se trata de monitorear cualquier fenómeno que se requiera, el prototipo creado será de mucha ayuda para los Adultos Mayores que en ciertas ocasiones son los más desprotegidos por la sociedad, pero dicho prototipo puede ser utilizado desde la comodidad de su casa para la toma de los principales signos vitales y pueda ser monitoreado por un especialista de la salud en línea. De esta forma poder valorar de mejor manera una vez obtenido los signos vitales del paciente y tener un mejor criterio del estado de salud (Ruiz, 2016). Sin embargo, el prototipo monitor y control de electrocardiograma para un deportista es inalámbrico y también se aplicó las tecnologías emergentes aplicadas al deporte para controlar la frecuencia cardiaca y para saber el tipo de ejercicio sea anaeróbico o aeróbico, la transmisión de datos se da por el microcontrolador ESP32 que ya incluye el Wi-Fi y bluetooth, el prototipo creado será de mucha ayuda a deportistas de competencia o deportistas aficionados y para entrenadores que podrían entrenar desde cualquier sitio del planeta, monitorear y controlar su frecuencia cardiaca de sus deportistas, también podría ser utilizado por cualquier tipo de persona sea joven o de tercera edad para monitorear su frecuencia cardiaca y en la comodidad de su trabajo o en su actividad diaria sin dejar de hacer sus quehaceres.

CONCLUSIONES

- Con la presente investigación se ha demostrado que gracias a las tecnologías emergentes es posible la realización de visualización mediante una computadora o un celular en tiempo real que permitió el análisis, diseño de un sistema de monitoreo y control de la frecuencia cardiaca de un deportista, el cual está disponible a través de internet y se pueden generar herramientas sofisticadas y fáciles de usar para cualquier usuario, las cuales ayudan a los entrenadores a ser más óptimos para su control de una forma virtual.
- Académicamente hablando existen muchos dispositivos electrónicos emergentes que permiten la realización, diseño de monitoreo y control de la frecuencia cardiaca de un deportista donde analizo y se eligió el dispositivo ESP32, por sus característica de conexión y ser usado como cliente y servidor en esta investigación se lo uso como servidor que entrega datos del sensor de pulso de un atleta y esta información es llevada a internet atreves de su conexión de wifi que contiene el dispositivo para luego ser mostrado a un usuario final desde una computadora o un dispositivo móvil(celular).
- Para el monitoreo y control de frecuencia cardiaca de un deportista se usó el sensor (SEN -11574) en conexión con el dispositivo ESP32 como tecnología emergente para la transmisión de datos de manera virtual con el cual se logró la visualización de los resultados.

RECOMENDACIONES

- El análisis, diseño de un sistema de monitoreo y control de la frecuencia cardiaca de un deportista en la presente investigación fue posible gracias a las tecnologías emergentes y las aplicaciones están a disposición en el uso de la vida diaria y para el beneficio de la humanidad en aras del progreso, se recomienda la continua actualización de las teorías y aprendizaje de las nuevas tecnologías.
- Según el análisis realizado se recomienda el uso del dispositivo ESP32 como tecnología emergente por sus características de conexión de manera inalámbrica como WIFI y bluetooth, además por su bajo consumo de energía y por el fácil uso en las distintas aplicaciones, como un dispositivo monitoreo a través de computadoras y celulares con S.O. Android.
- El uso del sensor (SEN -11574) es óptimo para el presente estudio por su buen funcionamiento en conexión del dispositivo ESP32 se recomienda el uso de más sensores; ya que el dispositivo que se uso tiene 17 puertos de entrada y salida, cabe mencionar que solo se usó un puerto (01) para la presente investigación, es sabido que se puede obtener mas signos vitales del cuerpo humano y estos se pueden monitorear y controlar de misma manera y virtualmente.

BIBLIOGRAFÍA

- Anwendung, D., Prof, H., Stuart, W., & Leite, S. (2012). Biomecánica aplicada al deporte : *Contribuciones , Perspectivas y desafíos*.
- Ávila, A., Martínez, A., Barcenas, E., & Rangel, A. (2018). Electronic Emulator Circuit to the Muscle Movement in Response to a Stimulus. *Revista IEEE latin america transactions*, *16*(4), 1030–1035. <https://doi.org/10.1109/tla.2018.8362133>
- Cobos Torres, J. C., & Abderrahim, M. (2017). Measuring Heart and Breath Rates by Image Photoplethysmography using Wavelets Technique. *Revista IEEE latin america transactions*, *15*(10), 1864–1868. <https://doi.org/10.1109/tla.2017.8071228>
- Colegio BV, M. (2006). Frecuencia cardiaca. *Revista Educación Física y Deporte*, 1–4.
- Cordoba, L. P., López, M. A. G., Goy, C. B., & Herrera, M. C. (2013). Design and evaluation of pressure and electrocardiographic modules embedded in a Cardiac Hemodynamic Monitor. *Revista IEEE latin america transactions*, *11*(1), 101–107. <https://doi.org/10.1109/tla.2013.6502786>
- Dash, P. K. (2002). Electrocardiogram Monitoring. *Journal anaesth indian*, *46*(4), 251–260.
- Destarac, M. A., García, C. E., García, J., Espinoza, R., & Saltarén, R. J. (2018). ORTE : Robot for Upper Limb Rehabilitation . Biomechanical Analysis of Human Movements . *Revista IEEE latin america transactions*, *16*(6), 1638–1643.
- Enrique Melgarejo, R. (2009). La frecuencia cardiaca y su intervención en el manejo de la enfermedad isquémica cardiaca Un nuevo abordaje y alternativa. *Revista Colombiana de Cardiología*, *16*(4), 159–169. <https://doi.org/ISSN 0120-5633 159>
- Espressif Systems - 2008. (2014). Creador de microcontroladores (Copyright; Espressif Systems - 2008, Ed.). *República Popular China*.
- Gadea, V. (2016). Frecuencia cardíaca & ejercicio. *Revista de La Administracion Nacional de Educacion Publica*, *1*, 1–13.
- Gomez, M. A. (2012). Identificación de la frecuencia de los signos vitales mediante pulsos láser. *Instituto Politécnico Nacional*.
- Hernández, R., Ferández, C., & B. (2014). Metodología de la Investigación (6 edición). México D.F. : Mc Graw Hill.
- Hernandez de la Iglesia, D., Villarubia Gonzalez, G., De Paz Santana, J. F., & Bajo Perez,

- J. (2018). Design and implementation of a low-cost Universal Control for intelligent electric wheelchairs. *Revista IEEE latin america transactions*, 16(5), 1328–1336. <https://doi.org/10.1109/tla.2018.8408424>
- Mcsharry, P. E., Clifford, G. D., Tarassenko, L., & Smith, L. A. (2003). A Dynamical Model for Generating Synthetic Electrocardiogram Signals. *Revista IEEE transactions on biomedical engineering*, 50(3), 289–294.
- Moreno Ospina, J. M., Fernando Sánchez, M., Balanta Castilla, N., & Wanumen, L. F. (2013). Sistema De Alertas De Signos Vitales Y De Ubicación A Través De Dispositivos Móviles. *Grupo de Investigación LENTE Universidad Distrital Francisco*, 35.
- Penagos, S., Salazar, L. D., & Vera, F. E. (2013). Control de signos vitales. *Revista Fundación Cardioinfantil*, 3, 1465–1473.
- Quero, J. M., Elena, M. M., Segovia, J. A., Tarrida, C. L., Santana, J. J., & Santana, C. (2005). CardioSmart: Sistema inteligente de monitorización cardiológica empleando GPRS. *Revista IEEE latin america transactions*, 3(2), 152–158. <https://doi.org/10.1109/tla.2005.1642403>
- Reyes Rodríguez, A. D. (2011). Ejercicio físico, salud y supuestos en el cálculo de la frecuencia cardíaca máxima estimada. *Revista Electronic@ Educare*, 15(1), 79–90.
- Rojas, A., Farfan, A., Mora, E., Minchala, L. I., & Wong, S. (2018). Assessing the SNR influence in the estimation of the mean frequency of lower limbs sEMG signals. *Revista IEEE Latin America Transactions*, 16(8), 2108–2114. <https://doi.org/10.1109/TLA.2018.8528223>
- Ruiz, W. R. (2016). Redes de sensores inalámbricos enfocadas a la Medicina con énfasis en control de los signos vitales en Pacientes Adultos Mayores. *Pontificia Universidad Católica del Ecuador Facultad - Quito*.
- Santos, N., & Motoyama, S. (2018). A Large Scale Platform Using WBAN Technology for Patient Monitoring. *Revista IEEE latin america transactions*, 16(3), 705–711. <https://doi.org/10.1109/tla.2018.8358645>
- Soriano Moreno, A. N., & Flores Malpartida, F. (2019). Comparación de cuatro fórmulas para ajustar el intervalo QT a la frecuencia cardiaca en pacientes cardiopatas. *Rev. Urug. Med. Interna*, 16–22. <https://doi.org/10.26445/04.01.4>
- Velázquez Elizondo, P. E., & Villagrán Valencia, L. J. (2016). Monitor de ritmo cardiaco para dispositivos Android mediante un enlace Bluetooth. *Instituto Politécnico Nacional - Mexico*.
- Villalpando, J. A. (2018). ESP32 Series (Datenblatt). Naylamp Mechatronics. Recuperado en: *Retrieved from www.espressif.com/en/subscribe*.
- Zabala Díaz, M. (2015). La frecuencia cardiaca y la regulación del esfuerzo. *Revista Federación Española de Ciclismo*, 3, 1–35.
- Zárate Méndez, Y. (2008). Biomecánica deportiva Músculos en acción. *Revista Informativo de La Coordinación de La Investigación Científica*, (7 de agosto de 2008), 88–89.