

UNIVERSIDAD NACIONAL DE HUANCAVELICA

(Creada por Ley N° 25265)



FACULTAD DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA - SISTEMAS
ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA
ELECTRÓNICA

TESIS:

“EQUIPO ELECTRÓNICO BASADO EN LA
PLATAFORMA DE DESARROLLO CON HARDWARE Y
SOFTWARE DE CÓDIGO ABIERTO, PARA
MONITOREAR LA VARIACIÓN DEL PERIODO ENTRE
PULSOS DEL RITMO CARDIACO”.

LÍNEA DE INVESTIGACIÓN:
CONTROL Y AUTOMATIZACIÓN

PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE
INGENIERO ELECTRÓNICO

PRESENTADO POR:
Bach. Iván Edgar GARAY LAZO
Bach. Percy Eduardo CONDORI CUADROS

HUANCAVELICA 2018.



ACTA DE SUSTENTACION DE TESIS

En el Auditorio de la Facultad de Ingeniería Electrónica – Sistemas, a los 18 días del mes de Octubre del año 2018, a horas 11:00 Hrs se reunieron; el Jurado Calificador, conformado de la siguiente manera:

Presidente: M. Sc. Jorge Amador Vargas Aguije.
Secretario: Mg. Ing. Marco Aurelio Rosario Villarroel.
Vocal: Mg. Ing. Javier Camilo Poma Palacios.

Ratificados con Resolución N° 319-2018-FIES-UNH; del proyecto de investigación (Tesis), Titulado: "Equipo electrónico basado en la plataforma de desarrollo con hardware y software de código abierto, para monitorear la variación del periodo entre pulso del ritmo cardiaco"
Cuyos autores son los graduado (s):

BACHILLER (S): Ivan Edgar Garay Lazo
Percy Eduardo Condoni Cuadros

A fin de proceder con la evaluación y calificación de la sustentación del proyecto de investigación, antes citado.

Finalizado la evaluación; se invito al público presente y a los sustentantes a abandonar el recinto; y, luego de una amplia deliberación por parte del jurado, se llegó al siguiente el resultado:

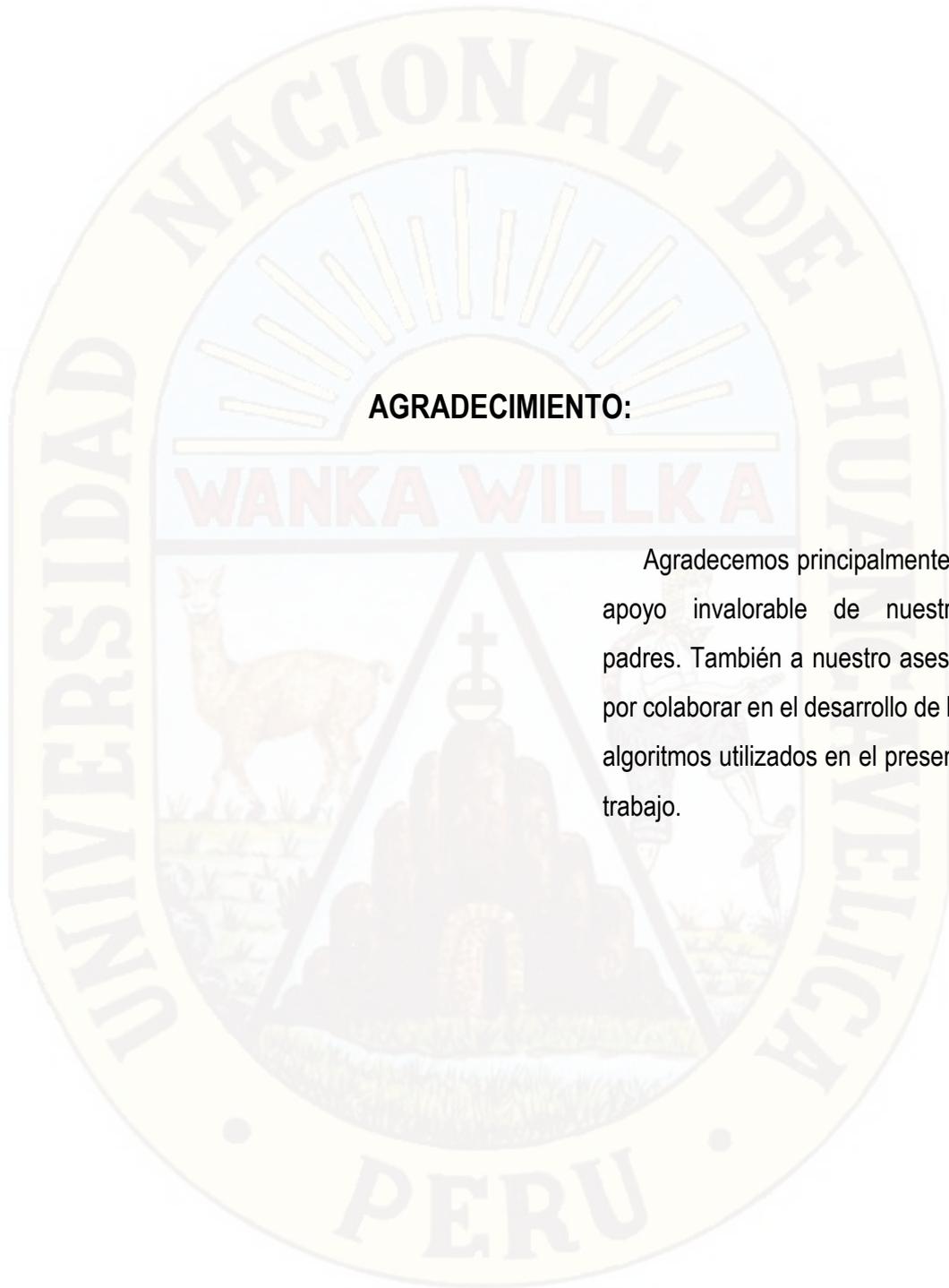
APROBADO POR Mayoría
DESAPROBADO

En conformidad a lo actuado firmamos al pie.


Presidente

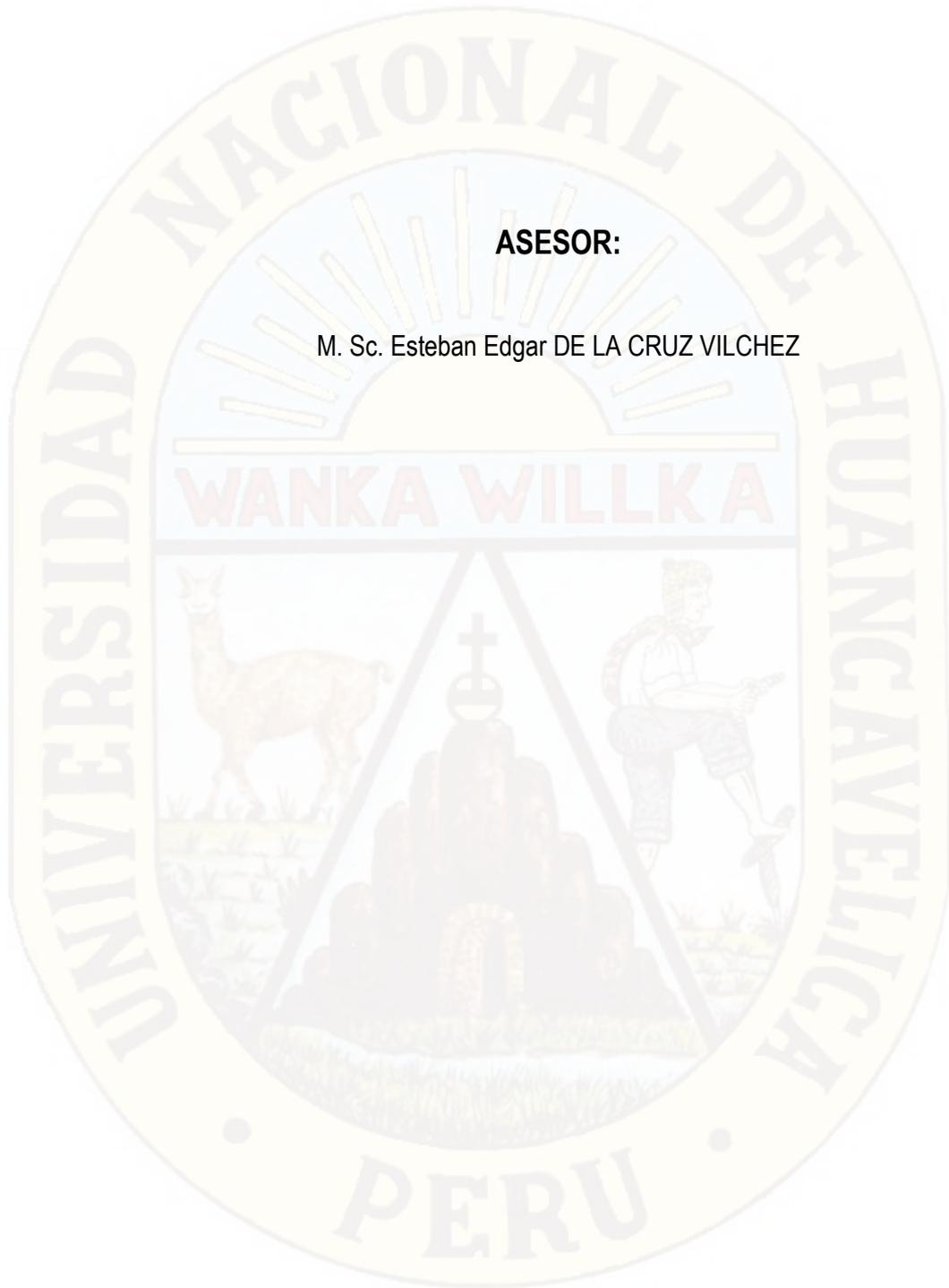

Secretario


Vocal



AGRADECIMIENTO:

Agradecemos principalmente al apoyo invaluable de nuestros padres. También a nuestro asesor, por colaborar en el desarrollo de los algoritmos utilizados en el presente trabajo.



ASESOR:

M. Sc. Esteban Edgar DE LA CRUZ VILCHEZ

RESUMEN

Las mediciones iniciales del estado de salud en un usuario mediante el monitoreo de la frecuencia cardiaca, requiere primero completar el monitoreo, luego analizar por ejemplo utilizando transformadas de Fourier y de esta manera obtener resultados. Diseñamos un equipo electrónico para obtener resultados antes de culminar dicho monitoreo, pero se midió el periodo (tiempo entre dos pulsos cardiacos consecutivos) del ritmo cardiaco utilizando la plataforma de desarrollo libre Arduino Due, instalado sobre los 3000 metros sobre el nivel del mar y en usuarios universitarios jóvenes sin enfermedades a simple vista. El ritmo cardiaco en una persona saludable varía desde los 30 pulsos por minuto (ppm) hasta los 230 ppm, entonces los intervalos RR varían entre los 2000 ms y 255 ms, con 175 bandas bases de 10 ms cubrimos toda la variación del intervalo cardiaco RR de un usuario. Se eligen 12 usuarios saludables y jóvenes, conformado por estudiantes de la Escuela Profesional de Ingeniería Electrónica, después de un reposo en camilla durante otros 30 minutos se realizó el monitoreo de sus intervalos cardiacos durante otros 30 minutos. Con los datos obtenidos en cada usuario se encontró la variación del intervalo cardiaco RR y la frecuencia cardiaca central. Ambas señales se comparan con el Índice de Masa Corporal de cada usuario. El sobrepeso en una persona implica una frecuencia cardíaca global superior, eso se debe a que su corazón tendrá que bombear más fuerte para suministrar energía al cuerpo y por lo tanto su periodo cardiaco tendrá menos milisegundos, en otras palabras, el intervalo cardiaco RR tiene menos milisegundos. El coeficiente de correlación de Pearson tiene un valor aceptable del 75% entre la variación del periodo cardiaco en cada usuario y el índice de masa corporal. El coeficiente de correlación de Pearson tiene un valor aceptable del 94,32 % entre la variación de la media del periodo cardiaco en cada usuario y su índice de masa corporal.

Palabras clave: Ritmo cardiaco, intervalo RR, Arduino, variación del periodo cardiaco, índice de masa corporal y pantalla LCD – TFT.

ABSTRACT

The initial measurements of a user's health status by monitoring the heart rate, first complete the monitoring, then analyze for example using Fourier transforms and in this way obtain results. We designed an electronic device to obtain results before completing the monitoring, but the period (time between two consecutive heartbeats) of the cardiac rhythm was measured using the Arduino Due free development platform, installed over 3000 meters above sea level and in young university users without diseases at a glance. The heart rate in a healthy person varies from 30 pulses per minute (ppm) to 230 ppm, then the RR intervals vary between 2000 ms and 255 ms, with 175 base bands of 10 ms we cover the whole variation of the heart interval RR of a user. 12 healthy and young users were chosen, made up of students from the Electronic Engineering Professional School, after a rest on a stretcher for another 30 minutes, their heart intervals were monitored for another 30 minutes. With the data obtained in each user, the variation of the RR heart rate and the central heart rate was found. Both signals are compared with the Body Mass Index of each user. Being overweight in a person implies a higher global heart rate, that is because your heart will have to pump harder to supply energy to the body and therefore your cardiac period will have less milliseconds, in other words the RR heart interval you have less milliseconds. The Pearson correlation coefficient has an acceptable value of 75% between the variation of the cardiac period in each user and the body mass index. The Pearson correlation coefficient has an acceptable value of 94.32% between the variation of the average of the cardiac period in each user and his BMI.

Keywords: Heart rate, RR interval, Arduino, cardiac period variation, body mass index and LCD - TFT screen.

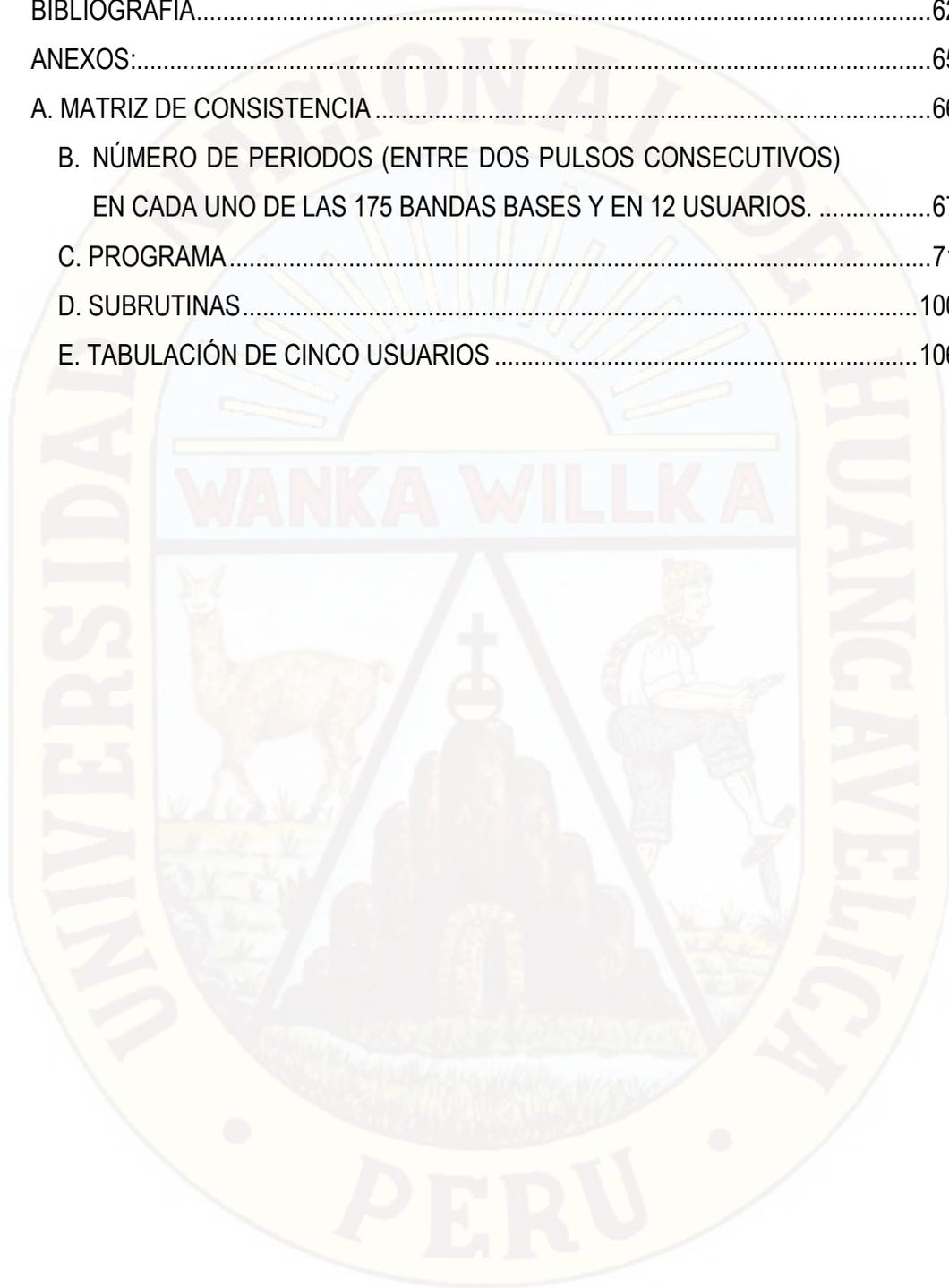
ÍNDICE

	Página:
AGRADECIMIENTO:.....	iii
RESUMEN.....	v
ABSTRACT	vi
ÍNDICE DE TABLAS.....	xi
ÍNDICE DE FIGURAS.....	xii
INTRODUCCIÓN.....	xiv
CAPÍTULO I.....	1
EL PROBLEMA	1
1.1. Planteamiento del problema	1
1.2. Formulación del problema	2
1.2.1. Problema general	2
1.2.2. Problemas específicos.....	2
1.3. Objetivos: general y específicos	3
1.3.1. Objetivo general.....	3
1.3.2. Objetivos específicos.....	3
1.4. Justificación.....	3
1.4.1. Científica.....	3
1.4.2. Económica	4
1.4.3. Tecnológica.....	4
1.5. Delimitación del estudio.....	4
1.6. Limitaciones del estudio	4
CAPÍTULO II.....	6
MARCO TEÓRICO.....	6
2.1. Antecedentes.....	6

2.1.1. Diseño y desarrollo de un sistema para la visualización de parámetros bioenergéticos: Ritmo cardíaco. Kang, H, 2013.	6
2.1.2. Señal de seismocardiograma (SCG) una alternativa para el monitoreo de la variabilidad del ritmo cardíaco (VRC). Rivero, Ilen; Valdés, Ernesto; Valdés, Fernando.....	7
2.1.3. Diseño y construcción de un sistema para la medición del pulso cardíaco usando técnicas pletismográficas. Samamé, Irvin; Joel, Castillo.	8
2.1.4. La respuesta cardíaca como medida de la ansiedad en deportes de riesgo. Gutierrez, Melchor; Amat, Jose; Ruiz, Antonio; Sanchis, Carlos.....	9
2.2. Bases teóricas.....	9
2.2.1. Plataforma de hardware libre.....	9
2.2.2. Pulsioximetría.....	11
2.2.3. TFT LCD:.....	12
2.2.4. Composición corporal y variación del ritmo cardíaco.....	14
2.3. Definición de términos.....	15
2.4. Hipótesis.....	19
2.4.1. Hipótesis general.....	20
2.4.2. Hipótesis específicas.....	20
2.5. Definición operativa de variables e indicadores.....	20
2.5.1. Variable dependiente:.....	20
2.5.2. Variables independientes:.....	20
2.5.3. Definición operativa de variables e indicadores.....	21
CAPÍTULO III.....	22
MARCO METODOLÓGICO.....	22
3.1. Tipo y nivel de investigación.....	22
3.1.1. Tipo de investigación.....	22

3.2. Diseño de investigación	22
3.2.1. Modo monitoreo:	35
3.2.2. Modo tabulación:	43
3.3. Población y muestra	47
3.3.1. Población	47
3.3.2. Muestra	48
3.4. Instrumentos y técnicas para la recolección de datos	49
3.4.1. Técnicas de recolección de datos	49
3.4.2. Técnicas e instrumentos de recolección de datos	49
3.5. Validez y confiabilidad de los instrumentos	50
3.6. Técnicas de procesamiento y análisis de la información	50
3.6.1. Para los datos cuantitativos del número de intervalos RR	50
3.7. Procedimiento o fases metodológicas	54
CAPÍTULO IV	55
RESULTADOS Y DISCUSIÓN	55
4.1. Presentación de resultados	55
4.1.1. Variación del periodo cardiaco (entre dos pulsos consecutivos)	55
4.1.2. Periodo (entre dos pulsos consecutivos) cardiaco medio	56
4.1.3. Ancho de banda de los periodos cardiacos	57
4.2. Análisis de datos	57
4.2.1. Correlación de la variación del periodo cardiaco y el índice de masa corporal	57
4.2.2. Correlación del valor medio del periodo cardiaco y el índice de masa corporal	58
4.2.3. Número de bandas bases de periodos cardiacos	58
DISCUSIÓN:	59
CONCLUSIONES	60
RECOMENDACIONES	61

BIBLIOGRAFÍA.....	62
ANEXOS:.....	65
A. MATRIZ DE CONSISTENCIA	66
B. NÚMERO DE PERIODOS (ENTRE DOS PULSOS CONSECUTIVOS) EN CADA UNO DE LAS 175 BANDAS BASES Y EN 12 USUARIOS.	67
C. PROGRAMA.....	71
D. SUBROUTINAS.....	100
E. TABULACIÓN DE CINCO USUARIOS	106



ÍNDICE DE TABLAS

	Página:
Tabla N° 1.- Potenciales problemas de peso en adultos.....	15
Tabla N° 2.- Variables dependientes e indicadores.	21
Tabla N° 3.- Variable independiente e indicador.....	21
Tabla N° 4.- Registro de los doce usuarios.....	48
Tabla N° 5.- Banda base (BB) e Intervalos RR centrales (ICb).....	50
Tabla N° 6.- Valor medio del periodo cardiaco y Frecuencia Media de Usuario.	51
Tabla N° 7.- Amplitud de la variación de la frecuencia cardiaca.	52
Tabla N° 8.- Índice de Masa Corporal.	52
Tabla N° 9.- Coeficiente de correlación de Pearson	55
Tabla N° 10.- Variación del periodo cardiaco.....	56
Tabla N° 11.- Valor medio del periodo cardiaco.....	56

ÍNDICE DE FIGURAS

	Página:
Figura N° 1. Arduino Due.....	11
Figura N° 2.- Sensor de pulso cardiaco.	12
Figura N° 3.- TFT-LCD.....	13
Figura N° 4.- TFT LCD (www.mcufriends.com).14	
Figura N° 5.- Sistema propuesto.....	23
Figura N° 6.- Plataforma Arduino Due (www.mcufriends.com).	23
Figura N° 7.- Puertos del Arduino Due.....	24
Figura N° 8.- Shield del TFT-LCD sobre el “Arduino Due”.	25
Figura N° 9.- Pines del Shield del TFT-LCD.....	25
Figura N° 10.- Cableado entre TFT-LCD y el “Arduino Due”.....	26
Figura N° 11.- Cableado entre Arduino Due y el teclado.....	27
Figura N° 12.- Sensor cardiaco.....	27
Figura N° 13.- Intervalo RR.....	28
Figura N° 14.- Diagrama del equipo electrónico.....	28
Figura N° 15.- Subrutina “setup()”.....	29
Figura N° 16.- Ubicación del valor actual.....	29
Figura N° 17.- Sensor cardiaco.....	30
Figura N° 18.- Filtro de ruido.....	30
Figura N° 19.- Subrutina “mostrarCurva()”.....	31
Figura N° 20.-Identificación de términos en una señal cardiaca.	31
Figura N° 21.- Subrutina “hallarPeriodo()”.....	32
Figura N° 22.- Señal cardiaca.....	33
Figura N° 23.- Banda base de 10 ms.....	33
Figura N° 24.- Subrutina “loop()”.....	34
Figura N° 25.- Subrutina “monitoreo()”.....	35
Figura N° 26.- subrutina “inicioMonitoreo()”.....	36
Figura N° 27.- Aplicación del registro “reen”.....	37

Figura N° 28.- Subrutina subrutina “dividirEjeX()”	37
Figura N° 42.- Subrutina “graficarResultados()”	47
Figura N° 43.- Número de bandas bases con registros mayores a 20.....	52
Figura N° 44.- Periodo cardíaco promedio por cada usuario.	53
Figura N° 45.- Índice de masa corporal por cada usuario.	53
Figura N° 46.- Variación del periodo del ritmo cardíaco.	57
Figura N° 47.- Correlación de la de frecuencia cardíaca central e IMC.....	58

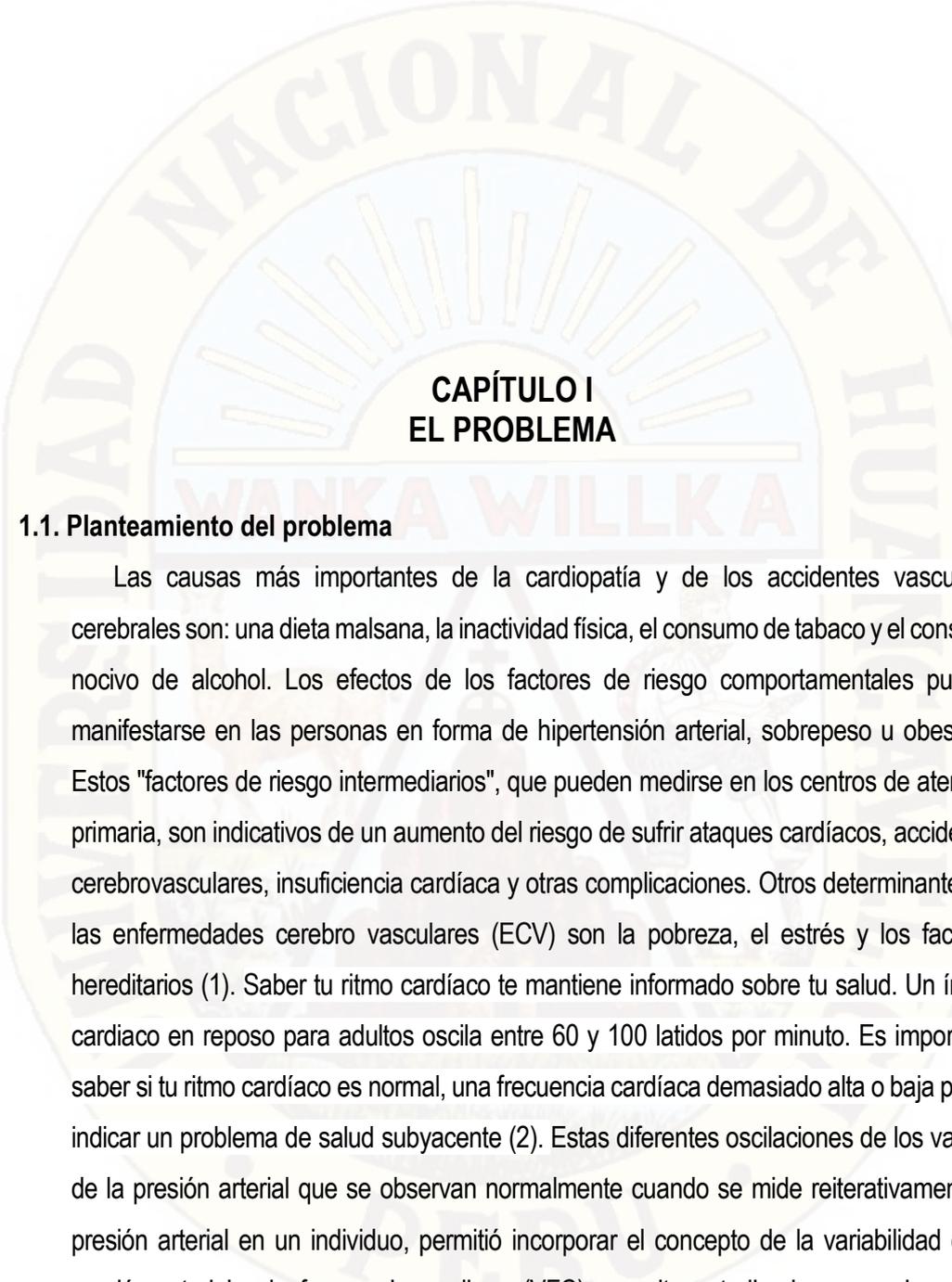


INTRODUCCIÓN

En estado de reposo todas las personas: Jóvenes, viejos, flacos o gordos; tienen una variación permanentemente de su intervalo cardiaco RR, debido a la actividad física o mental que en ese momento están realizando. Una persona en estado de reposo a menor variación del intervalo cardiaco RR implica mayor coherencia cardiaca. Un deportista de alto rendimiento tiene en estado de reposo sus periodos cardiacos más largos (menor frecuencia cardiaca), y en cambio en personas sedentarias y con sobrepeso sus periodos cardiacos son más cortos (mayor frecuencia cardiaca), se debe a que es más dificultoso enviar la sangre por todo el cuerpo, ya sea porque las paredes internas de las arterias sanguíneas no están limpias y/o porque requiere mayores volúmenes de energía. También en personas deportistas, sin problemas psicosomáticos y/o psicológicos; la variación de su periodo cardiaco (VPC) es mínima, caso contrario aumenta la VPC. Por lo tanto, a mayor índice de masa corporal menor intervalo cardiaco RR.

El análisis espectral de la variación de la frecuencia cardiaca por lo general solo se realiza después de completar el proceso de monitoreo. Por esta razón, la idea es analizar el tiempo entre dos pulsos cardiacos R consecutivos (intervalo RR o periodo cardiaco), para obtener el resultado antes de finalizar el monitoreo del ritmo cardiaco. Esta primera etapa solo busca confirmar que es posible construir un equipo electrónico económico y de fácil manejo, que pueda monitorear aceptablemente la variación del periodo entre pulsos consecutivos mediante el monitoreo de los intervalos RR de una señal cardiaca. A mayor índice de masa corporal, se producirá una mayor variación del periodo entre dos pulsos consecutivos y periodos cardiacos con menos milisegundos. El equipo electrónico propuesto basado en Arduino Due entregó por cada usuario, los siguientes datos: Variación del periodo cardiaco (intervalo RR) y periodo medio. Se comparó con la variación del índice de masa corporal, y hay una excelente correlación.

La plataforma de desarrollo con hardware y software de código abierto Arduino Due tiene un poderoso microcontrolador RISC AVR de 32 bits y 84 MHz. Facilita el diseño, también facilita la compartición de programas y diseños electrónicos.



CAPÍTULO I EL PROBLEMA

1.1. Planteamiento del problema

Las causas más importantes de la cardiopatía y de los accidentes vasculares cerebrales son: una dieta malsana, la inactividad física, el consumo de tabaco y el consumo nocivo de alcohol. Los efectos de los factores de riesgo comportamentales pueden manifestarse en las personas en forma de hipertensión arterial, sobrepeso u obesidad. Estos "factores de riesgo intermediarios", que pueden medirse en los centros de atención primaria, son indicativos de un aumento del riesgo de sufrir ataques cardíacos, accidentes cerebrovasculares, insuficiencia cardíaca y otras complicaciones. Otros determinantes de las enfermedades cerebro vasculares (ECV) son la pobreza, el estrés y los factores hereditarios (1). Saber tu ritmo cardíaco te mantiene informado sobre tu salud. Un índice cardíaco en reposo para adultos oscila entre 60 y 100 latidos por minuto. Es importante saber si tu ritmo cardíaco es normal, una frecuencia cardíaca demasiado alta o baja puede indicar un problema de salud subyacente (2). Estas diferentes oscilaciones de los valores de la presión arterial que se observan normalmente cuando se mide reiterativamente la presión arterial en un individuo, permitió incorporar el concepto de la variabilidad de la presión arterial y la frecuencia cardíaca (VFC), permite estudiar los mecanismos de regulación del sistema cardiovascular no solo en condición de normalidad sino también cuando estos se alteran para producir la condiciones de enfermedad, por ejemplo la hipertensión arterial, la insuficiencia cardíaca, y la diabetes entre otras (3). Entre los factores de riesgo relacionados con las afecciones cardíacas, aparte de la depresión, se cuentan los niveles elevados de colesterol (una sustancia parecida a la grasa) en la sangre, la

hipertensión y el tabaquismo. La obesidad y la inactividad física son otros factores que pueden contribuir a las afecciones cardíacas. El ejercicio regular, la buena nutrición y dejar de fumar son esenciales para controlar los factores de riesgo en el caso de las enfermedades del corazón (4).

En la Universidad de Stanford (California), el Dr. Luskin monitoreo la coherencia cardíaca de un grupo de pacientes que sufren de insuficiencia cardíaca severa. Al cabo de seis semanas de tratamiento, el grupo había aprendido a controlar su coherencia cardíaca, conseguido disminuir de manera considerable su nivel de estrés (un 22%), y de depresión (un 34 %). Por el contrario, todos los indicadores del grupo que no había recibido más que los tratamientos habituales para la insuficiencia cardíaca, eran peores que los niveles de partida (5). La monitorización de la evolución de la frecuencia cardíaca en la fase de recuperación tras realizar esfuerzo físico es un método simple y no invasivo para valorar la salud cardiovascular y la condición física de los sujetos (6).

El análisis de la frecuencia cardíaca es complejo para el usuario no especializado, el análisis de la evolución del intervalo de tiempo entre pulsos R cardíaca permite obtener con mayor facilidad resultados inmediatos y de fácil entendimiento. No venden equipos para monitorear el intervalo cardíaco RR.

1.2. Formulación del problema

1.2.1. Problema general

- A. ¿Cómo monitorear electrónicamente la variación del periodo cardíaco, para ayudar al especialista en identificar la salud de un usuario?

1.2.2. Problemas específicos

- A. ¿Cuál es el algoritmo para monitorear electrónicamente el valor medio del periodo entre pulsos del ritmo cardíaco para ayudar al especialista en identificar la salud de un usuario?
- B. ¿Cómo se clasifican los valores del periodo entre pulsos del ritmo cardíaco (intervalos RR) para monitorear electrónicamente su variación y el valor medio, y ayude al especialista a identificar la salud de un usuario?

1.3. Objetivos: general y específicos

1.3.1. Objetivo general

A.- Construir un equipo electrónico prototipo para monitorear en forma sencilla la variación del periodo entre pulsos del ritmo cardiaco y apoye al especialista en identificar la salud de un usuario.

1.3.2. Objetivos específicos

A.- Implementar un programa en un equipo electrónico prototipo para monitorear el valor medio del periodo entre dos pulsos consecutivos y apoye al especialista en identificar la salud de un usuario.

B.- Implementar un programa en un equipo electrónico prototipo que utilice una clasificación adecuada de los valores de los periodos entre pulsos del ritmo cardiaco para monitorear su variación y el valor medio.

1.4. Justificación

1.4.1. Científica

Los muchos estudios realizados como el de Miguel García Gonzáles (7) utilizan como señal de entrada la frecuencia cardiaca, están basados en el análisis espectral, el cual requiere periodos de monitoreo más prolongados y el análisis espectral se realiza después del periodo de monitoreo. Pero en el presente trabajo se utiliza como señal de entrada el periodo cardiaco (intervalo RR), por lo tanto, sería un aporte científico el conocer en un usuario la variación del periodo entre pulsos consecutivos, permite obtener resultados que se van obteniendo en línea, el procesamiento de datos es menos complicado haciendolo mucho más rápido y robusto.

1.4.2. Económica

Al utilizar el análisis en el tiempo para monitorear la variación del ritmo cardiaco, se podrá utilizar procesadores de bajos precios basados en plataformas de arquitectura abierta y software libre, reduciendo costos. Posibilitando la masificación del producto en el tratamiento de males cardiacos, problemas psicosomáticos y estado metabólico de las personas.

1.4.3. Tecnológica

Los equipos que actualmente existen en el mercado, utilizan el análisis en frecuencia para monitorear la variación del ritmo cardiaco, que requieren procesadores y mayor cantidad de datos para obtener un resultado. El análisis en función de tiempo permitirá simplificar el procesamiento de datos en el monitoreo de la variación del ritmo cardiaco.

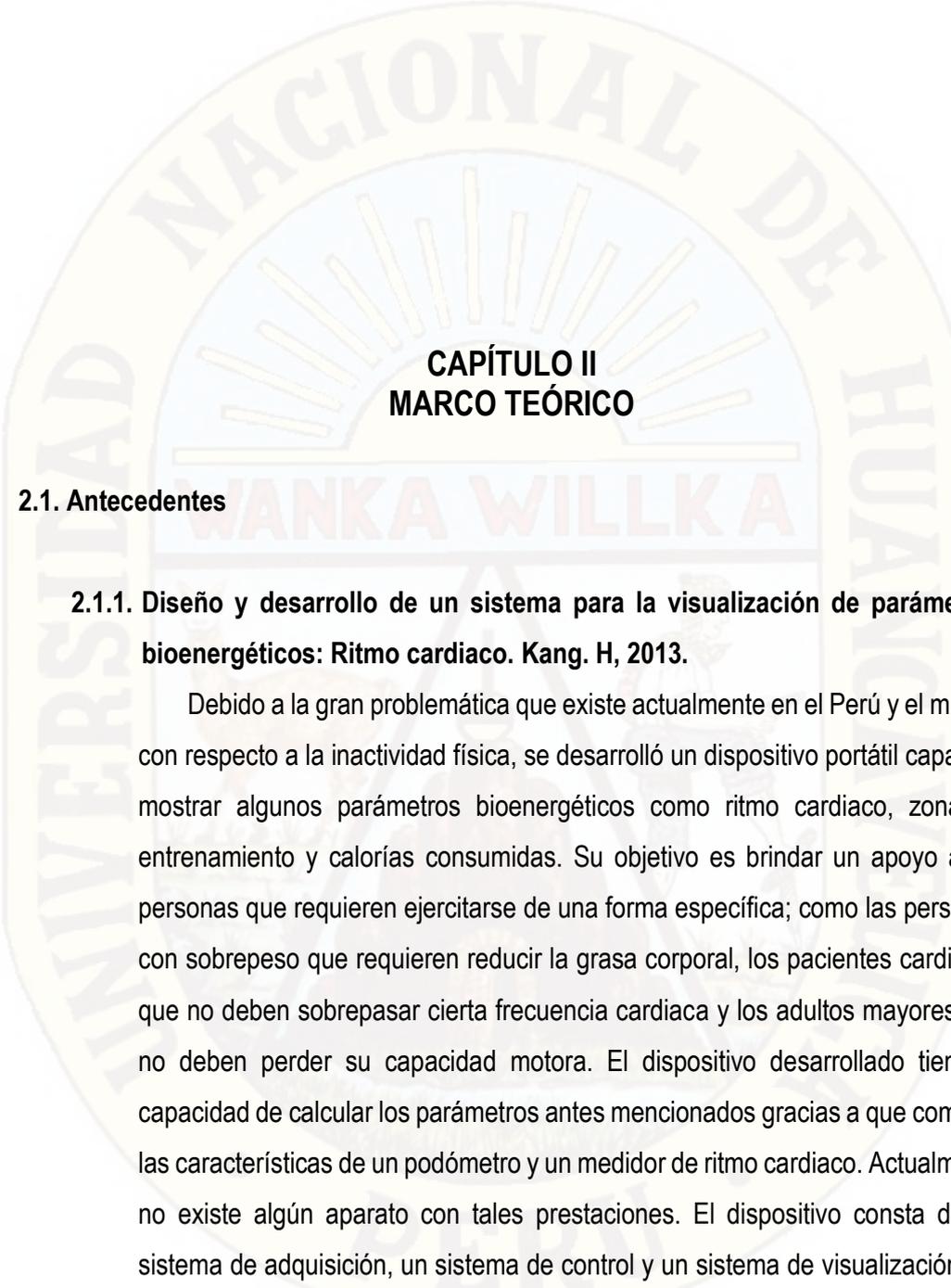
1.5. Delimitación del estudio

El presente trabajo de investigación está delimitado principalmente para usuarios: Varones, jóvenes, urbanos y con buena salud, cuya residencia habitual se encuentra sobre los tres mil metros sobre el nivel del mar y todos estudiantes universitarios. El monitoreo de datos de entrada, sus respectivas correcciones y un monitoreo final (se realizaron durante tres meses), dentro de los ambientes de la Escuela Profesional de Ingeniería Electrónica de la Universidad Nacional de Huancavelica.

1.6. Limitaciones del estudio

Por razones económicas, se utilizó una muestra de 24 jóvenes de estudiantes universitarios voluntarios los cuales fueron seleccionados por su predisposición. Como es una investigación cuya principal área de interés es la ingeniería electrónica, para confirmar el funcionamiento del equipo electrónico propuesto, sólo se estudia la correlación de los resultados del equipo con el índice de masa corporal (IMC).

Por eso, antes de medir los valores de los intervalos RR, se exigió que el usuario primero pase por un periodo de reposo, con la finalidad de atenuar la influencia por estados de ánimo o alguna actividad física (como: Caminar rápido, subir una escalera, algún estado de depresión, enfermedades metabólicas, etc.). con el propósito de abaratar los costos y por las facilidades de acceso a subrutinas y dispositivos compatibles, se optó por utilizar una plataforma avanzada de desarrollo libre como Arduino (Arduino DUE). Las pruebas iniciales se realizaron en plataforma Arduino Mega.



CAPÍTULO II MARCO TEÓRICO

2.1. Antecedentes

2.1.1. Diseño y desarrollo de un sistema para la visualización de parámetros bioenergéticos: Ritmo cardiaco. Kang. H, 2013.

Debido a la gran problemática que existe actualmente en el Perú y el mundo con respecto a la inactividad física, se desarrolló un dispositivo portátil capaz de mostrar algunos parámetros bioenergéticos como ritmo cardiaco, zona de entrenamiento y calorías consumidas. Su objetivo es brindar un apoyo a las personas que requieren ejercitarse de una forma específica; como las personas con sobrepeso que requieren reducir la grasa corporal, los pacientes cardiacos que no deben sobrepasar cierta frecuencia cardiaca y los adultos mayores que no deben perder su capacidad motora. El dispositivo desarrollado tiene la capacidad de calcular los parámetros antes mencionados gracias a que combina las características de un podómetro y un medidor de ritmo cardiaco. Actualmente no existe algún aparato con tales prestaciones. El dispositivo consta de un sistema de adquisición, un sistema de control y un sistema de visualización. En el sistema de adquisición, un sensor de aceleración se encarga de captar la señal para el podómetro y tres electrodos se encargan de captar la señal del corazón. Ambas señales son acondicionadas antes de pasar al sistema de control donde un microprocesador las evalúa y realiza los algoritmos respectivos para calcular los parámetros bioenergéticos.

Por último, el sistema de visualización es el encargado de mostrar dichos parámetros al usuario. Es necesario añadir que, para calcular los parámetros con mayor precisión, se utilizan algunos datos ingresados por el usuario, tales como su edad, su peso y su longitud de zancada. Según las pruebas realizadas, se logró obtener margen de error menor al 3%, cumpliendo así con el objetivo de precisión propuesto. Se espera que en un futuro sea implementado y utilizado por las personas (8).

2.1.2. Señal de seismocardiograma (SCG) una alternativa para el monitoreo de la variabilidad del ritmo cardíaco (VRC). Rivero, Ilen; Valdés, Ernesto; Valdés, Fernando.

La señal seismocardiograma (el análisis de la VRC a partir de señales cardíacas mecánicas). La adquisición de la señal de seismocardiograma (SCG) resulta simple y económica en comparación con la señal de electrocardiograma (ECG). La señal del SCG puede ser una alternativa para el monitoreo de la variabilidad del ritmo cardíaco (VRC). Existen diferentes métodos para el análisis de la VRC a partir de señales cardíacas mecánicas. Uno de los algoritmos más comunes está basado en la detección de los latidos en el SCG. En este trabajo se propone un algoritmo que mediante un análisis espectro temporal de la señal del SCG se obtiene una serie frecuencias cardíacas instantáneas (FCI) equivalente a la obtenida por el ECG. Se alcanza más de un 95% de similitud y precisión entre la serie FCI del SCG respecto a la del ECG. Estos resultados muestran que el método implementado puede servir para los especialistas en el monitoreo de la VRC a partir de la señal del SCG. La frecuencia cardíaca (FC) es uno de los parámetros no-invasivos que ha demostrado ser útil para el análisis y la valoración de la actividad cardíaca del paciente. La Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca (VFC) está dada en la variación de la frecuencia del latido, es decir, los latidos se producen con una variación de frecuencia pues el tiempo entre los latidos es variable. El análisis de la VFC posibilita el pronóstico y diagnóstico de cardiopatías y neuropatías. Una forma tradicional para el análisis de la VFC es a partir de la serie RR en el ECG. El ECG es el registro de la

actividad eléctrica del corazón, formado por las ondas P, Q, R, S y T. Refleja la propagación de la despolarización y repolarización eléctricas de las diversas cámaras contráctiles del corazón (9).

2.1.3. Diseño y construcción de un sistema para la medición del pulso cardiaco usando técnicas pletismográficas. Samamé, Irvin; Joel, Castillo.

En el amplio campo de la electrónica médica, hay diversas maneras en la cual se puede medir la mayoría de cambios originados en el cuerpo de una persona, esto debido a que la persona para poder contar con estado de salud optimo, internamente a nivel celular, ocurren diversos cambios químicos, debido a la cantidad de sales y otros elementos que hay en nuestro cuerpo; La Ing. Electrónica se encarga de observar estos cambios químicos y diseña dispositivos capaces de medir estos cambios internos, para que de esta manera ver si una persona está en un estado óptimo o está fuera de estos parámetros (padeciendo una enfermedad), esto ayuda al médico al momento de recetar un medicamento. Estos equipos se hacen más sofisticados debido al avance de la tecnología, pero debido a estos avances y mejora de equipos, hacen que cada vez sean más caros; la idea de este proyecto es hacer un producto que pueda mostrar las señales provenientes de la persona a un bajo costo, pero debido a que el proyecto es simple, no posee la precisión de equipos sofisticados, pero al menos puede ayudar a detectar ciertas anomalías, o sino también para hacer un análisis preventivo antes de pasar por una maquina cuyo análisis es más caro. Como proyecto de laboratorio se tomó un pulsímetro, que es un dispositivo capaz de medir el flujo de sangre de la persona y de esta manera ver el funcionamiento de esta y que se encuentre dentro de sus parámetros de funcionamiento normales. El proyecto muestra la onda pletismográfica mediante un dispositivo electrónico adaptado al dedo, el cual llamaremos el pulsímetro. Se presentará las distintas etapas de filtraje utilizado en el circuito para poder obtener la onda pletismográfica perfecta y sin ningún tipo de distorsión que será de gran ayuda tanto para el doctor y el paciente tener una lectura clara y precisa de dicha onda (10).

2.1.4. La respuesta cardíaca como medida de la ansiedad en deportes de riesgo.

Gutierrez, Melchor; Amat, Jose; Ruiz, Antonio; Sanchis, Carlos

En la presente investigación se intenta demostrar el valor de la frecuencia cardíaca como índice objetivo de respuesta ante situaciones acompañadas de diferentes niveles de estrés, a pesar de las manifestaciones de Lacey y cols. (1953) en relación con la respuesta autonómica estereotipada. Para ello, se han tomado 28 escaladores con grados de experiencia desde 5A hasta 8C y 20 universitarios no escaladores ni practicantes de otros deportes de riesgo, como grupo de control. Sometidos a cuatro fases de una situación experimental que culmina con el salto en puenting, se comprueba que la respuesta cardíaca de todos los sujetos es diferente para cada fase, según el nivel de estrés implicado en la misma, así como un comportamiento cardiovascular muy paralelo entre los deportistas evaluados. Desde los datos aportados en este trabajo, parece confirmarse la frecuencia cardíaca como indicador válido de las respuestas emocionales ansiosas en deportes de riesgo. Como conclusión final, derivada tanto los datos obtenidos como del soporte científico ofrecido por los resultados obtenidos en las investigaciones anteriormente citadas, se confirma la respuesta cardíaca como una forma objetiva de medir el nivel de ansiedad de los sujetos ante las situaciones estresantes que presentan numerosos deportes de riesgo (11).

2.2. Bases teóricas

2.2.1. Plataforma de hardware libre

Cuando se cumple que los dispositivos de hardware cuyas especificaciones y diagramas esquemáticos son de acceso público es hardware libre. Siempre recordando que libre no es sinónimo de gratis. El hardware toma las mismas ideas de software libre para aplicarlas en su campo, en lo referente a las cuatro libertades: Libertad de uso, de estudio y modificación, de distribución, y de redistribución. Para que las personas puedan acceder, como mínimo, a los

planos de construcción. Llevar a la práctica el concepto de hardware libre tiene varias dificultades, la dependencia tecnológica extranjera de los componentes es una de ellas, al intentar fabricar un diseño se puede encontrar con el problema de la falta de material. Esto más acentuado en los países pobres y/o dependientes, con escasas herramientas indispensables para el desarrollo de las naciones por eso es de vital importancia. Los costos de producción al utilizar el hardware que un tercero ha diseñado, primero lo tiene que fabricar, para eso primero tendrán que comprobar los componentes necesarios, construir el diseño y verificar que se ha hecho correctamente, elevándose los costos. Las ventajas de hardware libre es la independencia tecnológica permite a las naciones no depender de ninguna otra que otra disminuye los costos y tiempo de diseño en sus trabajos y se pueden reutilizar los diseños. La principal desventaja del hardware libre es que tienden a ser diseños específicos y únicos, dificultando su reproducción. El proyecto Arduino es una de las primeras iniciativas nacidas bajo el concepto de hardware libre es el proyecto Arduino. Esta plataforma consiste en una placa con diversas entradas y salidas que permite el desarrollo de infinidad de proyectos para el control de objetos interactivos autónomos al mismo tiempo que sirve de plataforma para estudiantes como iniciación en el mundo de la electrónica (12).

A. ARDUINO DUE: Es una plataforma de hardware libre basada en el microcontrolador de Atmel® SAM3X8E ARM Cortex-M3 CPU, de 32 bits (figura N°1). Tiene 54 pines digitales de entrada/salida, 12 de ellas puede utilizarse con PWM (Modulación por ancho de pulso), 12 entradas analógicas, 4 Interfaces asíncronas de transmisión y recepción de datos (UARTs, puertos seriales). También tiene dos convertidores digitales analógicos, un reloj de 84 MHz, 512 Kbytes de memoria Flash y 100 Kbytes de memoria SRAM. A diferencia de otras placas Arduino Due (figura N° 1) trabaja con 3.3 V (13). Sus convertidores analógicos digitales tienen una resolución de doce bits y también funcionan como CAD de diez bits. La resolución de los CADs se programa vía software.

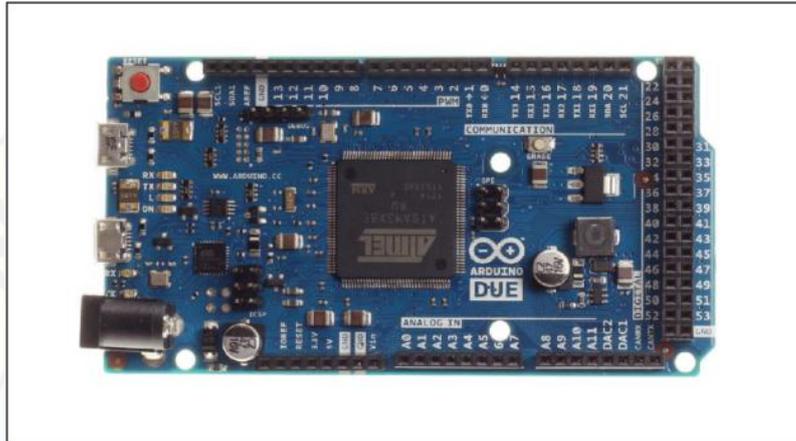


Figura N° 1. Arduino Due.

2.2.2. Pulsioximetría

Es la medicina no invasiva (10) del oxígeno transportado por la hemoglobina en el interior de los vasos sanguíneos. Se realiza con un aparato llamado pulsioxímetro. El dispositivo emite luz con dos longitudes de onda de 660 nm (luz roja), 940 nm (luz infrarroja) que son características respectivamente de la oxihemoglobina (portador de oxígeno) y la hemoglobina (no lleva oxígeno) reducida, de esta manera se puede monitorear la cantidad de oxígeno que lleva la sangre. La mayor parte de la luz es absorbida por el tejido conectivo, piel, hueso, y sangre venosa en una cantidad constante, produciendo un pequeño incremento de esta absorción en la sangre arterial con cada latido, lo que significa que es necesaria la presencia de pulso arterial para que el aparato reconozca a alguna señal. Para monitorear la cantidad de oxígeno se debe ubicar el sensor óptico sobre el dedo o en la oreja, con un leve sistema permanente de presión.

La pulsioximetría tiene como función medir la relación, en un intervalo de tiempo concreto, entre las diferencias de absorción de las luces rojas e infrarrojas, una relación que se vincula directamente con la saturación de la oxihemoglobina. El pulsioxímetro está formado por un emisor de luz en un lado de la pinza, y en el otro extremo por un sensor receptor óptico. La hemoglobina es un conjunto de proteínas con una molécula de hierro, donde se fija el oxígeno, cuando esto ocurre, la proteína cambia de forma, aprovecha esta característica para medir el oxígeno en la sangre (14).

A. Pulse sensor: Es un proyecto de código abierto creado por Joel Murphy y Yury Gitman tienen como voltaje de alimentación de 3 a 5 voltios y consume máximo de 4 mA. Es un dispositivo plug-and-play (conectar y usar) para la plataforma de desarrollo libre Arduino (15). Funciona con un sensor de ritmo cardíaco óptico, una etapa de amplificación y un filtro para el ruido, lo cual hace que su señal de salida sea confiable y estable (figura N° 2). Basado en un LED emisor y un sensor receptor, la cantidad de luz reflejada por el dedo cuando hay paso de corriente sanguínea define la salida del sensor. Por lo que es posible visualizar gráficamente o numéricamente la información del mismo (16).



Figura N° 2.- Sensor de pulso cardíaco.

2.2.3. TFT LCD:

El gran salto en la investigación en la tecnología TFT se dio con las investigaciones de LeComber y su equipo que en 1979 describieron las características de un TFT (transistores de película fina) de a-Si que encajaban perfectamente con los requerimientos de celdas de cristal líquido, con una tensión de estado OFF muy baja y relaciones de ON/OFF muy buenas, sentando así las bases para los paneles TFT-LCD modernos. Es más, los circuitos TFT de a-Si se pueden fabricar a bajas temperaturas (250-350 °C), lo que permite el uso de sustratos de vidrio baratos, posibilitando así la fabricación a gran escala (17). La mayor motivación que llevó a la investigación del TFT fue la mejora de la velocidad de respuesta con respecto al LCD (Liquid Crystal Display). El cristal

TFT tiene tantos TFT como número de píxeles reproducidos y, además, un filtro de color. Los cristales líquidos se mueven según la diferencia de tensión entre el cristal de filtro del color y el cristal TFT. La cantidad de luz suministrada queda determinada por el movimiento de los cristales líquidos (figura N° 3).

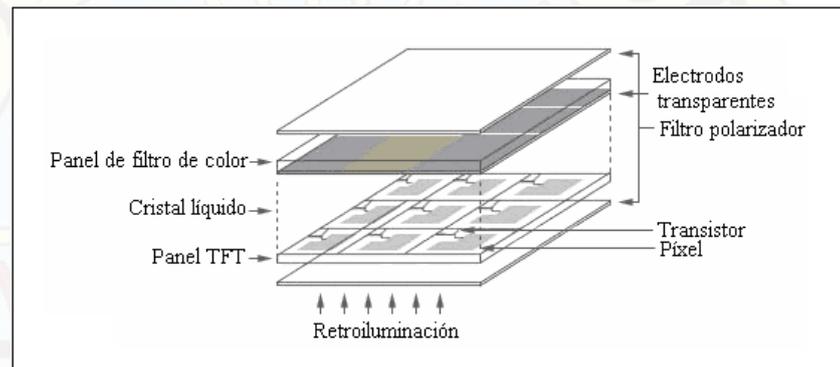


Figura N° 3.- TFT-LCD.

A. TFT-LCD-2.97" de mcufriend: Pantalla TFT LCD (Thin Film Transistor-Liquid Crystal Display, pantalla de cristal líquido de transistores de película fina) a color de 2,97", tiene una luz de fondo brillante de 4 LED blancos y pantalla táctil resistiva de cuatro hilos. Disponible con SHIELD para Arduino UNO, basado en el chip controlador LCD ILI9341 de 320×240 píxeles de resolución y 262.000 colores. Compatible con una tensión de 5 V ya que dispone de regulador de tensión en placa de 3.3 V. Para usar este escudo con Arduino, necesitamos una biblioteca adecuada. La biblioteca TFT preinstalada que viene con el IDE de Arduino usa la interfaz SPI. Como el SPI es lento para un tamaño de pantalla de 2.97", este LCD utiliza una interfaz paralela (figura N° 4), aunque se requieren más pines. El panel LCD toma ocho pines de entrada/salida (bus de datos paralelo de 8 bits) LCD_D0 a LCD_D7. La tarjeta SD necesita otras cuatro señales: Selección de datos DI ingresados, datos OD finalizados y reloj de datos SCK. Pero el panel LCD necesita otros cinco pines (RST, CS, RS, WR, RD) para controlar el bus de datos de ocho bits, ocupando cinco de los seis pines de E/S analógicas (18).



Figura N° 4.- TFT LCD (www.mcufriends.com).

2.2.4. Composición corporal y variación del ritmo cardiaco

La composición corporal (CC) y la variabilidad de la frecuencia cardiaca (VFC) están estrechamente relacionadas con la salud de las personas. Existe una relación entre la CC y la VFC, de tal forma que una disminuida VFC está asociada a un alto porcentaje de grasa corporal y a un menor porcentaje de masa muscular (19).

Por otro lado, la variabilidad de la frecuencia cardiaca (VFC) es el término que describe las variaciones de la frecuencia cardiaca instantánea y del intervalo de tiempo que transcurre entre cada latido, conocido comúnmente como intervalo RR (Grupo de Trabajo de la Sociedad Europea de Cardiología y la Sociedad Norte Americana de Electrofisiología, 1996). Autores más recientes, como Rodas et al. (2008), la han definido como la variación de la frecuencia del latido cardiaco durante un intervalo de tiempo definido.

A. Índice de Masa Corporal: Índice de masa corporal o IMC en una persona es la razón entre el peso y el cuadrado de la altura, según la Organización Mundial de la Salud, ofrece un cálculo rápido y fácil que puede identificar potenciales problemas de peso en los adultos. Ayuda a clasificar a los individuos como: Bajo peso, normal, sobrepeso u obesidad (tabla N° 1).

Tabla N° 1.- Potenciales problemas de peso en adultos.

	Clasificación	IMC (Kg/m ²)	Riesgo
01	Normal	18.5 – 24.9	Promedio
02	Sobrepeso	25 – 29.9	Aumentado
03	Obesidad grado I	30 – 34.9	Moderado
04	Obesidad grado II	35 – 39.9	Severo
05	Obesidad grado III	Más de 40	Muy Severo
IMC = Peso/(altura*altura)			

B. Efectos en el ritmo cardiaco: Si usted tiene sobrepeso para su tamaño, según la Asociación Nacional de Medicina de Emergencia, que tendrá una frecuencia cardíaca global superior. Eso se debe a que su corazón tendrá que bombear más fuerte para suministrar energía al cuerpo. Un mayor nivel de presión arterial también es un corolario de alto peso. Debido a que el IMC se correlaciona con el peso, sino que también, por tanto, se correlaciona con la frecuencia cardíaca durante el ejercicio. La dificultad que el corazón tendrá que bombear sangre en medio de la actividad vigorosa significa que tendrá a latir más rápido en individuos con IMC elevado para satisfacer las necesidades del cuerpo (20). La frecuencia cardíaca es mayor en los “peso normal” y menor en los obesos, pero estas diferencias no son estadísticamente significativas. El intervalo RR es menor en los “peso normal” y mayor en los sobrepesos. La variabilidad de la frecuencia cardíaca es menor en los “peso normal” y mayor en los sobrepesos estadísticamente significativo. Los jóvenes obesos tienen una variabilidad de la frecuencia cardíaca, y también los de “peso normal” (21).

2.3. Definición de términos

2.3.1. Arduino: Es una plataforma electrónica para prototipos de código abierto, está diseñada para hacer el uso de la electrónica en proyectos multidisciplinarios accesible fácilmente. El hardware consiste en un diseño simple para la tarjeta Arduino, con un procesador Atmel AVR y soporte de entradas y salidas de la tarjeta. El software consiste en un lenguaje de programación estándar y un boot loader que se ejecuta en la tarjeta. El hardware es programado empleando un lenguaje basado en cableado (sintaxis + librerías), muy similar a C++ con algunas simplificaciones y modificaciones, y un entorno de desarrollo integrado basado en Processing (22).

2.3.2. Arquitectura abierta: La batalla de las computadoras se basa en el tipo de procesador que pueden usar entre los dos competidores AMD e Intel, ahora se incorpora el procesador ARM. La arquitectura abierta de ARM es RISC-V, creada por investigadores de la universidad de California de Berkeley, en el 2010, está abierta para que lo use cualquiera, puede modificarse para Pc, servidores, teléfonos inteligentes y otros dispositivos (23).

2.3.3. ARM (Advanced RISC Machines): Máquinas Avanzadas Tipo RISC, es una arquitectura tipo RISC de 32 bits desarrollada por ARM Holdings. Es un conjunto de instrucciones ampliamente utilizado en unidades producidas. Concebida originalmente por Acorn Computers para su uso en ordenadores personales. La relativa simplicidad de los procesadores ARM los hace ideales para aplicaciones de baja potencia, convirtiéndolos en la opción dominante en el mercado de la electrónica móvil e integrada, basados en microprocesadores y microcontroladores pequeños, de bajo consumo y bajo costo (22).

2.3.4. Banda Base (Dominio frecuencial en bandas): Para cuantificar el efecto de cada una de las fuentes se debe realizar, a priori, una separación del dominio frecuencial en bandas. No hay un criterio formal sobre cuáles deben ser los límites de cada

banda ya que éstos deben ser necesariamente flexibles dependiendo de la aplicación (7).

2.3.5. Complejo QRS: Representa la propagación del estímulo, o la llamada despolarización de los ventrículos, la cual supone la alteración del estado eléctrico de las células cardiacas de los ventrículos. De modo paralelo a la despolarización tiene lugar la repolarización de las aurículas. Su duración es de 80 a 100 ms (22).

2.3.6. Fotodetector: Percibe la luz emitida por de los Leds, esta señal representa la luz que ha sido absorbida por el dedo y se divide en un componente de DC y un componente de AC. El componente de DC representa la absorción de luz del tejido, la sangre venosa, arterial y la sangre no pulsátil. El componente de AC representa la sangre arterial pulsátil (24).

2.3.7. Intervalo RR: Es la distancia entre ondas R pertenecientes a latidos cardiacos consecutivos. El Intervalo RR es una forma de medir el ritmo cardiaco (24). Es la diferencia de tiempo entre dos ondas R sucesivas, este intervalo se mide desde la aparición de una onda R hasta la aparición de la siguiente (22).

2.3.8. LCD de matriz activa: Se refiere a pantallas que utilizan un transistor por cada punto que se visualiza en pantalla, una pantalla de LCD de matriz activa de 1024x768 utiliza 786,432 transistores. Los transistores adicionales ponen el "activo" en matriz activa, haciéndolos tan brillantes como una RTC (25).

2.3.9. TFT-LCD (Thin Film-Transistor Liquid Cristal Display): Es una variante de pantalla de cristal que utiliza tecnología de transistor de película delgada (TFT) para mejorar su calidad de imagen. Las LCD de TFT son un tipo de LCD de matriz activa, aunque esto es generalmente sinónimo de LCD. Son usado en televisores, visualizadores de pantalla plana y proyectores (26).

2.3.10. Nodo sino auricular (nodo SA): En la parte superior de la aurícula derecha del corazón hay un paquete especializado de neuronas conocidas como el nódulo sino auricular (nódulo SA) actuando como el marcapasos natural del corazón, el nódulo SA se “activa” a intervalos regulares, haciendo que el corazón dé batidos con un ritmo de alrededor de 60 a 70 latidos por minuto en un corazón sano en reposo (27).

2.3.11. Onda R: Corresponde a la onda positiva con mayor amplitud del complejo cardiaco, esta onda es de gran importancia para el análisis del ECG ya que representa una referencia para la estimación de la frecuencia cardiaca instantánea. Los procesos empleados para la detección de la onda R permiten el realce y detección de esta componente en el dominio del tiempo (7).

2.3.12. Método espectral: El análisis espectral tiene como objetivo caracterizar el contenido frecuencial de una señal a partir de métodos de procesado de señal. Es útil para la detección de variaciones periódicas y se ha empleado exhaustivamente en el procesado de series temporales. Se sabe que en la variabilidad del ritmo cardíaco aparecen variaciones casi periódicas a distintas frecuencias y que son debidas a diferentes sistemas fisiológicos (7).

2.3.13. Oximetría de pulso: Es la medición no invasiva de la saturación de oxígeno (SpO₂). La saturación de oxígeno se define como la medición de la cantidad de oxígeno disuelto en la sangre, basado en la detección de la hemoglobina (Hb) y Desoxihemoglobina (HbO₂). El torrente sanguíneo se ve afectada por la concentración de Hb y HbO₂, y sus coeficientes de absorción se mide usando dos longitudes de onda 660 nm (luz roja) y 940 nm (luz infrarroja). La Hemoglobina desoxigenada (Hb) tiene una absorción mayor a 660nm y la hemoglobina oxigenada (HbO₂) tiene una mayor absorción en 940 nm (28).

2.3.14. RISC (Reduced Instruction Set Computer): Es un tipo de procesador que emplea únicamente instrucciones sencillas que se puedan ejecutar

rápidamente. Suelen ser arquitecturas basadas en registros de propósito general que operan siempre sobre operandos que se encuentran almacenados en el procesador, muy cerca de la unidad de ejecución (22).

2.3.15. Ritmo cardíaco en reposo: Se obtiene inmediatamente después de despertarse o bien, relajándose 5 minutos antes de la medición. Frecuencia cardíaca en reposo: De 1 a 10 años (70 ppm a 120 ppm), más de 10 años (60 ppm a 100 ppm) y atletas bien entrenados (40 ppm a 60 ppm) (28).

2.3.16. Señal electrocardiográfica (ECG): es la señal eléctrica generada por el corazón y registrada sobre la superficie del cuerpo mediante electrodos localizados siguiendo el criterio de alguno de los sistemas de derivaciones. Esta señal nos proporciona, de forma no invasiva, información de la actividad eléctrica del corazón y su estudio permite el diagnóstico no invasivo de las principales enfermedades cardíacas. La señal ECG refleja la actividad eléctrica del músculo cardíaco y, por tanto, presenta un comportamiento repetitivo correspondiente a las recurrencias de los sucesivos latidos cardíacos (24).

2.3.17. Variabilidad del ritmo cardíaco: Tiene su origen en los impulsos generados en el nodo SA. El instante en que se produce el impulso en el nodo SA viene aproximadamente determinado en el ECG por el inicio de la onda P. Sin embargo, dado que el intervalo entre la onda P y la aparición del complejo QRS no presenta variaciones importantes en latidos normales, se utiliza como punto fiducial algún instante característico del complejo QRS, que es más fácilmente detectable por tener mayor energía. Generalmente se emplea los pulsos por minuto que viene a ser el inverso del intervalo RR como medida del ritmo cardíaco (24).

2.4. Hipótesis

2.4.1. Hipótesis general

- A. Un equipo electrónico basado en la plataforma de desarrollo con hardware y software de código abierto Arduino Due, permite monitorear adecuadamente la variación del periodo entre dos pulsos del ritmo cardiaco consecutivos para ayudar al especialista en identificar la salud de un usuario.

2.4.2. Hipótesis específicas

- A. Un programa basado en la plataforma de desarrollo con hardware y software de código abierto Arduino Due, permite monitorear adecuadamente el valor medio del periodo entre dos pulsos del ritmo cardiaco consecutivos para ayudar al especialista en identificar la salud de un usuario.
- B. Clasificando el valor de los periodos entre pulsos del ritmo cardiaco en bandas de 10 ms en un equipo electrónico basado en la plataforma de desarrollo con hardware y software de código abierto Arduino Due, se monitorea adecuadamente la variación y valor medio de dicho periodo, para ayudar al especialista en identificar la salud de un usuario.

2.5. Definición operativa de variables e indicadores

2.5.1. Variable dependiente:

- A. **Variación del periodo cardiaco (VPC):** Mide las bandas bases con repeticiones de periodos entre pulsos consecutivos del ritmo cardiaco (Intervalo RR) mayores de 20. Esta variable es directamente proporcional al sobrepeso de los usuarios, porque el corazón requiere mayor fuerza para enviar el flujo sanguíneo a todo el cuerpo, por lo tanto, genera mayor inestabilidad en la variación del periodo cardiaco.

2.5.2. Variables independientes:

- A. **Valor medio del periodo cardiaco (VMP):** Media de todos los periodos entre pulsos consecutivos del ritmo cardiaco (Intervalo RR). Esta variable es

inversamente proporcional al sobrepeso de los usuarios, porque se requiere menor periodo cardiaco, para compensar el mayor requerimiento del flujo sanguíneo.

B. Número de bandas bases para los periodos cardiaco (NBP): Se refiere al número de Bandas que está dividido todos los valores posibles del periodo entre pulsos consecutivos del ritmo cardiaco (Intervalo RR).

2.5.3. Definición operativa de variables e indicadores

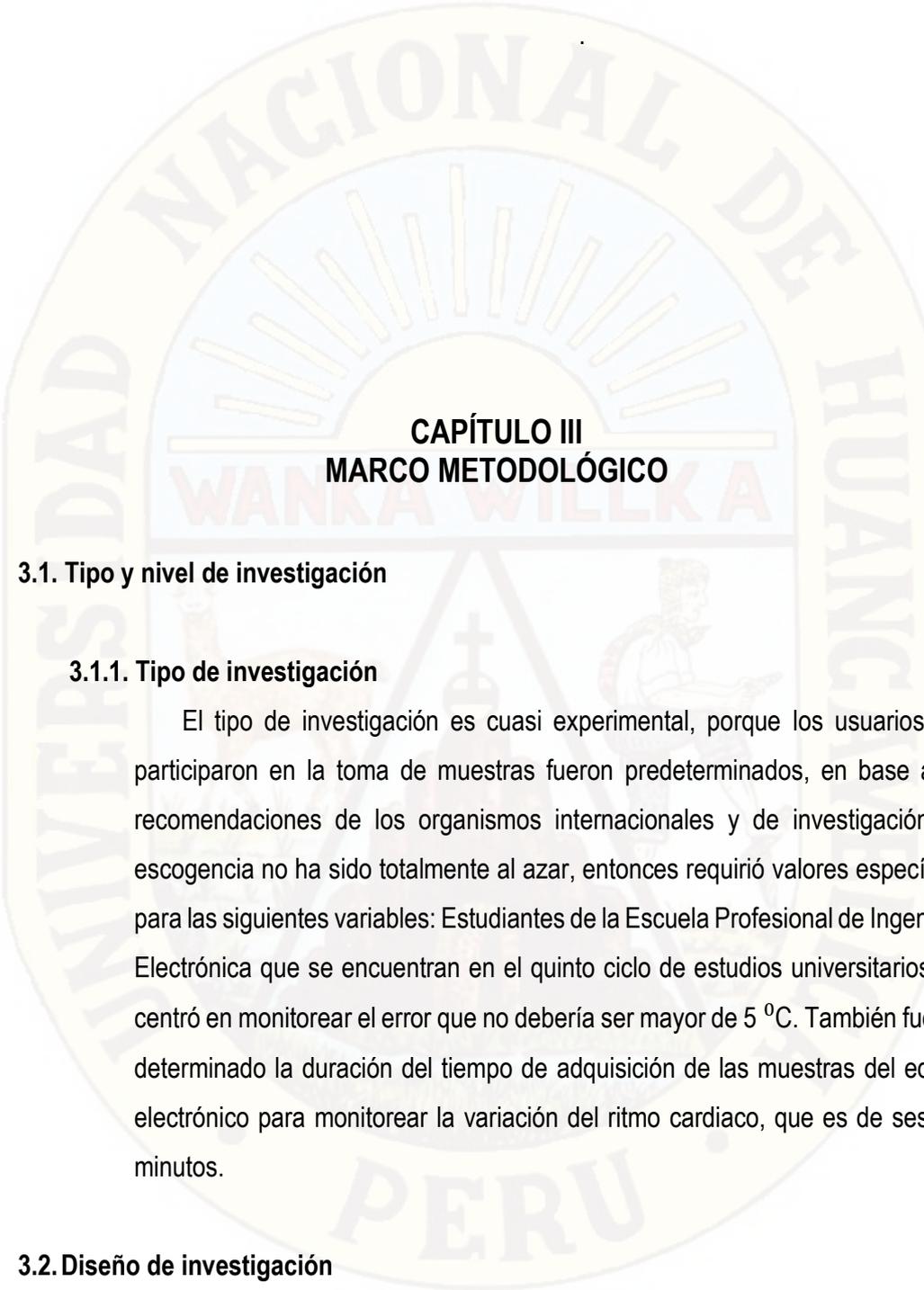
En las tablas N° 2 y N° 3 se puede ver la variable dependiente y las variables independientes:

Tabla N° 2.- Variables dependientes e indicadores.

OPERACIONALIZACION DE LAS VARIABLES DEPENDIENTES	UNIDADES DE LAS VARIABLES DEPENDIENTES
VPC = f(VMP, NBP)	A. Variación del periodo cardiaco (VPC): Mide las bandas bases con repeticiones de periodos entre pulsos consecutivos del ritmo cardiaco (Intervalo RR) mayores de 20. ms.

Tabla N° 3.- Variable independiente e indicador.

OPERACIONALIZACION DE LAS VARIABLES INDEPENDIENTES	UNIDADES DE LAS VARIABLES INDEPENDIENTES
VMP	A. Valor medio del periodo cardiaco (VMP): Media de todos los periodos entre pulsos consecutivos del ritmo cardiaco (Intervalo RR). ms.
NBP	B. Número de bandas bases para los periodos cardiaco (NBP): Se refiere al número de Bandas que está dividido todos los valores posibles de los periodos entre pulsos consecutivos del ritmo cardiaco (Intervalo RR). Sin unidad



CAPÍTULO III MARCO METODOLÓGICO

3.1. Tipo y nivel de investigación

3.1.1. Tipo de investigación

El tipo de investigación es cuasi experimental, porque los usuarios que participaron en la toma de muestras fueron predeterminados, en base a las recomendaciones de los organismos internacionales y de investigación, su escogencia no ha sido totalmente al azar, entonces requirió valores específicos para las siguientes variables: Estudiantes de la Escuela Profesional de Ingeniería Electrónica que se encuentran en el quinto ciclo de estudios universitarios. Se centró en monitorear el error que no debería ser mayor de 5 °C. También fue pre determinado la duración del tiempo de adquisición de las muestras del equipo electrónico para monitorear la variación del ritmo cardiaco, que es de sesenta minutos.

3.2. Diseño de investigación

El sistema propuesto consta de dos etapas: “Etapa de monitoreo de intervalos RR” y “Etapa de presentación de resultados” (figura N° 5). Estas dos etapas requieren un sensor óptico cardiaco, un teclado 4x4 y una pantalla TFT-LCD. El teclado y la pantalla nos sirven para ver los resultados del algoritmo.

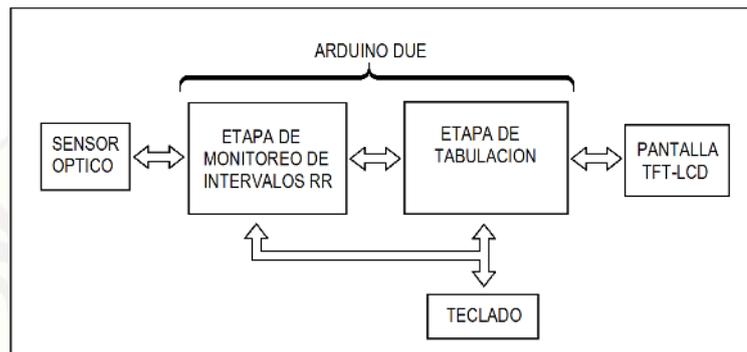


Figura N° 5.- Sistema propuesto.

La plataforma de desarrollo libre Arduino Due, puede verse en la figura N° 6.

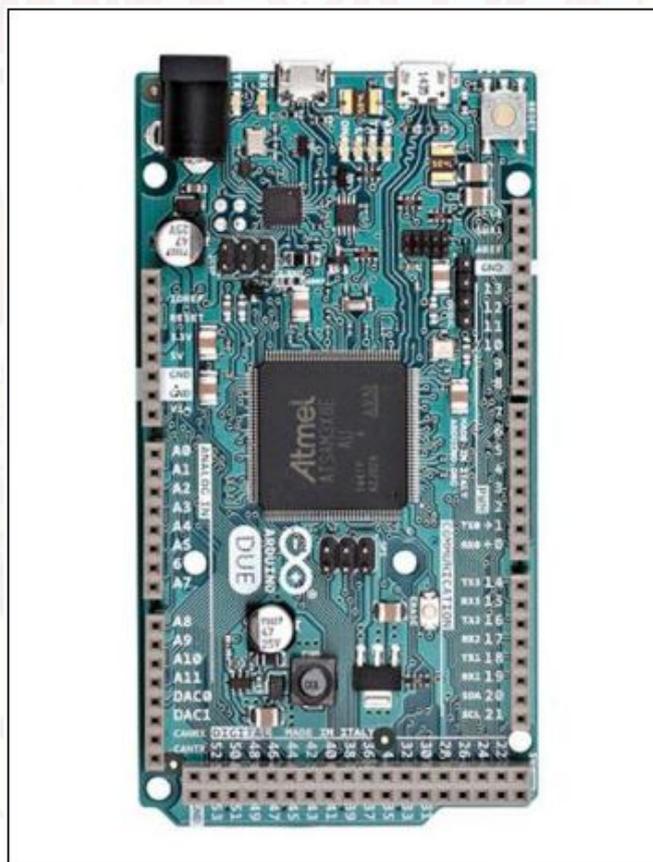


Figura N° 6.- Plataforma Arduino Due (www.mcufriends.com).

El sistema propuesto consta básicamente de la plataforma de hardware libre “Arduino Due” basado en el microcontrolador SAM3X8E, cuya versión gráfica reducida de la versión original obtenida en www.forum.arduino.cc (29) se puede ver en la figura N° 7. La plataforma “Arduino Due” solo trabaja con el voltaje de 3.3 V.

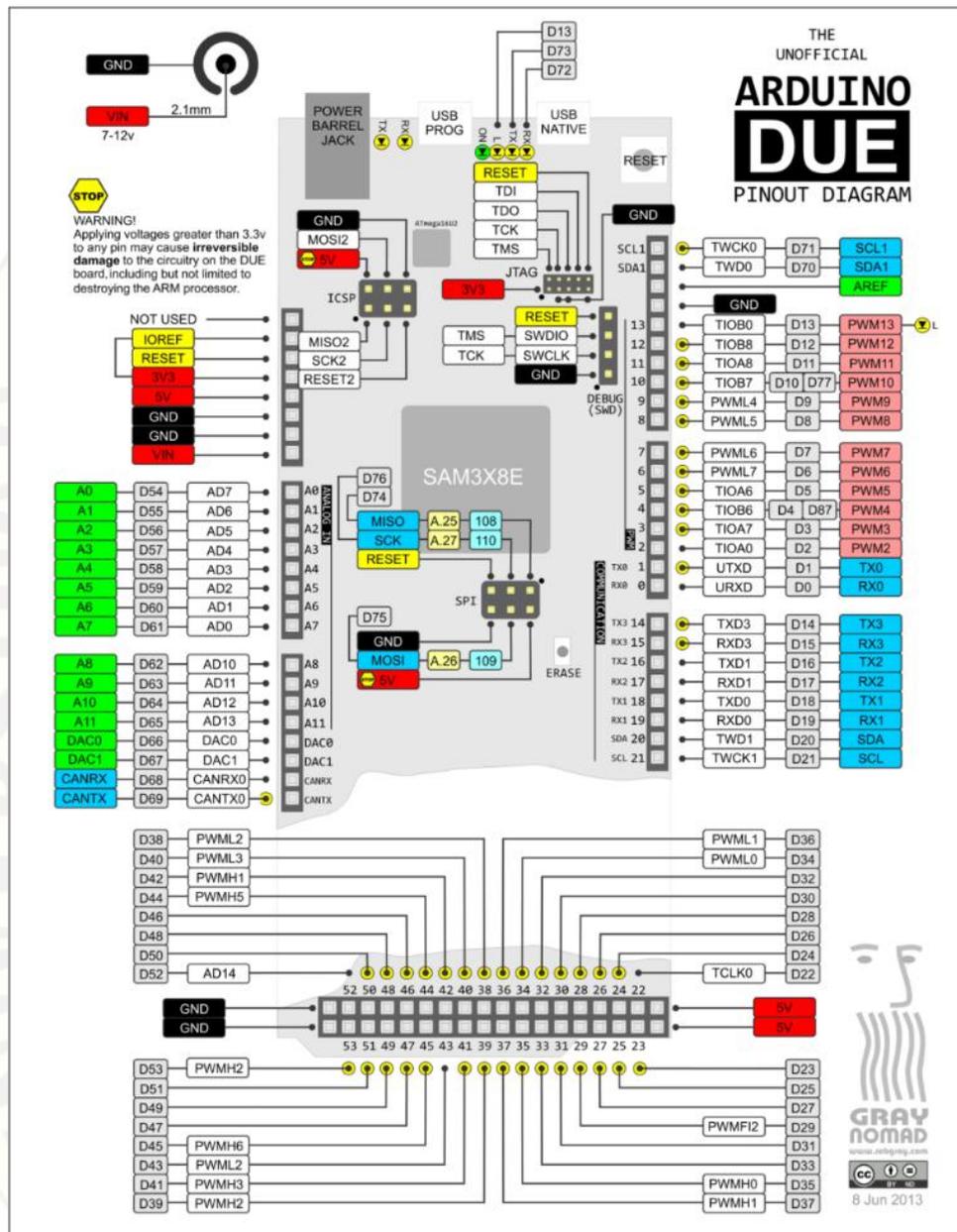


Figura N° 7.- Puertos del Arduino Due.

El "Shield" de la pantalla TFT-LCD (Pantalla de Cristal Líquido de Transistores de Película Fina) a color de 2,97" fue diseñado para encajar mediante dos filas de pines machos con la plataforma de hardware libre "Arduino Uno", también es compatible con "Arduino Due".

Considerando la compatibilidad física de los pines con el "Arduino Uno" con el "Arduino Due", instalamos el Shield de TFT-LCD sobre el "Arduino Due", como se puede ver en la figura N° 8 (30).



Figura N° 8.- Shield del TFT-LCD sobre el "Arduino Due".

La pantalla TFT-LCD y su respectivo shield y vienen juntos. Los pines del Shield TFT-LCD que empalman con los pines del "Arduino Due" son: Ocho pines de bus de datos (LCD_D0, LCD_D1, LCD_D2, LCD_D3, LCD_D4, LCD_D5, LCD_D6 y LCD_D7), cinco para control (LCD_RST, LCD_CS, LCD_RS, LCD_WR y LCD_RD) y cuatro pines para tarjeta SD (SD_SS, SD_DI, SD_DO y SD_SCK), como se puede ver en la figura N° 9.

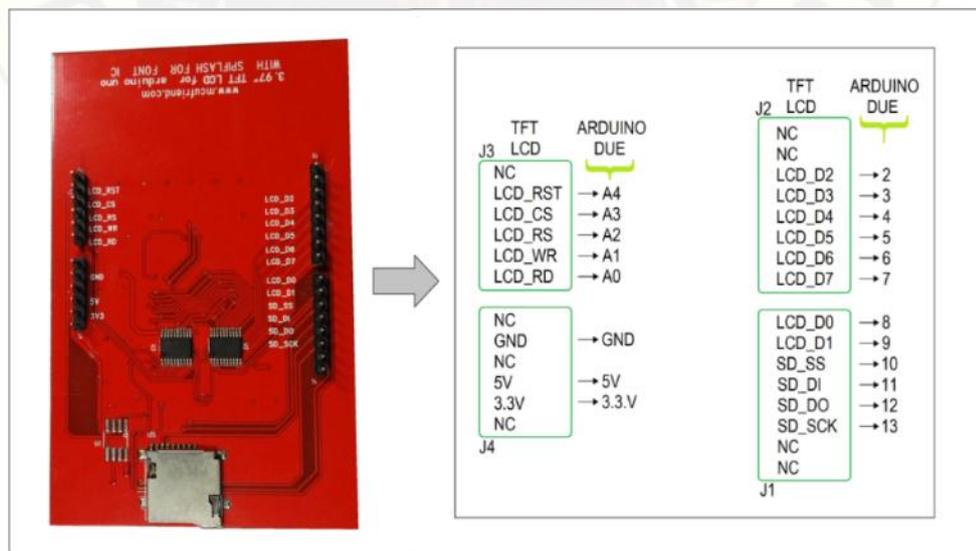


Figura N° 9.- Pines del Shield del TFT-LCD.

En la figura N° 9, se observa que la pantalla TFT-LCD tiene casi el mismo tamaño de la tarjeta “Arduino Due” por lo tanto impide el libre acceso a los demás pines, por lo tanto, optamos por cablear de tal manera que los pines restantes quedaron libres (figura N° 10). En general fue dificultoso trabajar con la plataforma “Arduino Due” aún no hay suficiente soporte en hardware y software, principalmente porque solo trabaja con 3.3 voltios, pero es compensado por su velocidad pues tiene un microcontrolador de 32 bits y un reloj de 84 MHz.



Figura N° 10.- Cableado entre TFT-LCD y el “Arduino Due”.

También el teclado 4X4 cableamos hacia la plataforma “Arduino Due”, que consta de ocho cables: Cuatro para las columnas del uC al teclado y otras cuatro para las filas del teclado hacia el uC (figura N° 11).

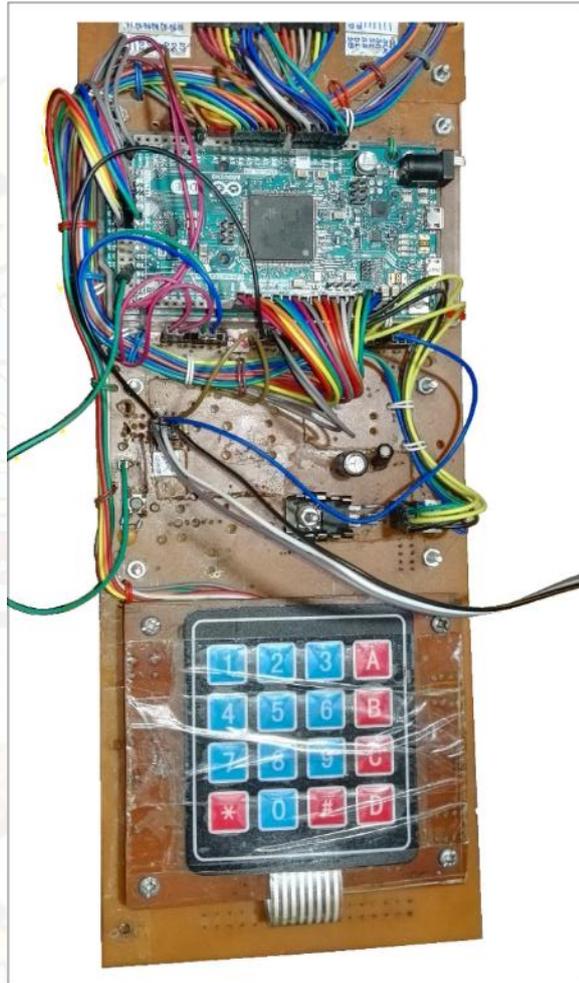


Figura N° 11.- Cableado entre Arduino Due y el teclado.

La función “analogReadResolution(12)” permitió activar el CAD de 12 bits de “Arduino Due” para digitalizar la señal analógica del sensor cardíaco (figura N° 12).

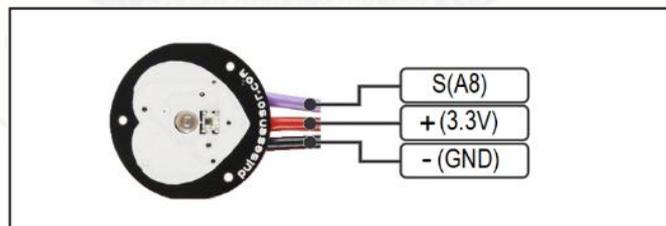


Figura N° 12.- Sensor cardíaco.

El punto más alto de la señal cardíaca se le denomina punto R y el punto más bajo se le denomina punto S. Al periodo entre dos puntos R del ritmo cardíaco se le denomina también “Intervalo RR” (figura N° 13).

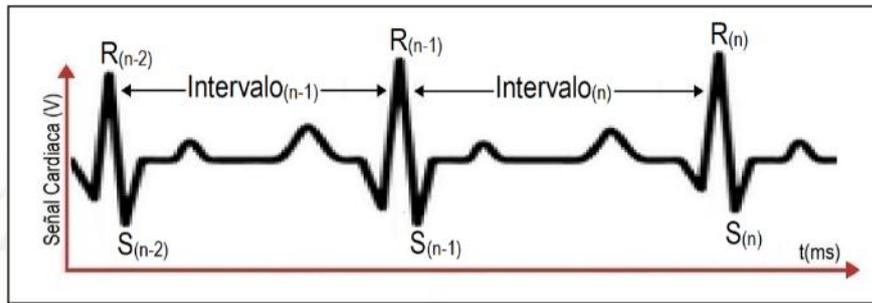


Figura N° 13.- Intervalo RR.

El diagrama del equipo electrónico para monitorear el “Intervalo RR” (figura N° 6) está planteado basándonos en la figura N° 14.

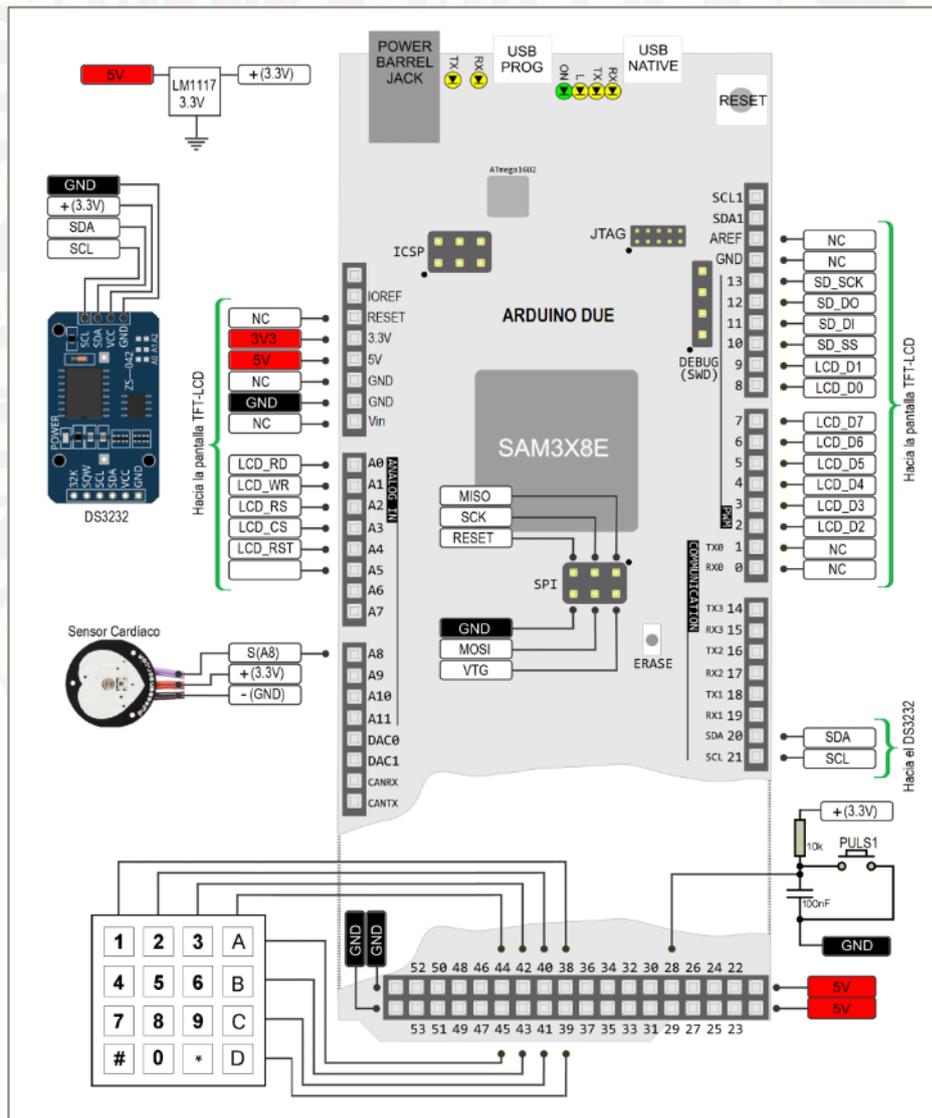


Figura N° 14.- Diagrama del equipo electrónico.

Primero programamos la velocidad de comunicación serial a 9600 bps y reinicializamos la pantalla TFT-LCD con "tft.reset()". La pantalla TFT-LCD de 3.97" para "Arduino Uno" (confirmamos que también es compatible para "Arduino Due") de "www.mcufriend.com" utiliza el procesador ILI9488, pero utilizamos el identificador para el procesador ILI9486 (*if(identifier == 0xEFEF) identifier = 0x9486*) y trabajó en forma equivalente (31), como se puede ver en la figura N° 15.

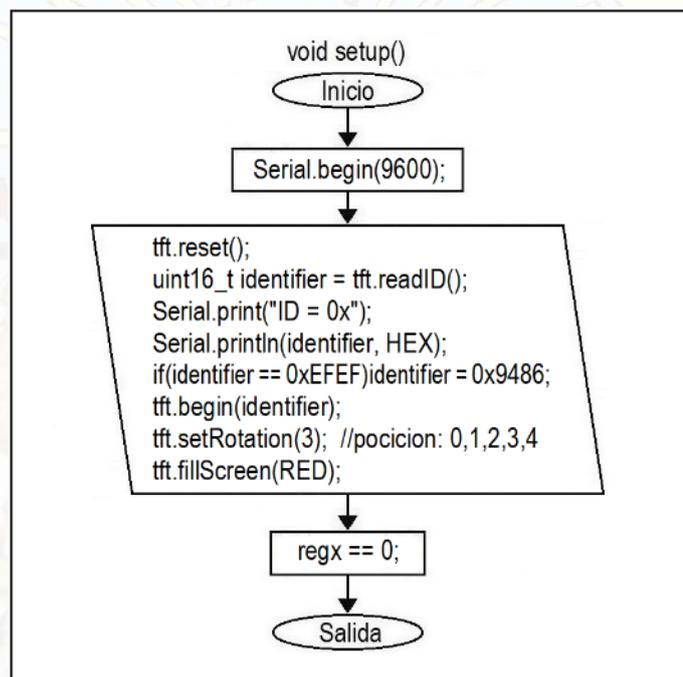


Figura N° 15.- Subrutina "setup()".

Mediante software la variación del valor "actual" de la señal cardíaca digitalizada de doce bits encajó aproximadamente más de dos periodos dentro de la pantalla TFT-LCD, el modelo se puede ver en la figura N° 16.



Figura N° 16.- Ubicación del valor actual.

La pantalla TFT-LCD de 3.97" de "mcfirend.com" tiene una resolución de 320x480, desde la fila 5 a la fila 235 se mostró la señal en la pantalla proveniente del sensor cardiaco (figura N° 17) y se denomina "pantalla de arriba". En filas mayores a la 235 se muestra comentarios o datos y se denomina "pantalla de abajo". En la pantalla de arriba hay gráficos y en la de abajo se presentan indicaciones y/o resultados.



Figura N° 17.- Sensor cardiaco.

La subrutina "Promediar_n_Lecturas()" para filtrar el ruido se promedia 100 muestras de la señal analógica del sensor cardiaco (figura N° 18)., se suma cien veces y se divide entre 100.

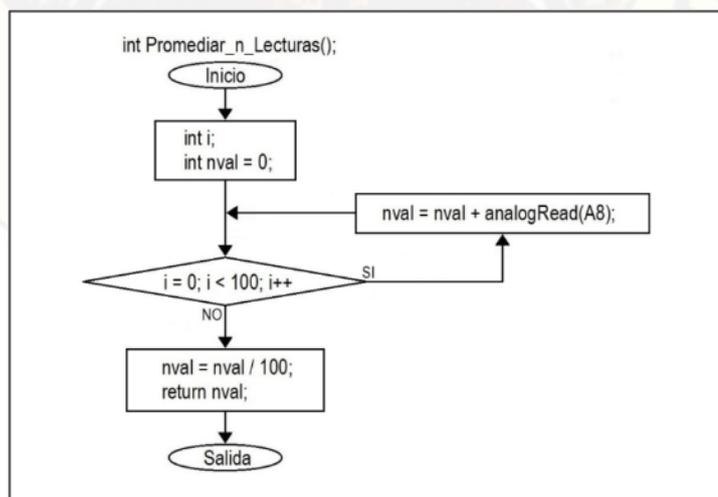


Figura N° 18.- Filtro de ruido.

El valor (“actual”) de la señal del sensor cardiaco en la pantalla TFT-LCD no debe ser mayor de la fila 235 ni menor de la fila 5, como se detalla en la figura N° 17. La Tabla se repite después de la columna número 470 (figura N° 19).

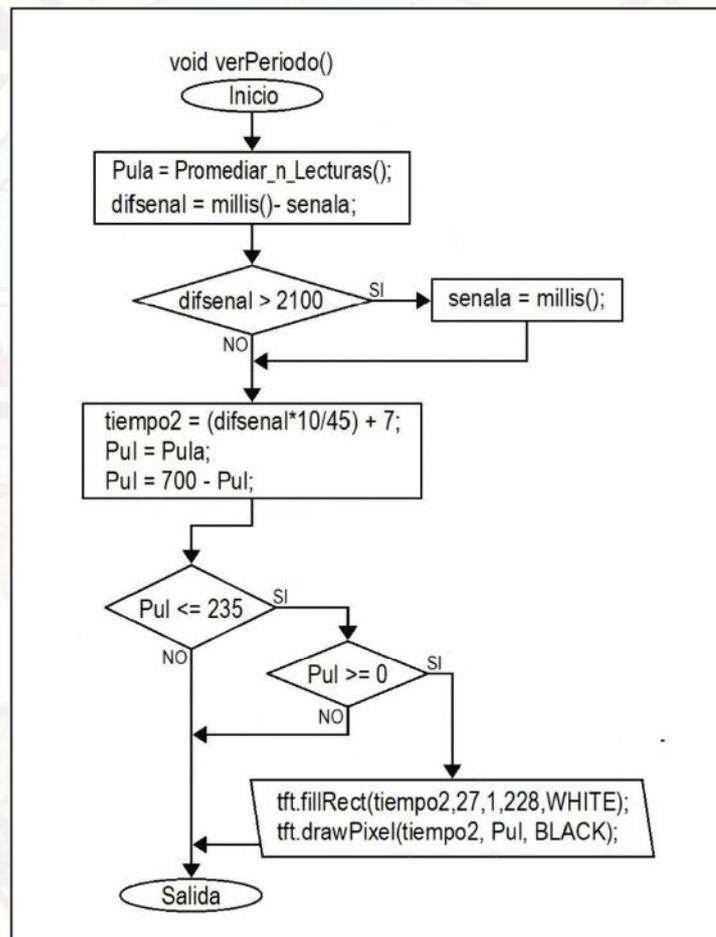


Figura N° 19.- Subrutina “mostrarCurva()”.

Existen dos instantes muy importantes “tAntes” y tActual”. Dichos instantes ocurren cuando hay respectivamente un “antesAlto” y un “actualAlto” (figura N° 20).

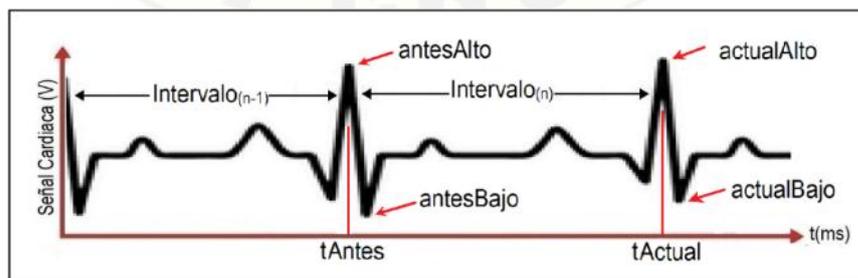


Figura N° 20.-Identificación de términos en una señal cardiaca.

Inicialmente el valor de “actualAlto” es de 235 (máximo valor) a medida que aparecen valores menores que el anterior se almacena en dicho registro (figura N° 21). Después que llegó a un pico máximo el registro “difMax” inicia su incremento positivo cuando es mayor de 25, se almacena el valor de “periodo = tActual – tAntes”.

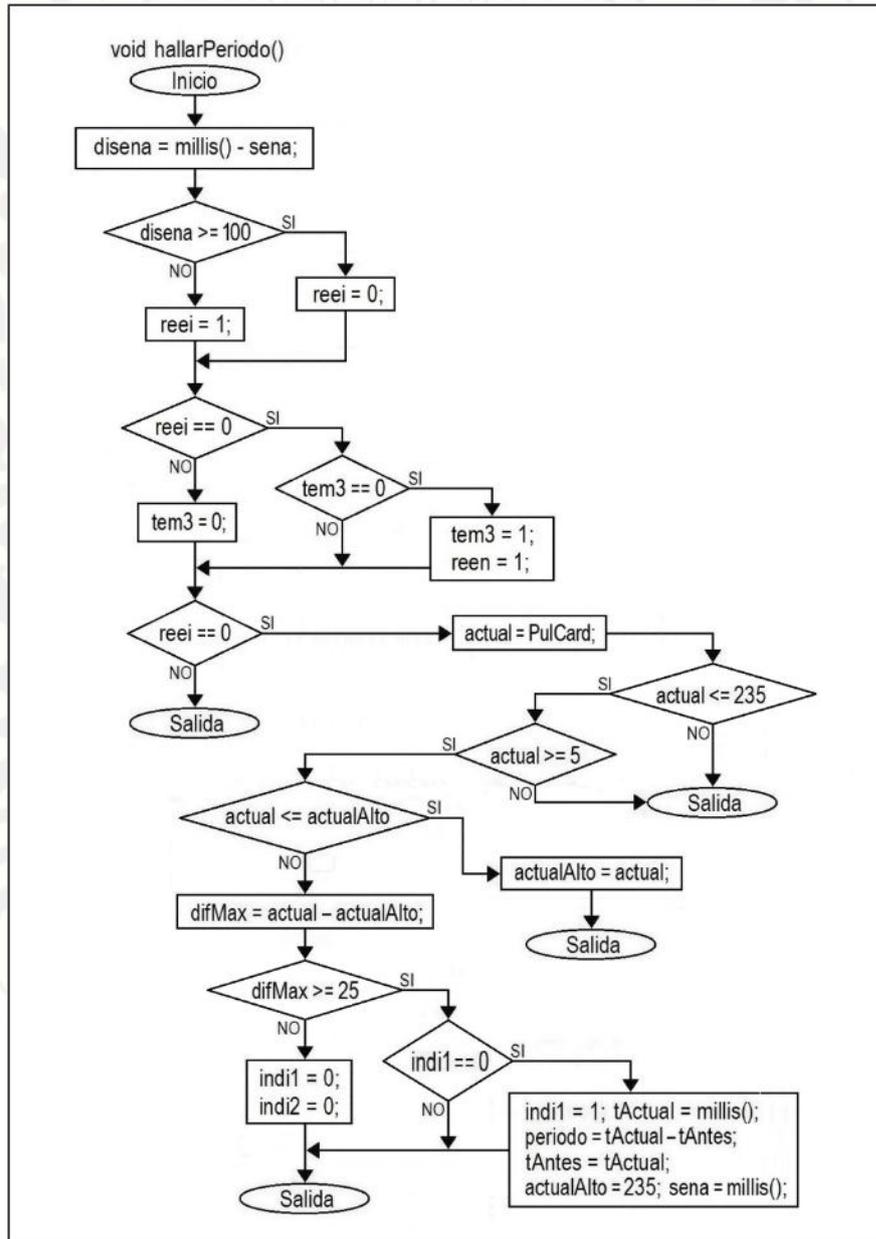


Figura N° 21.- Subrutina “hallarPeriodo()”.

El valor (“actual”) de la señal del sensor cardiaco digitalizada y presentada en la pantalla TFT-LCD no debe ser mayor de 235 ni menor de 5. El área de trabajo para

visualizar la señal cardiaca se encuentra desde la línea 5 (situado en la parte superior de la pantalla) hasta la lineal 235 (situado en la parte inferior de la pantalla). Inicialmente el valor de “actualAlto” es de 235 (máximo valor) a medida que aparecen nuevos, el último menor se almacena en “actualAlto”. Después que llegó a un pico máximo e inicia el descenso de “difMax” inicia su incremento positivo y cuando es mayor de 25, se almacena el valor de “periodo = tActual – tAntes”. (figura N° 22).

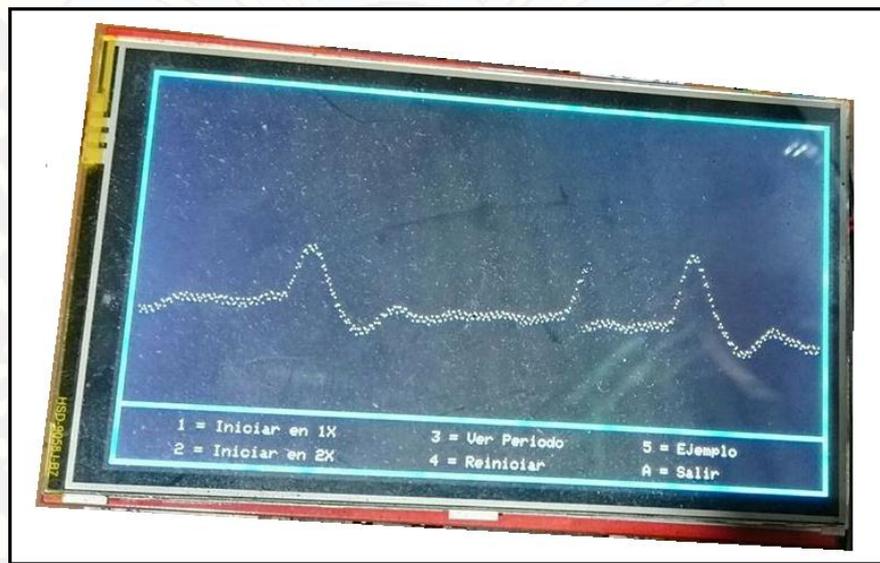


Figura N° 22.- Señal cardiaca.

El ritmo cardiaco máximo es 226 pulsos por minuto (33), consideramos 230 pulsos por minuto (ppm), consideramos como mínimo 30 latidos por minutos (33). Denominamos para el presente trabajo, Banda Ancha (BA) a los periodos comprendidos entre 2000 ms (30 ppm) y 255 ms (235 ppm). Consideramos una Banda Base (BB) de 10 ms (figura N° 23).

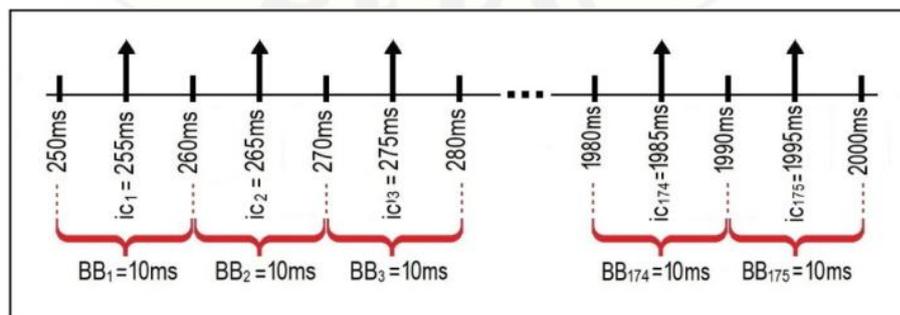


Figura N° 23.- Banda base de 10 ms.

El sistema electrónico consideró dos modos de trabajo: Monitoreo y tabulación. En el modo “monitoreo()” se presenta en forma de gráficos de la evolución de la aparición de los periodos cardiacos. En el modo “tabulacion()” se observa en tablas los resultados del monitoreo de los intervalos RR. La subrutina “menuDelnicio()” presenta las siguientes opciones: “1 = Monitoreo” y “2 = Tabulacion” (figura N° 24).

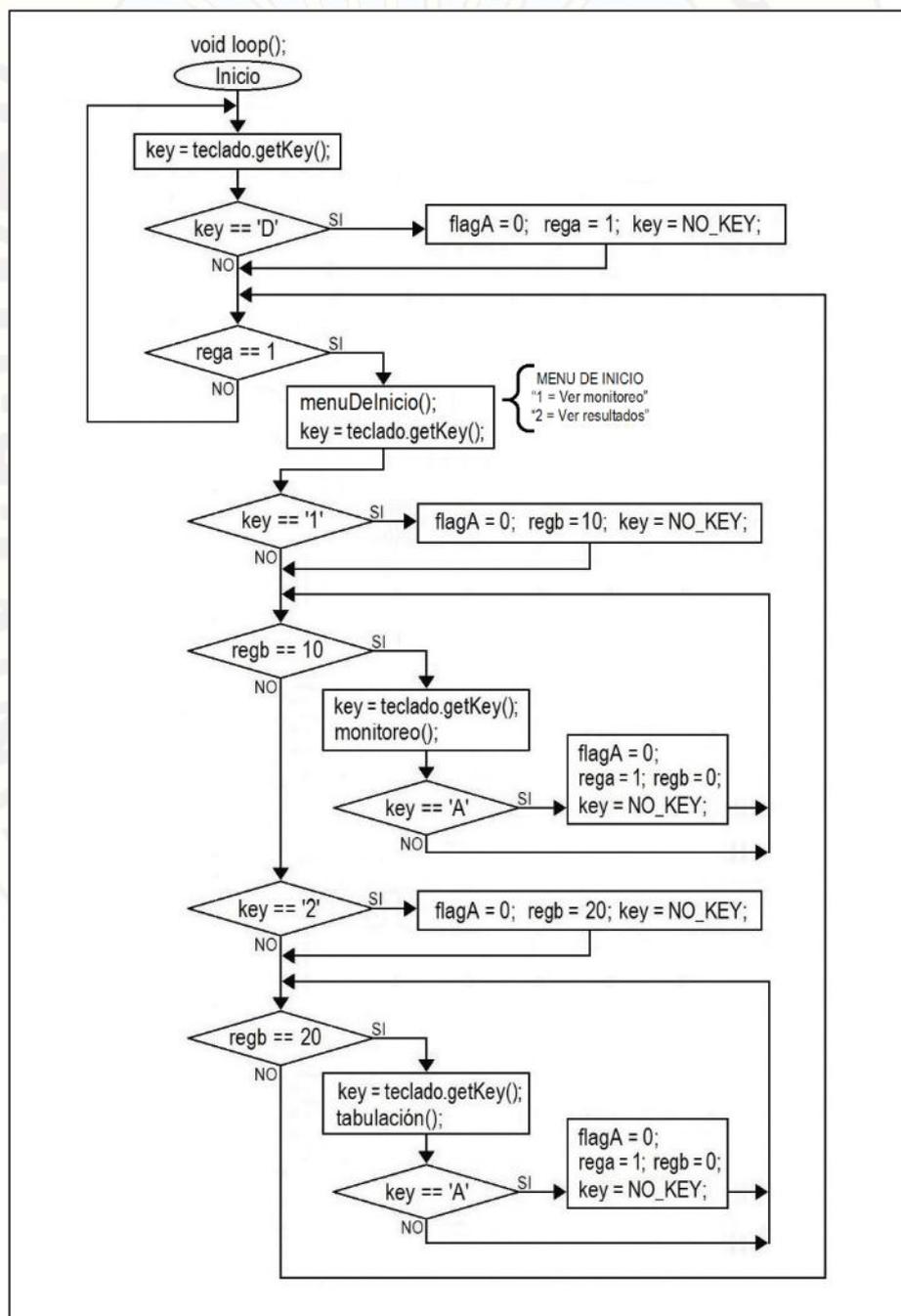


Figura N° 24.- Subrutina “loop()”.

3.2.1. Modo monitoreo:

Después de oprimir la tecla '1' se ingresa al modo monitoreo. Inmediatamente se ejecuta la subrutina "inicioMonitoreo()", que muestra el siguiente "menú de monitoreo" con cinco opciones: "1 = Iniciar en 1X", "2 = Iniciar en 2X", "3 = Ver Periodo", "4 = Reiniciar", "5 = Ejemplo" y "A = Salir". Con la tecla "1" y "2" obtenemos regc = 11 y regc = 12 y tenemos respectivamente dos opciones de escala: 1X y 2X. Para iniciar una nueva medición presionamos la tecla "4", inmediatamente se obtiene regc = 13 que permite resetear variables (figura N° 25).

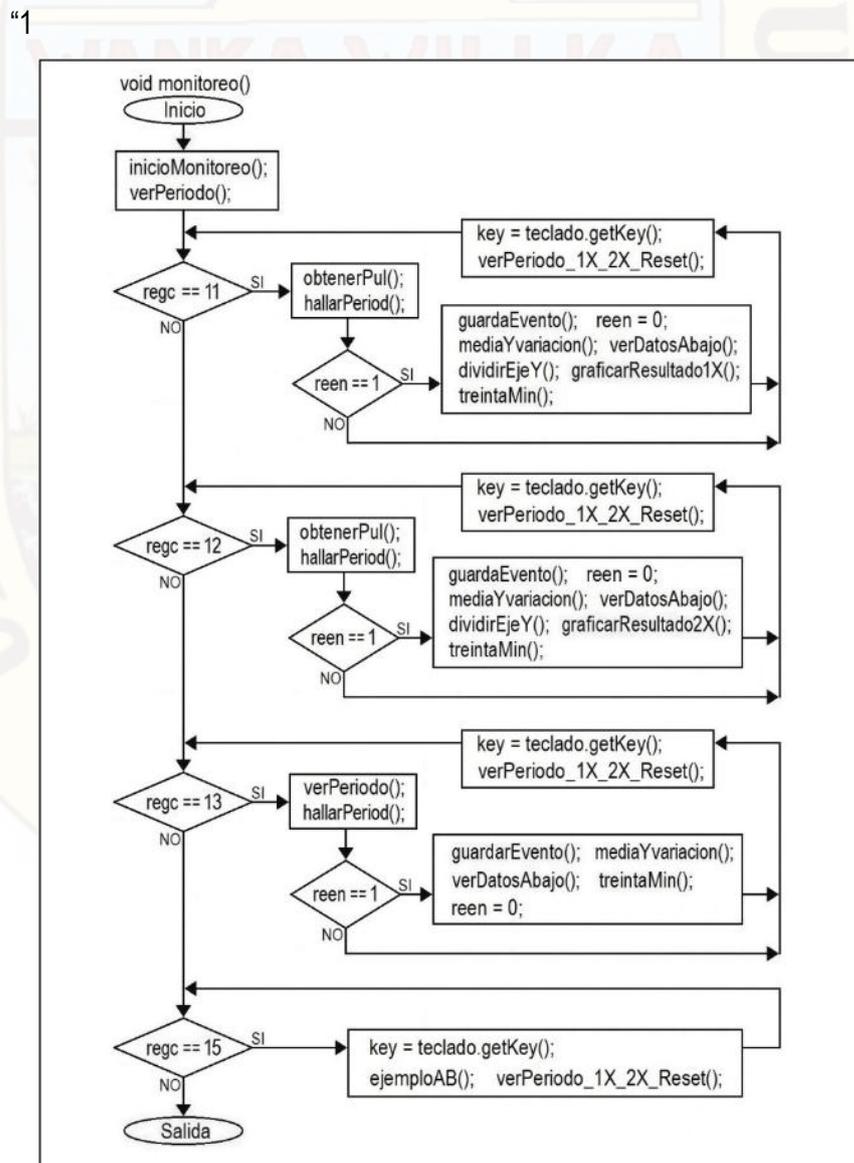


Figura N° 25.- Subrutina "monitoreo)".

Con la tecla “5” se carga regc con el valor de “15”, sirve para mostrar un ejemplo de medición ya culminada. Se ingresa a “inicioMonitoreo()”, de dos maneras: El primero es cuando se ingresa a la subrutina monitoreo. La segunda manera es cuando estamos en una de las cinco opciones de monitoreo y queremos entrar a otra opción (figura N° 26).

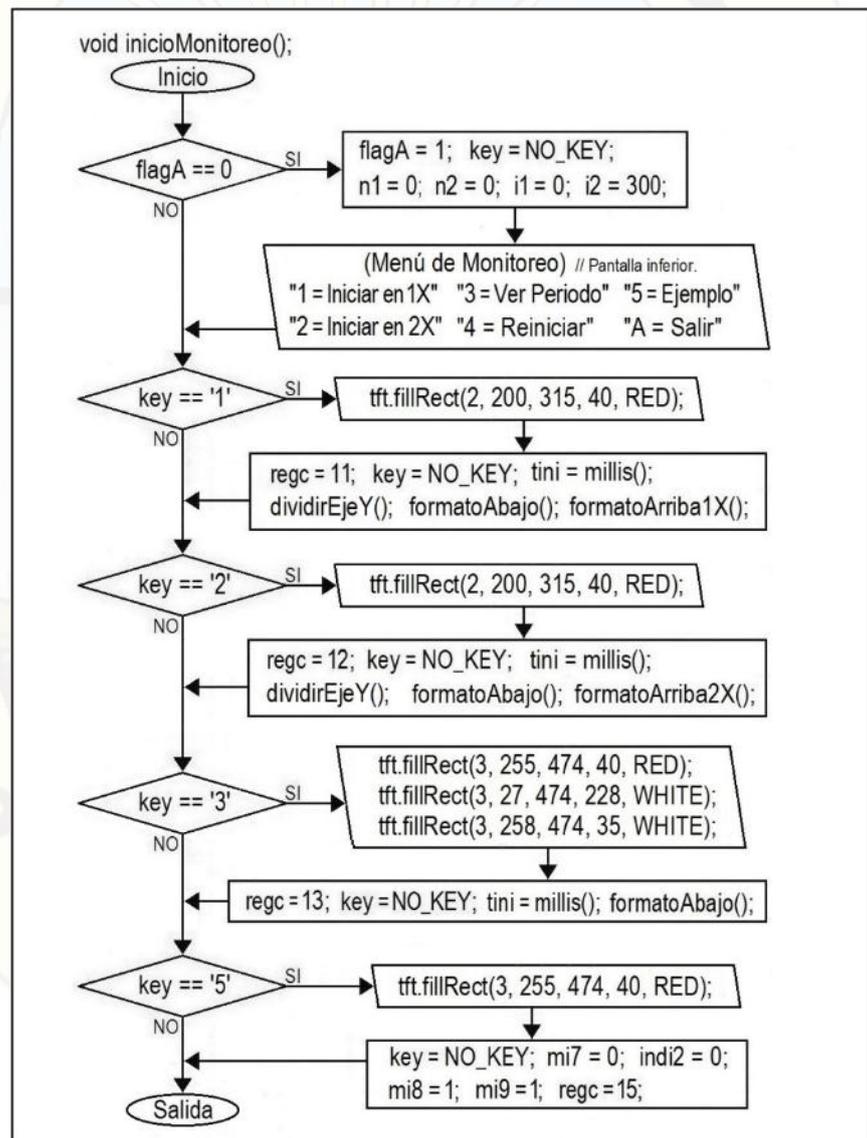


Figura N° 26.- subrutina “inicioMonitoreo()”.

La pantalla TFT-LCD fue dividida en dos: Arriba y abajo. Los cuales están delimitados mediante las instrucciones “tft.fillRect(3, 27, 474, 228, WHITE)” y “tft.fillRect(3, 258, 474, 35, WHITE)”. Para reducir retardos el registro “reen” sirve

para que en cada periodo cardiaco solo se ejecute una vez lo programado (“mediaYvariacion()”, “verDatosAbajo()”, “dividirEjeY()”, “graficarResultado1X()” y “treintaMin()”) (figura N° 27). La subrutina “obtenerPul()” adecua los valores obtenidos del sensor cardiaco considerando la altura de la pantalla de arriba y entrega el valor de “Pul”. La subrutina “hallarPeriod()” entrega el valor de “periodo” cardiaco en ms.

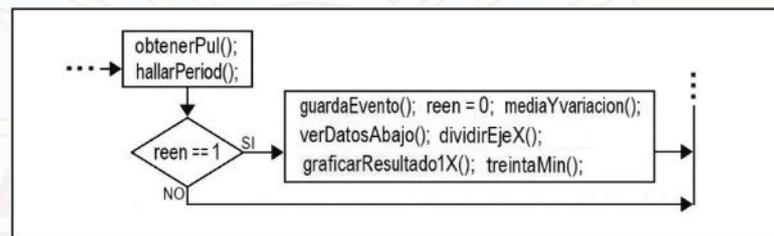


Figura N° 27.- Aplicación del registro “reen”.

En la subrutina “dividirEjeY()” antes de graficar la señal que viene del sensor cardiaco, se encentra la banda con mayor cantidad de eventos del intervalo RR y según su valor se le asigna un divisor de escala (ver figura N° 28)..

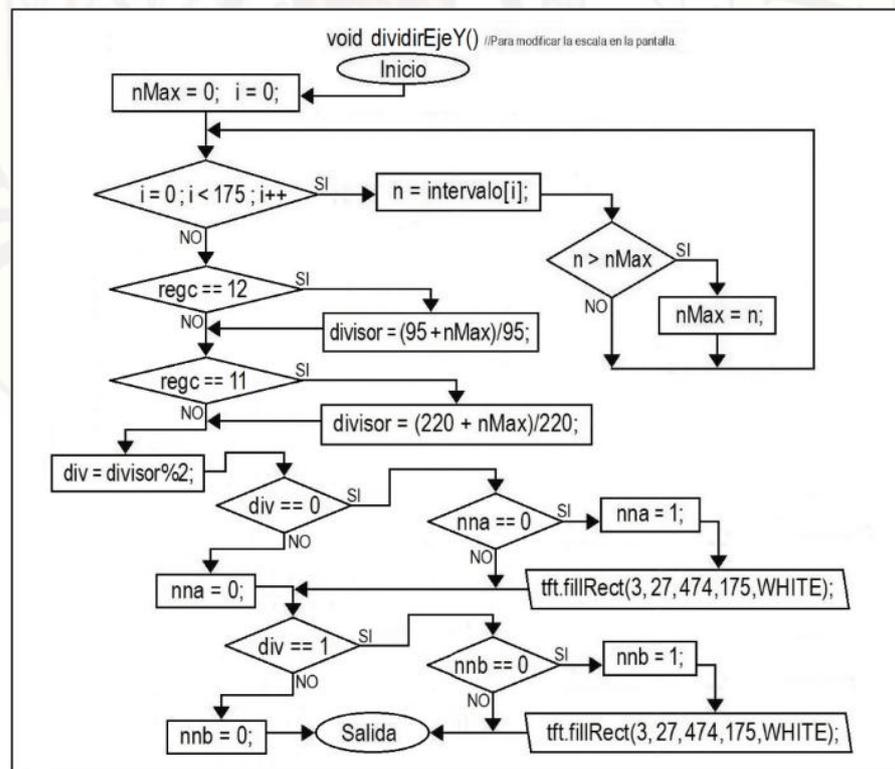


Figura N° 28.- Subrutina subrutina “dividirEjeX()”.

La atención a las teclas para administrar el funcionamiento del equipo electrónico propuesto se realiza mediante la subrutina “verPeriodo_1X_2X_Reset()” y se realiza según indica el “menú de monitoreo”. Si presionamos la tecla “4” inmediatamente se ejecutara la subrutina “formatoArriba1X()” o “formatoArriba2X()”, según se encuentre “regc= 11” o “regc = 12”, para reiniciar en escala “1X” o “2X” (ver figura N° 29). “tini = millis reiniciar de cero el conteo de los 30 minutos de la subrutina “treintaMinutos()”.

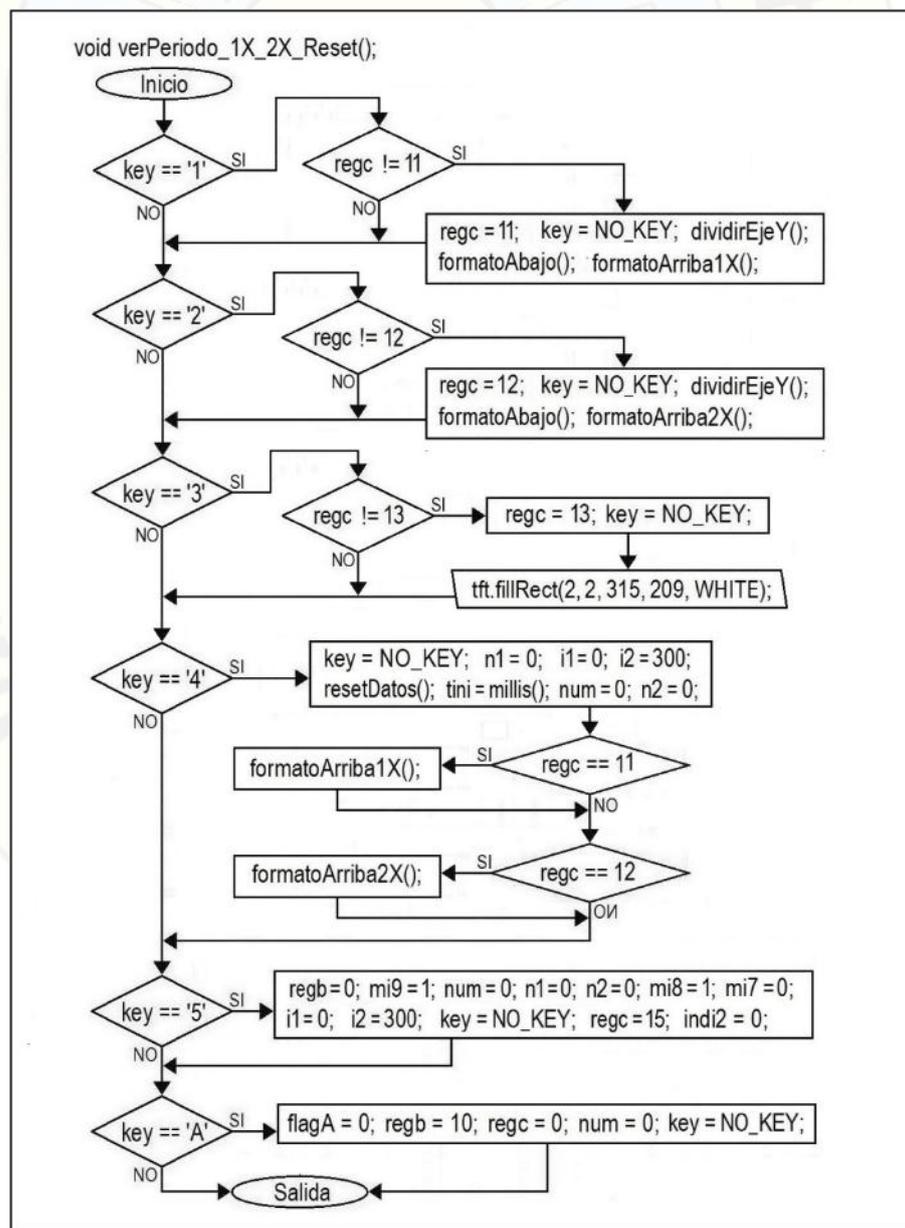


Figura N° 29.- Subrutina “verPeriodo_1X_2X_Reset()”.

La subrutina “treintaMinutos()” se encarga de suspender el ingreso de datos a los 30 minutos e inmediatamente se mantiene en pantalla los resultados como son: Numero de mediciones, “intervalo RR medio”, “intervalo RR máximo” e “intervalo RR mínimo” y “variación de intervalo RR”. Cuando culminan los 30 minutos envía un aviso hacia la pantalla indicando que culmino con el mensaje “FIN” (ver figura N° 30).

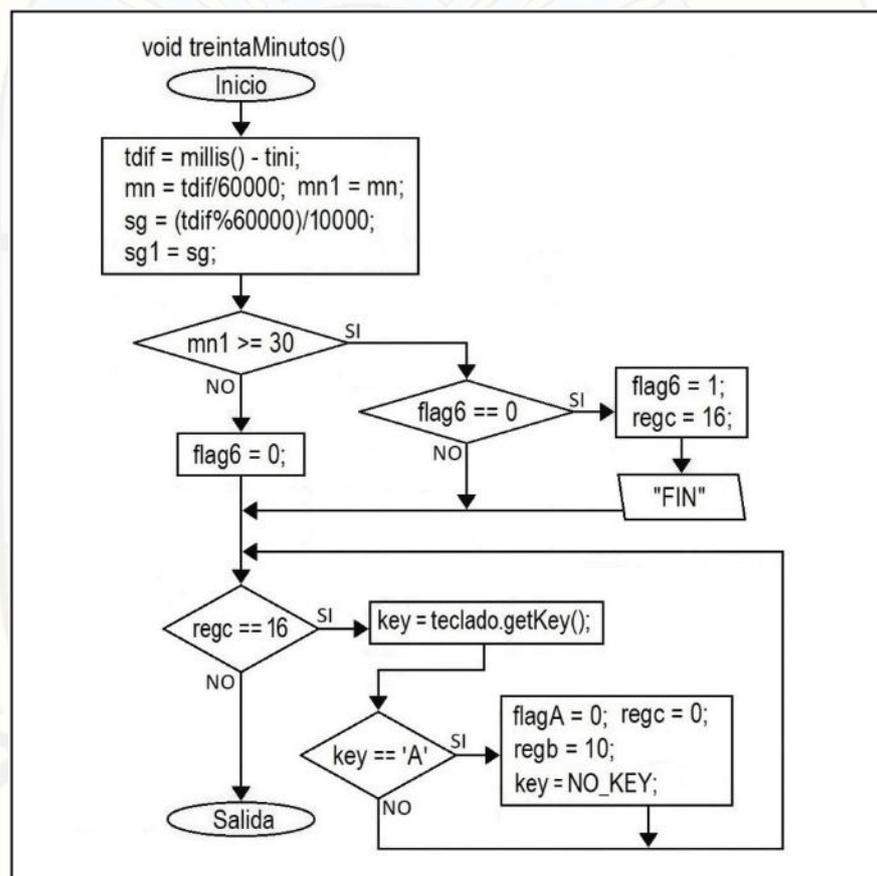


Figura N° 30.- Subrutina “treintaMinutos()”

La subrutina “mediaYvariacion()” nos entrega tres datos: i1, i2, n3 y n4. La banda base con el máximo y el mínimo número de eventos estuvo indicado por i1 y i2 respectivamente. El valor medio considerando las bandas bases y el número de eventos mayor de 20 en cada banda base está indicado por n3. La variación del intervalo RR cardiaco está indicado por $n4 = (i1 - i2) * (10 \text{ ms})$. Inicialmente: $n1 = 0, n2 = 0, i1 = 0$ y $i2 = 300$ (ver figura N° 30).

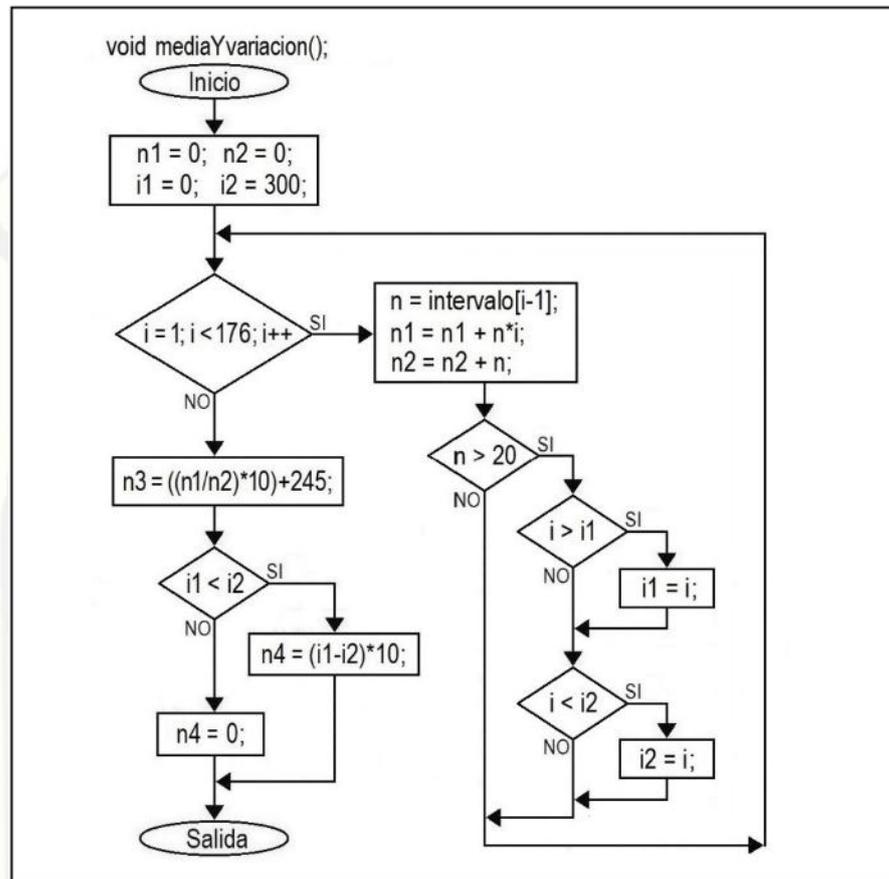


Figura N° 31.- Subrutina “mediaYvariacion()”.

Con la subrutina “formatoAbajo()” se imprime con letras en color negro el formato de la pantalla de abajo (figura N° 32).

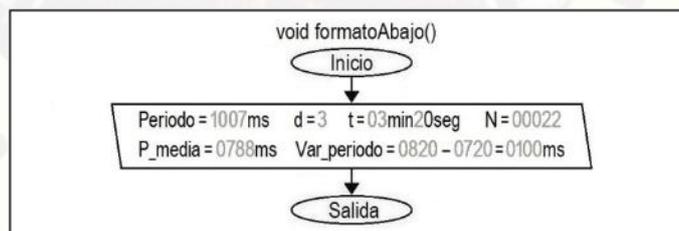


Figura N° 32.- Subrutina “formatoAbajo()”.

La subrutina “formatoArriba2X()” presenta el formato para la escala “2X” en la pantalla superior, es decir la plantilla en donde se graficó los resultados del monitoreo de los valores del “intervalo RR cardiaco”, que consiste en los valores de la escala horizontal y su respectiva línea (figura N° 33). La subrutina “formatoArriba1X()” presenta el formato para la escala “1X”.

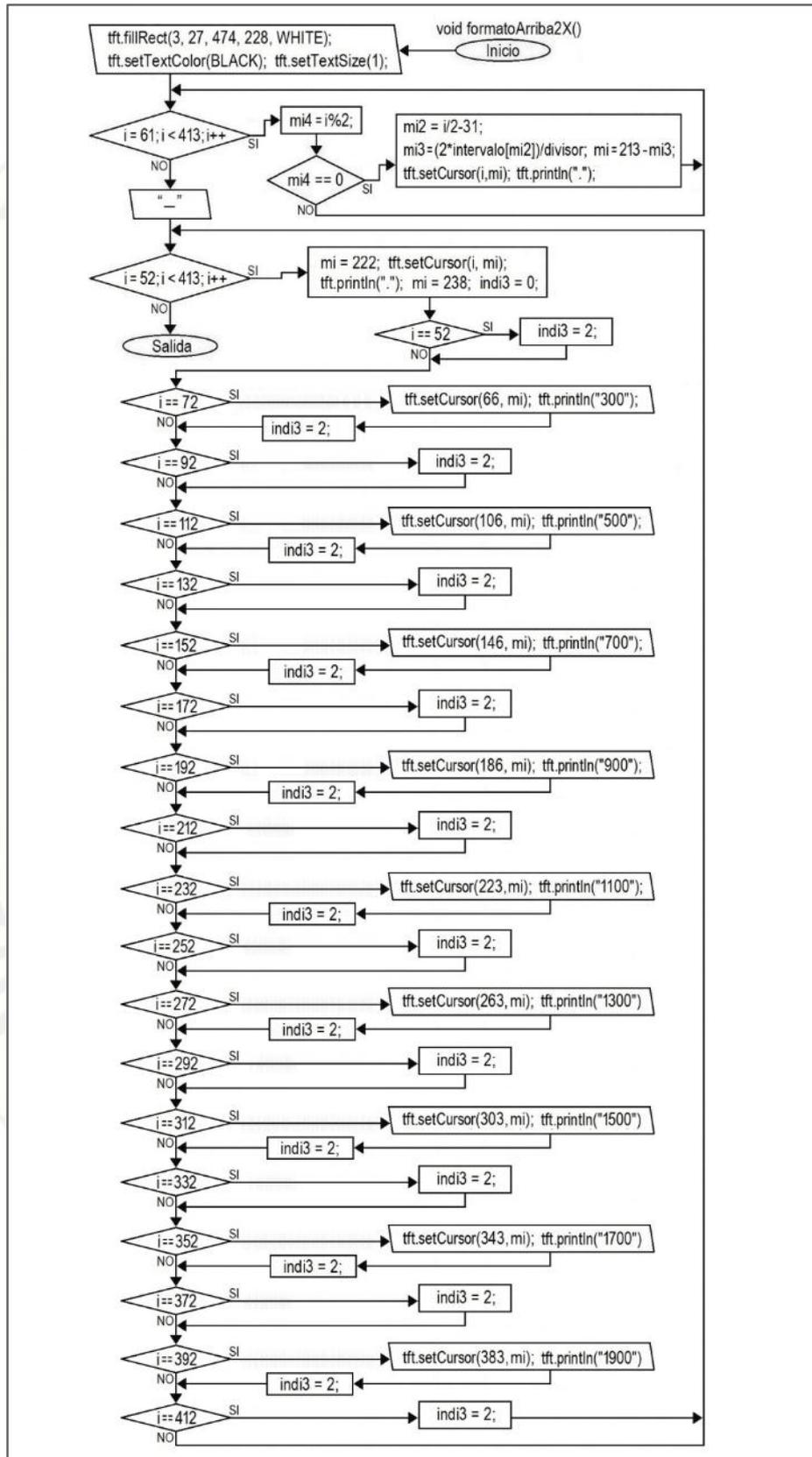


Figura N° 33.- Subrutina "formatoArriba2X()".

Sobre la plantilla generado por la subrutina "formatoArriba2X", se grafica punto a punto mediante la subrutina "graficarResultado2X" los valores de "intervalo RR cardiaco", solo se considera a los intervalos RR mayores a 250 ms y menores a 2000 ms (figura N° 34). Los puntos de la escala "2X" tienen el doble tamaño que los puntos de las escalas "1X", tuvimos que imprimir desplazándonos dos unidades ($bb = bb + 2$). Las escalas "1X" y "2X" se refiere al eje X. El valor "k" se obtiene mediante el cociente del valor máximo de eventos en una banda base y el divisor, se refiere al eje Y.

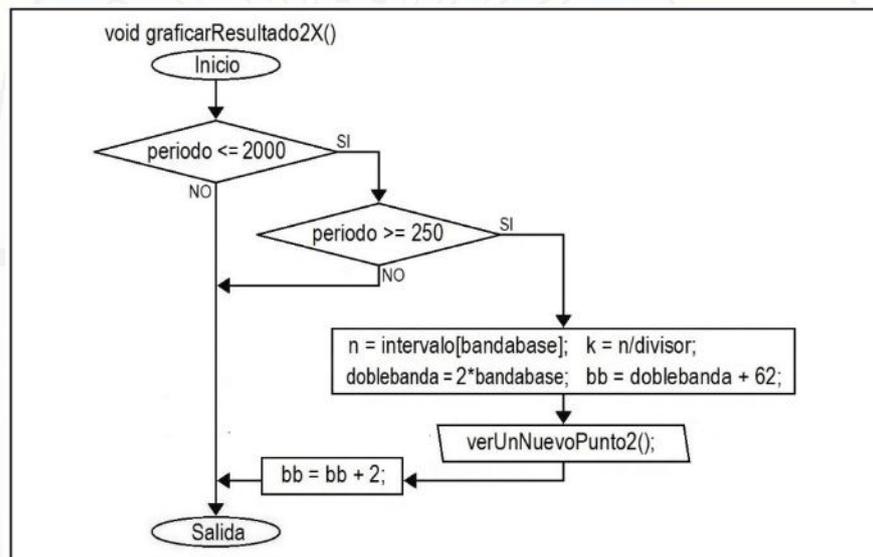


Figura N° 34.- Subrutina "graficarResultado2X()".

En la plantilla impresa en pantalla mediante la subrutina "formatoAbajo()" se imprime con ayuda de la subrutina "verDatosAbajo()" también los valores obtenidos, como son: Numero de mediciones, "intervalo RR medio", "intervalo RR máximo" e "intervalo RR mínimo" y "variación de intervalo RR". Dichos resultados se pueden ver en letras de color negro (figura N° 35).

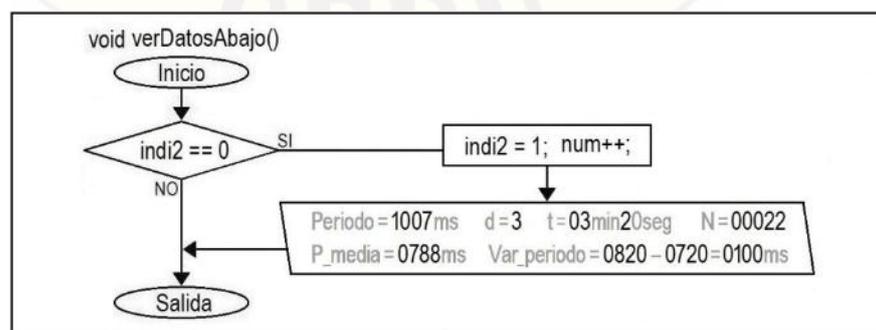


Figura N° 35.- Subrutina "verDatosAbajo ()".

En la parte superior de la pantalla TFT-LCD se puede ver la gráfica del monitoreo del “intervalo RR cardiaco” en la escala “1X”. En la parte inferior se muestra paralelamente los datos de la gráfica que se ve en la parte superior (figura N° 36).

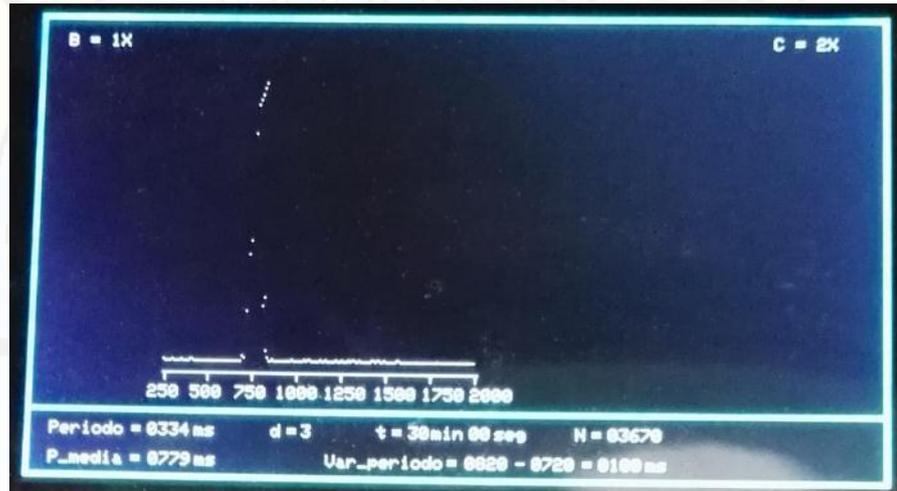


Figura N° 36.- Resultados en el TFT-LCD.

3.2.2. Modo tabulación:

Con ayuda de la subrutina “menuDelInicio()” podemos elegir ir a modo monitoreo o ir a modo tabulación (figura N° 37). Oprimimos la tecla “2” para ir al modo tabulación.

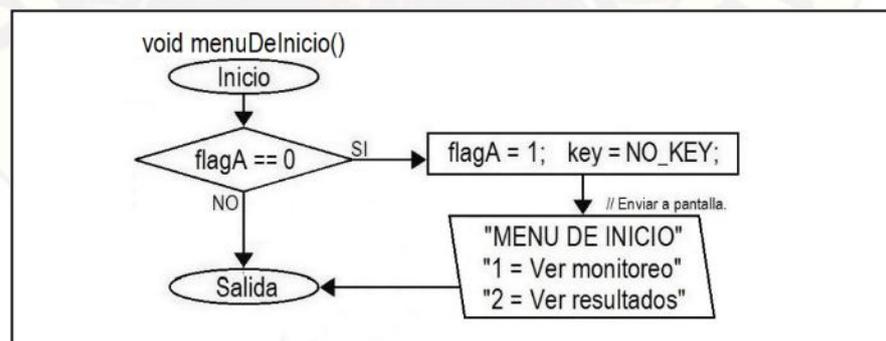


Figura N° 37.- Subrutina “menuDelInicio()”.

El modo tabulación se inicia ejecutando la subrutina “tabulacion()”, inmediatamente la subrutina “inicioTabulacion()” nos presenta un menú como se puede ver en la figura N° 38:

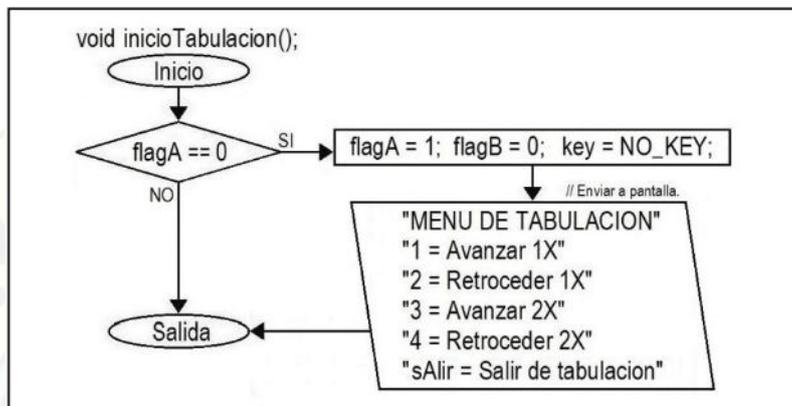


Figura N° 38.- Subrutina "inicioTabulacion()".

En la subrutina "tabulacion()" según la tecla oprimida se realiza las siguientes opciones: "1" = m--, "2" = m--, "3" = n+2, "4" = m-2 y "A" para salir. El valor de "m" indica la columna izquierda de la pantalla y "m+1" la columna de la derecha. En cada presentación en pantalla, solo se puede ver dos columnas (figura N° 39), en total hay 18 columnas y cada columna contiene 10 filas. De esta manera podemos desplazarnos a lo largo de todas las columnas.

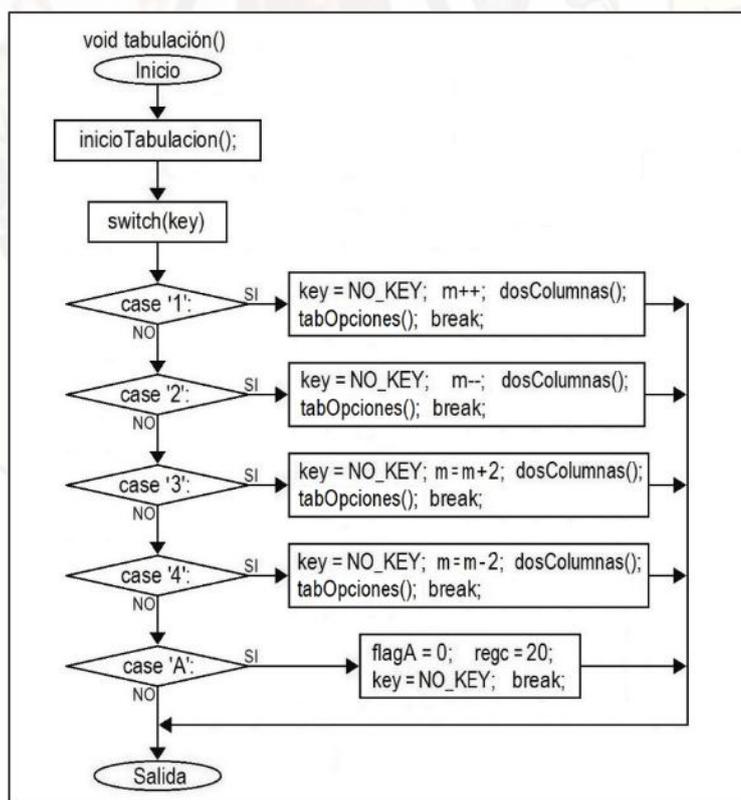


Figura N° 39.- Subrutina "tabulacion()".

En la subrutina “dosColumnas()” imprime en la pantalla dos columnas: Uno a la izquierda y otro a la derecha. La columna que se muestra está en función de “m” y la fila en función de “i”. Las filas de la columna izquierda se encuentran con la siguiente ecuación: $S = 255 + 100*m + 10*i$. Las filas de la columna derecha se encuentra con la siguiente ecuación: $S = 255 + 100 + 100*m + 10*i$ (figura N° 39). La plantilla de modo tabulación está en “tabOpciones()” y consta de: "BANDAS: REPETICIONES", "BANDAS: REPETICIONES", "1 = +1X", "2 = -1X", "4 = +2X" y "5 = -2X"

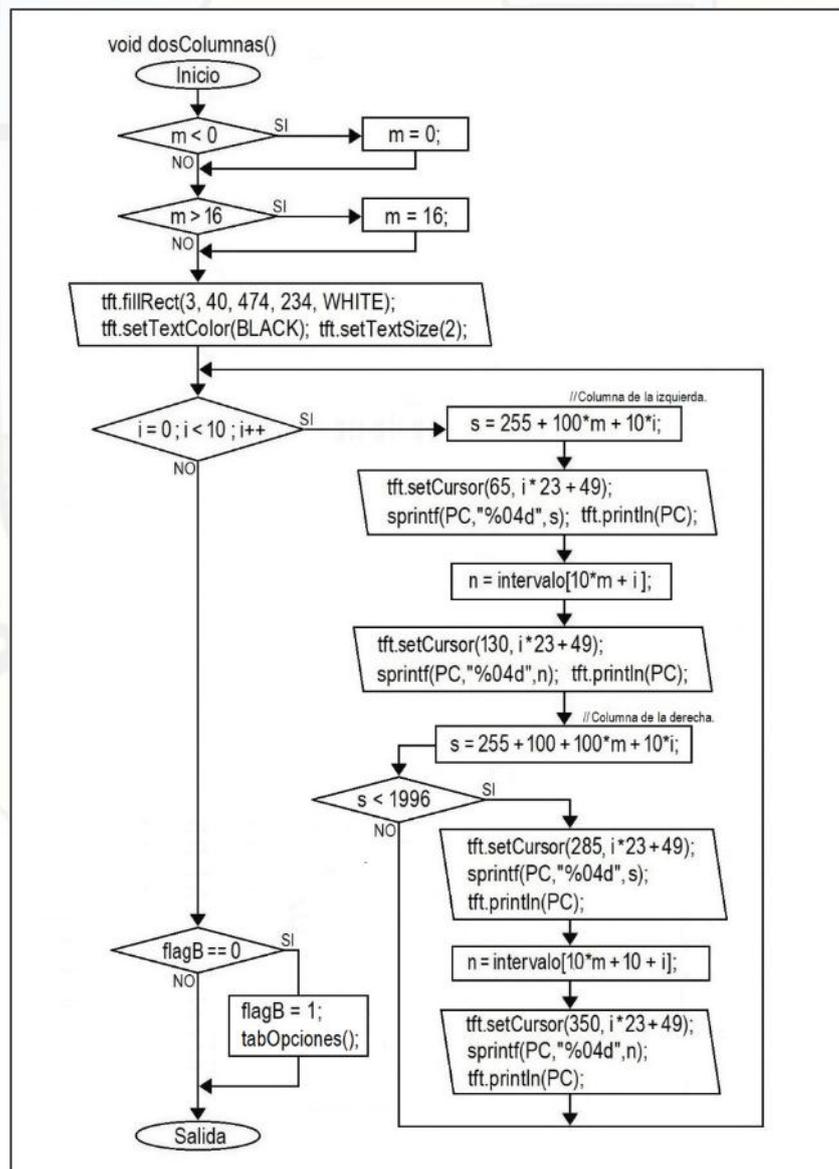


Figura N° 40.- Subrutina “dosColumnas()”.

En la subrutina "dosColumnas()" imprime en la pantalla dos columnas: Uno a la izquierda y otro a la derecha. La columna que se muestra está en función de "m" y la fila en función de "i". Las filas de la columna izquierda se encuentran con la ecuación: $S = 255 + 100*m + 10*i$. Las filas de la columna derecha se encuentra con la ecuación: $S = 255 + 100 + 100*m + 10*i$ (figura N° 40). La plantilla de modo tabulación está en "tabOpciones()" y consta de: "BANDAS: REPETICIONES" (dos veces), "1 = +1X", "2 = -1X", "4 = +2X" y "5 = -2X".

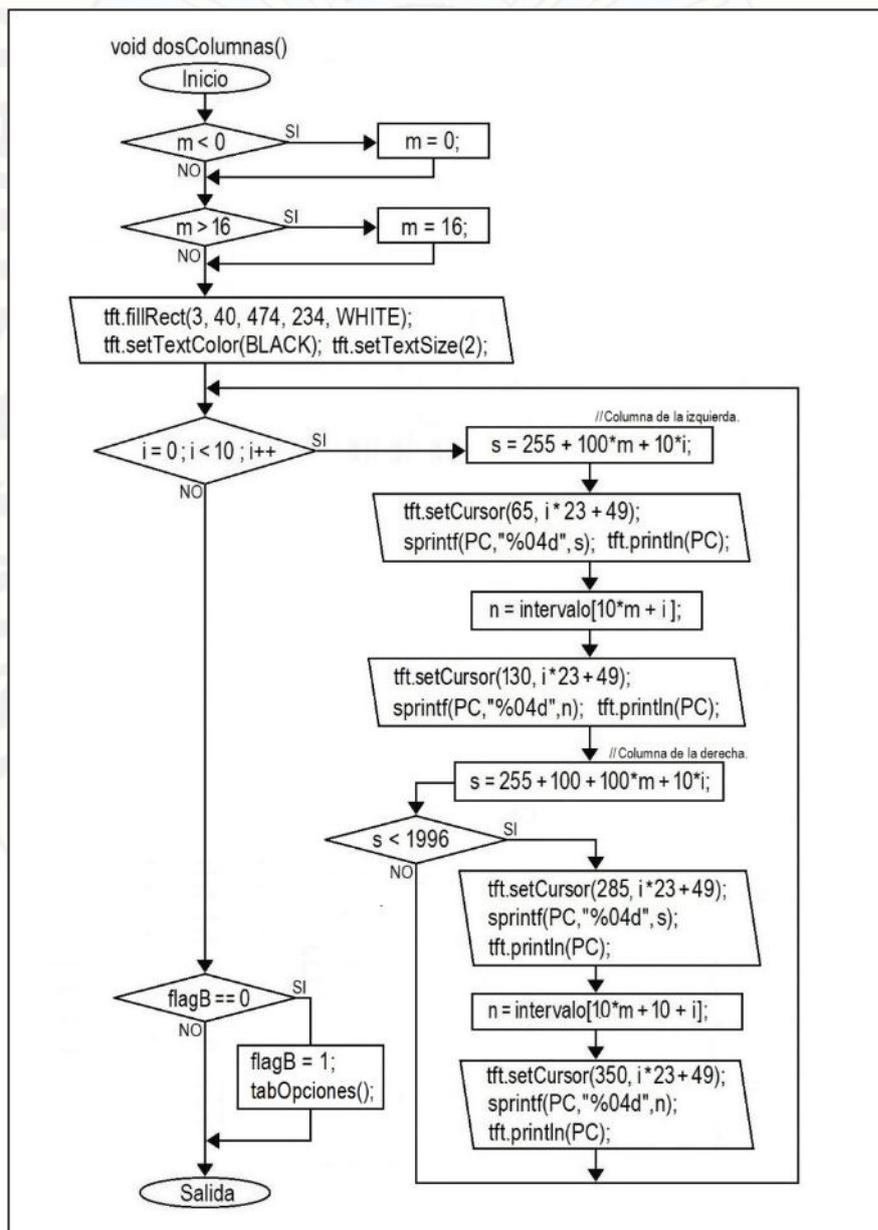


Figura N° 40.- Subrutina "dosColumnas()".

La subrutina "tabOpciones()" se pueden ver con mayores detalles, en la parte superior esta: "BANDAS: REPETICIONES" (dos veces). En l parte inferior esta: "1 = +1X", "2 = -1X", "4 = +2X" y "5 = -2X" (figura N° 41).

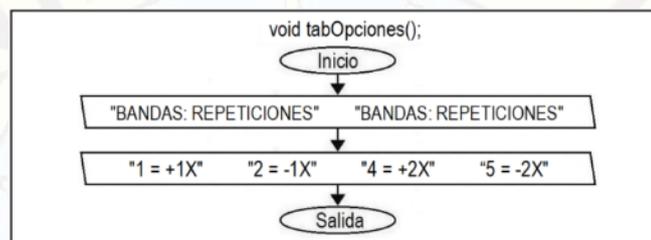


Figura N° 41.- Subrutina "dosColumnas()".

Los resultados en modo tabulación también se pueden visualizar en la pantalla TFT-LCD (figura N° 42). Cada fila indica el centro de una banda base.



Figura N° 29.- Subrutina "graficarResultados()".

3.3. Población y muestra

3.3.1. Población

La población consiste en los valores de los intervalos RR obtenidos en doce jóvenes y estudiantes de la Escuela Profesional de Ingeniería Electrónica de la Universidad Nacional de Huancavelica, esta elección fue por las facilidades logísticas de acceder a dicha cantidad de usuarios, por lo general son personas saludables y jóvenes. Entre los protocolos médicos, está establecido que existen hasta cuatro periodos de tiempo de grabación de datos para evaluar la variación

de la frecuencia cardiaca. De 2 a 5 min, 5 a 15 min, < 60 min y < 24 h (34). Registros de corta duración (2 a 5 minutos) o de larga duración (24 horas) (35). Para personas de 22 años de edad sin ninguna cardiopatía u otra enfermedad conocida y con una actividad física moderada se sugiere 10 minutos (36). Se registró la variación de los intervalos RR durante 30 minutos a cada uno de los doce usuarios, que hacen un total de 28,450 intervalos RR registrados (ver Anexo B), como se detalla en la tabla N° 4.

Tabla N° 4.- Registro de los doce usuarios.

Usuarios:	Número de intervalos RR registrados por cada Usuario:												Suma
	U1	U2	U3	U4	U5	U6	U7	U8	U9	U10	U11	U12	Total:
Intervalos RR	2210	2301	2314	2416	2353	2365	2372	2395	2423	2425	2429	2447	28450
Promedio de números de intervalos RR registrados por usuario: 28450/12 = 2371													

3.3.2. Muestra

El promedio del número de intervalos RR registrados es de 2370. Para un nivel de confianza de 95 % (0.95) tenemos:

$$(1-0.95) / 2 = 0.05/2 = 0.025 \rightarrow 1-0.025 = 0.975 \rightarrow Z(0.975) = 1.96$$

En la curva de distribución normal de gauss $Z(0.975) = 1.96$. Límite aceptable de error muestral (e) que, generalmente cuando no se tiene su valor, suele utilizarse un valor que varía entre el 1 % (0,01) y 9 % (0,09), $e = 0.08$.

$$n = \frac{NZ^2\sigma^2}{e^2(N-1) + (Z)^2\sigma^2} = \frac{2,371 * 1.96^2 * (0,5)^2}{(0.08)^2 * 2,370 + 1.96^2 * (0,5)^2}$$

$$n = \frac{2,277,11}{15.168 + 0.9604} = \frac{2,277.11}{16.1284} = 140.83$$

Calculamos el tamaño de la muestra en aproximadamente igual a 141. El ritmo cardiaco máximo es 226 pulsos por minuto (32), consideramos 230 pulsos por minuto (ppm), consideramos como mínimo 30 ppm (33). Como 226 ppm equivale en intervalos RR a 255 ms y 30 ppm equivale a intervalos RR (periodo entre dos pulsos consecutivos) de 2000 ms. El ancho de banda sería de 2000 ms – 255 ms = 1745 ms. Para redondear a 1750 ms, alteramos los extremos: 2000 ms – 250 ms = 1750 ms. Si consideramos bandas bases de 10 ms,

obtendremos $1750 \text{ ms} / 10 \text{ ms} = 175$ Bandas bases. Si ajustamos al valor promedio de intervalo RR por cada banda base de 10 ms, tendríamos 175 muestras de valores medios, superando al valor 141.

3.4. Instrumentos y técnicas para la recolección de datos

3.4.1. Técnicas de recolección de datos

Para registrar la variación de la frecuencia cardiaca en reposo, de personas jóvenes sin ninguna cardiopatía u otra enfermedad conocida y con una actividad física moderada, se sugiere previamente 30 minutos de descanso en posición supino (36). Después con ayuda del equipo electrónico para monitorear la variación del ritmo cardiaco, a cada uno de los 12 usuarios se registró durante 30 minutos los intervalos RR en milisegundos.

La recolección de datos de la variación de la frecuencia cardiaca se realizó en una camilla ubicada en el tópico de enfermería de la Escuela Profesional de Ingeniería Electrónica de la Universidad Nacional Huancavelica, cada usuario estuvo en camilla durante una hora. Dicho tópico se encuentra situado en un lugar que tiene poca afluencia de personas y posee solo una ventana pequeña; consideraciones adecuadas para la toma de muestras de los doce usuarios, las mediciones obtenidas en el equipo electrónico de los cinco primeros usuarios se pueden ver en el "Anexo E" (páginas del 72 al 84).

3.4.2. Técnicas e instrumentos de recolección de datos

El principal instrumento fue el equipo electrónico para monitorear la variación del periodo entre pulsos consecutivos del ritmo cardiaco, al final del monitoreo nos proporcionó los datos necesarios para poder procesar y analizar los datos. Dichos datos fueron entregados tabulados en dos columnas, en cada columna se indica una banda base y su respectiva cantidad de eventos. Como se puede ver en la figura N° 34. Dicho equipo electrónico automáticamente culmina su monitoreo.

3.5. Validez y confiabilidad de los instrumentos

Para medir el intervalo RR se utiliza la instrucción o subrutina millis() que está disponible en la página web de Arduino, por lo tanto, el máximo error que puede ingresar es de ± 1 ms en cada lectura, como se tiene que monitorear dos pulsos, para hallar la diferencia que hay entre ellos, el máximo error será de ± 2 ms. El mínimo valor medido es de 250 ms, el error de 4ms (si en un pulso ocurre un error de +2 ms y en el segundo pulso ocurre un error de -2 ms, en total 4 ms) representaría un error del 1,6%. Dicho porcentaje error es muy pequeño.

3.6. Técnicas de procesamiento y análisis de la información

3.6.1. Para los datos cuantitativos del número de intervalos RR

En la tabla N° 5 se detalla a cada banda base (BB) y su correspondiente intervalo RR central (ICb).

Tabla N° 5.- Banda base (BB) e Intervalos RR centrales (ICb).

BB	ICb (ms)	BB	ICb (ms)	BB	ICb (ms)	BB	ICb (ms)	BB	ICb (ms)	BB	ICb (ms)						
1	255	21	455	41	655	61	855	81	1055	101	1255	121	1455	141	1655	161	1855
2	265	22	465	42	665	62	865	82	1065	102	1265	122	1465	142	1665	162	1865
3	275	23	475	43	675	63	875	83	1075	103	1275	123	1475	143	1675	163	1875
4	285	24	485	44	685	64	885	84	1085	104	1285	124	1485	144	1685	164	1885
5	295	25	495	45	695	65	895	85	1095	105	1295	125	1495	145	1695	165	1895
6	305	26	505	46	705	66	905	86	1105	106	1305	126	1505	146	1705	166	1905
7	315	27	515	47	715	67	915	87	1115	107	1315	127	1515	147	1715	167	1915
8	325	28	525	48	725	68	925	88	1125	108	1325	128	1525	148	1725	168	1925
9	335	29	535	49	735	69	935	89	1135	109	1335	129	1535	149	1735	169	1935
10	345	30	545	50	745	70	945	90	1145	110	1345	130	1545	150	1745	170	1945
11	355	31	555	51	755	71	955	91	1155	111	1355	131	1555	151	1755	171	1955
12	365	32	565	52	765	72	965	92	1165	112	1365	132	1565	152	1765	172	1965
13	375	33	575	53	775	73	975	93	1175	113	1375	133	1575	153	1775	173	1975
14	385	34	585	54	785	74	985	94	1185	114	1385	134	1585	154	1785	174	1985
15	395	35	595	55	795	75	995	95	1195	115	1395	135	1595	155	1795	175	1995
16	405	36	605	56	805	76	1005	96	1205	116	1405	136	1605	156	1805		
17	415	37	615	57	815	77	1015	97	1215	117	1415	137	1615	157	1815		
18	425	38	625	58	825	78	1025	98	1225	118	1425	138	1625	158	1825		
19	435	39	635	59	835	79	1035	99	1235	119	1435	139	1635	159	1835		
20	445	40	645	60	845	80	1045	100	1245	120	1445	140	1645	160	1845		

La recolección de datos se realizó durante seis días, para no perturbar las actividades permanentes que se realiza en dicho tópico, solo se monitoreo la variación de la frecuencia cardiaca de dos usuarios por día, en total doce usuarios. Como resultado se tuvo los intervalos RR de cada una de los usuarios, clasificados en 175 bandas bases (filas) las cuales se pueden ver en los siguientes cuatro Tablas en el “Anexo B”.

Ahora encontramos el centro de gravedad de las figuras detallados en los cada uno de las doce figuras del “ANEXO C”, en donde “*numero de intervalosRR*” se refiere al número de veces que encajó un intervalo RR dentro de una banda base, la expresión matemática será la siguiente:

$$\text{Centro de gravedad} = \frac{\sum_1^{175}(\text{No. de intervalos}) * (\text{Ubicacion de la banda base})}{\sum_1^{175}(\text{No. de intervalos})}$$

En este caso el “*Centro de gravedad*” se refiere al intervalo RR promedio de un usuario, o los pulsos por minuto de un usuario (tabla N° 6).

Tabla N° 6.- Valor medio del periodo cardiaco y Frecuencia Media de Usuario.

Usuarios	P	ICu (ms)	FCu (ppm)	Usuarios	P	ICu (ms)	FCu (ppm)
U1	79,61	753,7	79,61	U13	81,21	735,9	81,53
U2	79,46	755,1	79,46	U14	81,53	738,6	81,23
U3	79,48	754,9	79,48	U15	81,23	726,6	82,58
U4	78,68	762,6	78,68	U16	82,58	714,1	84,03
U5	79,76	752,3	79,76	U17	84,03	705,9	85,00
U6	79,68	753,0	79,68	U18	85,00	705,3	85,07
U7	80,33	746,9	80,33	U19	85,07	717,9	83,58
U8	80,23	747,8	80,23	U20	83,58	707,2	84,84
U9	81,79	733,6	81,79	U21	84,84	711,8	84,29
U10	82,43	727,9	82,43	U22	84,29	711,5	84,33
U11	81,19	739,0	81,19	U23	84,33	705,6	85,03
U12	81,21	738,8	81,21	U24	85,03	709,3	84,59
P = Ubicación de Banda Base central de un usuario.							
ICu = Intervalo RR Media de Usuario.							
FCu = Frecuencia Media de Usuario.							

Para medir la amplitud de la variación de la frecuencia cardiaca, identificamos en el “Apéndice B” la Bandas Bases en las cuales el número de registros son mayores de 20 (tabla N° 7).

Tabla N° 7.- Amplitud de la variación de la frecuencia cardiaca.

Usuarios												
	U1	U2	U3	U4	U5	U6	U7	U8	U9	U10	U11	U12
P	11	11	12	12	12	13	13	15	16	16	16	17
	U13	U14	U15	U16	U17	U18	U19	U20	U21	U22	U23	U24
P	17	18	18	19	19	19	18	20	21	21	21	22

P = Numero de Bandas bases con registros mayores a 20.

A cada uno de los usuarios ordenados de menor a mayor, se le encontró su respectivo Índice de Masa Corporal (IMC), cuyos resultados se presentan en la tabla N° 8. Como se pudo ver la mayoría está en condiciones saludables según se indica previamente ordenados de menor a mayor en la tabla N° 8.

Tabla N° 8.- Índice de Masa Corporal.

Usuario	Altura (m)	Peso (Kgr)	IMC	Usuario	Altura (m)	Peso (Kgr)	IMC
U1	1,65	54,000	19,83	U13	1,62	64,000	24,39
U2	1,54	52,400	22,09	U14	1,59	59,000	23,49
U3	1,60	54,000	21,09	U15	1,55	53,800	22,39
U4	1,64	56,600	21,17	U16	1,56	56,900	23,38
U5	1,67	59,000	21,16	U17	1,50	60,000	26,67
U6	1,68	56,35	19,97	U18	1,71	62,400	21,47
U7	1,59	53,900	21,32	U19	1,56	65,000	26,71
U8	1,47	52,450	24,27	U20	1,57	62,100	25,19
U9	1,55	53,200	22,14	U21	1,53	59,000	25,20
U10	1,59	55,650	22,15	U22	1,42	62,350	30,92
U11	1,62	58,300	22,21	U23	1,51	65,500	28,73
U12	1,72	61,050	20,64	U24	1,46	65,000	30,49

IMC (Índice de Masa Corporal) = $\text{Altura} / (\text{Peso} * \text{Peso})$

La figura N° 43 nos detalla el número de bandas bases que registran más de 20 datos, para los doce usuarios.

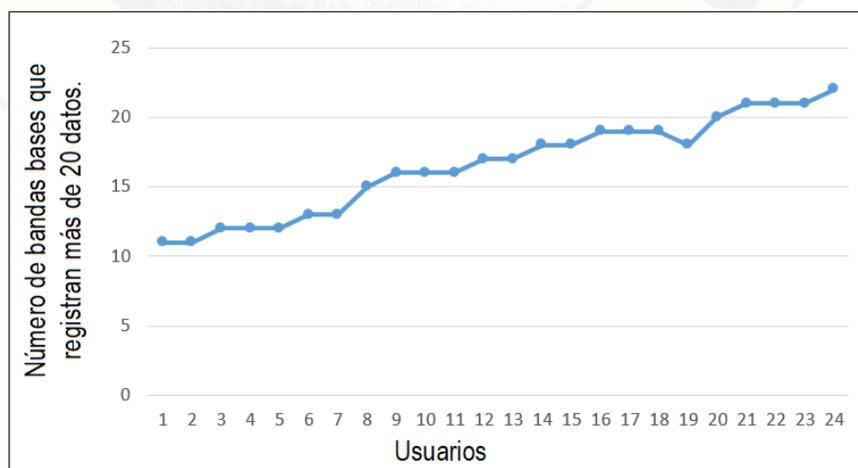


Figura N° 30.- Número de bandas bases con registros mayores a 20.

Considerando (en la figura N° 43) que el Usuario 1 es de menor IMC y el Usuario 24 de mayor IMC según los datos de la tabla N° 7.

La figura N° 44 nos detalla el periodo cardiaco promedio de cada uno de los usuarios, en base a los datos de la tabla N° 6.

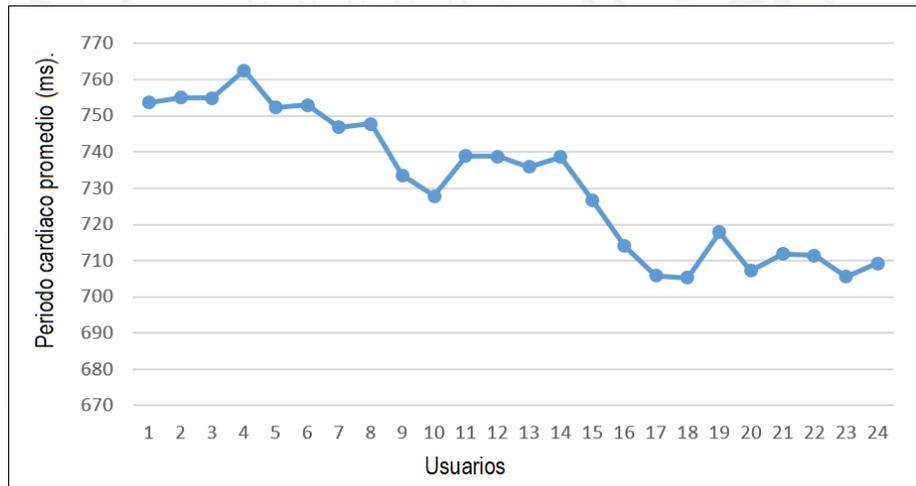


Figura N° 31.- Periodo cardiaco promedio por cada usuario.

Ordenados de menor a mayor en la figura N° 36 se detalla el Índice de Masa Corporal (IMC) de cada uno de los usuarios, en base a los datos de la tabla N° 6 (página 45).

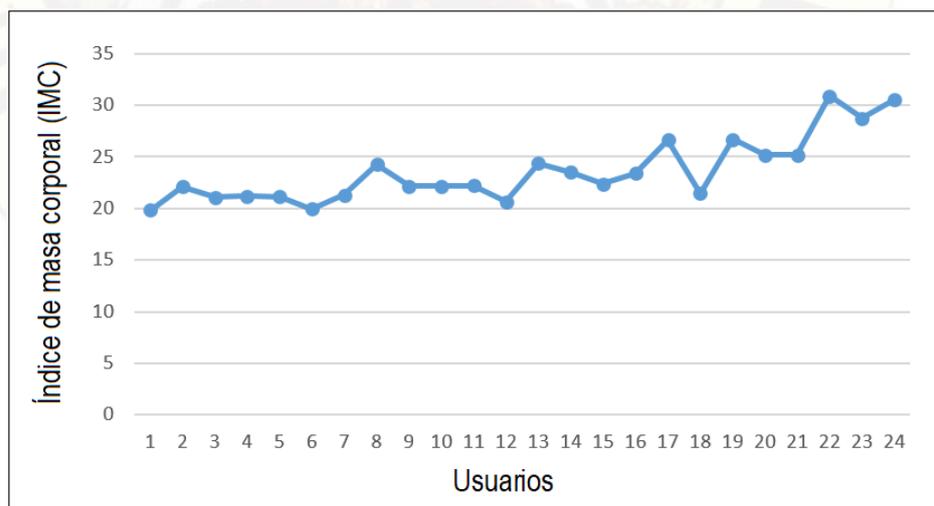


Figura N° 32.- Índice de masa corporal por cada usuario.

3.7. Procedimiento o fases metodológicas

Primero identificamos el problema, luego concluimos que la variable a estudiar es “intervalo RR”. Decidimos diseñar un equipo de bajo costo y amigable, entonces elegimos la plataforma de desarrollo Arduino-DUE. Simulamos en Proteus con Arduino Mega (por su compatibilidad en pines) y una pantalla TFT-LCD de menos columnas y filas, finalmente una señal transitoria que representó a la señal “intervalo cardiaco RR” para probar hasta tres algoritmos. Después de obtener una buena simulación implementamos físicamente con el Arduino DUE visualizándolo en una pantalla TFT-LCD y un sensor cardiaco óptico. Se ejecutaron las pruebas necesarias hasta que el diseño final funcionó adecuadamente. En varias oportunidades tuvimos que retornar al nivel simulación para probar nuevas subrutinas. El diseño final quedo con dos etapas: Monitoreo y Tabulación. Posteriormente se eligieron 24 usuarios saludables todos estudiantes universitarios. A cada uno de ellos se les midió el valor de “intervalo RR” en milisegundos. Finalmente, el equipo electrónico diseñado nos entregaría para cada caso el “periodo medio” y “variación de periodo cardiaco”, se procesaron dichos valores y concluimos su buen funcionamiento.

CAPÍTULO IV RESULTADOS Y DISCUSIÓN

4.1. Presentación de resultados

4.1.1. Variación del periodo cardiaco (entre dos pulsos consecutivos)

Si usted tiene sobrepeso para su tamaño, según la Asociación Nacional de Medicina de Emergencia, tendrá una frecuencia cardíaca global superior. Eso se debe a que su corazón tendrá que bombear más fuerte para suministrar energía al cuerpo (20). Por lo tanto, en reposo a mayor "Índice de masa corporal" menor periodo del ritmo cardiaco (mayor frecuencia cardiaca). El número de "Bandas bases con más de 20 registros de periodos cardiacos es el equivalente a la "Variación de Frecuencia Cardiaca" (VFC). En la tabla N° 9 se detalla el significado del Coeficiente de Correlación de Pearson cuyo valor varía entre "-1" y "+1" "R" (37).

Tabla N° 9.- Coeficiente de correlación de Pearson

Coeficiente de correlación de Pearson	Significado
R = +1	Un valor de +1 indica una correlación perfecta positiva
R = -1	Un valor de - 1 indica una correlación perfecta negativa.
R = 0	Un valor de 0 indica que no hay asociación lineal entre las dos variables.

Con las tablas N° 7 y N° 8 elaboramos la tabla N° 10, en donde aplicamos software EXCEL para averiguar si existe correlación entre la variación del periodo cardiaco “Ya” de 24 usuarios (Número de bandas bases con registros mayores a 20 repeticiones) y sus respectivos IMC.

Tabla N° 10.- Variación del periodo cardiaco.

Usuario	IMC (Kgr/m ²)	Ya	Usuario	IMC (Kgr/m ²)	Ya
U1	19,83	11	U13	24,39	17
U2	22,09	11	U14	23,49	18
U3	21,09	12	U15	22,39	18
U4	21,17	12	U16	23,38	19
U5	21,16	12	U17	26,67	19
U6	19,97	13	U18	21,47	19
U7	21,32	13	U19	26,71	18
U8	24,27	15	U20	25,19	20
U9	22,14	16	U21	25,20	21
U10	22,15	16	U22	30,92	21
U11	22,21	16	U23	28,73	21
U12	20,64	17	U24	30,49	22

Ya = Variación del periodo cardiaco en un usuario.

4.1.2. Periodo (entre dos pulsos consecutivos) cardiaco medio

Con ayuda de las tablas N° 6 y N° 7 elaboramos la tabla N° 11, se muestra la media del periodo cardiaco “PCu” en cada usuario y sus respectivos índices de masa corporal (IMC) (figura N° 23).

Tabla N° 11.- Valor medio del periodo cardiaco.

Usuario	IMC (Kgr/m ²)	PCu (ms)	Usuario	IMC (Kgr/m ²)	PCu (ms)
U1	19,83	753,7	U13	24,39	735,9
U2	22,09	755,1	U14	23,49	738,6
U3	21,09	754,9	U15	22,39	726,6
U4	21,17	762,6	U16	23,38	714,1
U5	21,16	752,3	U17	26,67	705,9
U6	19,97	753,0	U18	21,47	705,3
U7	21,32	746,9	U19	26,71	717,9
U8	24,27	747,8	U20	25,19	707,2
U9	22,14	733,6	U21	25,20	711,8
U10	22,15	727,9	U22	30,92	711,5
U11	22,21	739,0	U23	28,73	705,6
U12	20,64	738,8	U24	30,49	709,3

PCu= Valor medio del periodo cardiaco por usuario.

4.1.3. Ancho de banda de los periodos cardiacos

El ritmo cardiaco máximo es 226 pulsos por minuto (32), consideramos 230 pulsos por minuto (ppm), consideramos como mínimo 30 latidos por minutos (33). Por lo tanto, denominamos para el presente trabajo, el Ancho de Banda (AB) en base a los periodos cardiacos de un usuario en reposo, están comprendidos entre un máximo de 2000 ms (30 ppm) y un mínimo de 255 ms (235 ppm). Aunque dichos periodos extremos, prácticamente es imposible que ocurran en usuarios saludables y en reposo.

4.2. Análisis de datos

4.2.1. Correlación de la variación del periodo cardiaco y el índice de masa corporal

En la figura N° 46 con ayuda de la función “Coeficiente de Correlación” de EXCEL y la tabla N° 10 se pudo obtener que $R^2 = 0,7499$ entonces tendremos la correlación de: $R = 0.75$. La variación del periodo cardiaco “Ya” se obtiene al monitorear el número de bandas bases con más de 20 registros de periodos cardiacos para cada uno de los doce usuarios. La correlación de la variación del periodo cardiaco de cada usuario y sus respectivos índices de masa corporal es de 75 %. También podemos ver el ajuste lineal de dicha relación, cuya pendiente es 0,8566 y cruce con el eje “Y” es -0,5983.

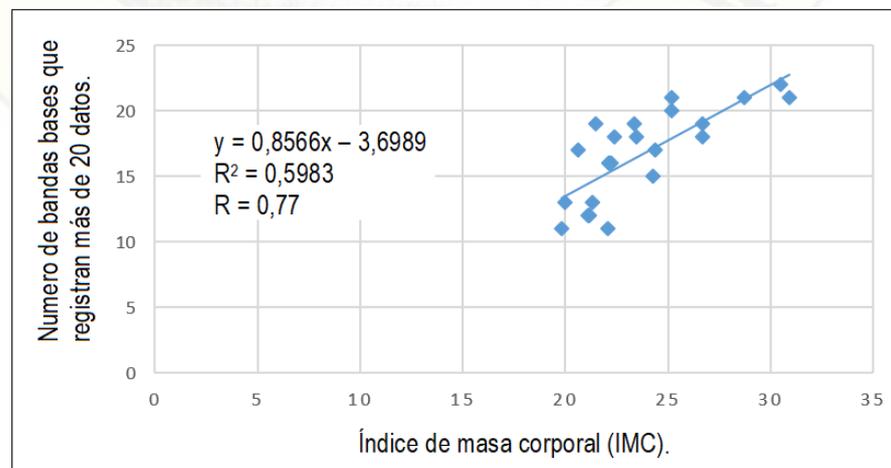


Figura N° 33.- Variación del periodo del ritmo cardiaco.

4.2.2. Correlación del valor medio del periodo cardiaco y el índice de masa corporal

Con ayuda de EXCEL y tabla N° 11 se pudo obtener en la figura N° 47 que $R^2 = -0,889674493$ entonces la correlación es: $R = 0,943225579$. La correlación del valor medio del periodo cardiaco de cada uno de los doce usuarios. "PCu" y sus respectivos índices de masa corporal es 94,32%. También vemos la ecuación lineal de dicha relación, cuya pendiente es 1.0582 y cruce con el eje "Y" es +888,94.

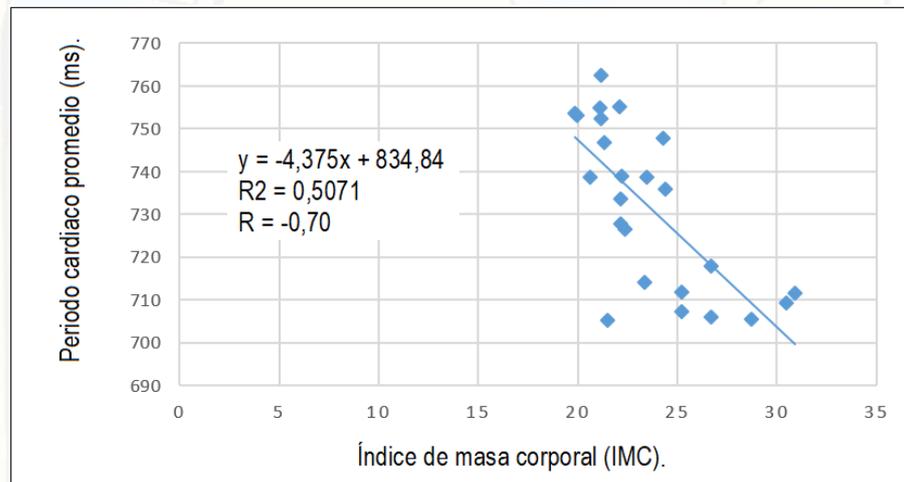


Figura N° 34.- Correlación de la de frecuencia cardiaca central e IMC.

4.2.3. Número de bandas bases de periodos cardiacos

Si consideramos el ancho de una Banda Base (BB) de 10 ms y el Ancho de Banda (AB) del periodo cardiaco es: $2000 \text{ ms} - 250 \text{ ms} = 1750 \text{ ms}$. Entonces trabajamos con 175 bandas bases de 10 ms.

DISCUSIÓN:

A partir de resultados encontrados, aceptamos la hipótesis general que un equipo electrónico basado en la plataforma de desarrollo con hardware y software de código abierto Arduino Due, el cual permite monitorear adecuadamente la variación del periodo entre dos pulsos del ritmo cardiaco consecutivos para ayudar al especialista en identificar la salud de un usuario.

Estos resultados guardan relación con lo que sostienen Kang H. (2013), Samamé I (2017), Joel C. (2011) y Urbano J. (2017) quienes señalan como se realizar el monitoreo de la variación del ritmo cardiaco utilizando tecnologías libres. Estos autores expresan que se logra monitorear adecuadamente la variación del ritmo cardiaco utilizando hardware y software de código abierto para determinar problemas cardiovasculares en el sistema circulatorio.

Pero, en lo que difiere el estudio de los autores referidos con el presente, es que ellos monitorean la variación del ritmo cardiaco en la frecuencia aumentando la cantidad de datos requiriendo memorias y procesadores más avanzados, los cuales elevan el costo de los equipos. En este estudio se realizó el monitoreo del ritmo cardiaco utilizando el periodo en los intervalos "RR".

En lo que respecta a la utilización de hardware y software de código abierto de este estudio, es mucho más económico, rápido y de similares resultados monitorear el periodo en comparación de la frecuencia del ritmo cardiaco en los intervalos "RR".

CONCLUSIONES

El equipo electrónico basado en la plataforma de desarrollo con hardware y software de código abierto, cumplió con las expectativas para monitorear el periodo del ritmo cardíaco, utilizamos el índice de masa corporal para confirmar el correcto funcionamiento de dicho equipo. Estos resultados se tendrían que confirmar probando en personas con problemas psicossomáticos y fisiológicos. Entonces planteamos las siguientes conclusiones:

- 1.- El Coeficiente de correlación de Pearson "R" tiene un valor aceptable del 75 % entre la variación de periodo del ritmo cardíaco (tiempo entre dos pulsos consecutivos) y el índice de masa corporal.
- 2.- El Coeficiente de correlación de Pearson "R" tiene un valor aceptable del 70 % entre el valor medio del periodo cardíaco (tiempo entre dos pulsos consecutivos) y el índice de masa corporal.
- 3.- Considerando que los coeficientes de correlación entre la variación de periodo del ritmo cardíaco (tiempo entre dos pulsos consecutivos) y el índice de masa corporal, tiene valores aceptables. También podemos decir que la división en 175 bandas bases de 10 ms cada una, cumplió con las expectativas

RECOMENDACIONES

Cuando se monitorea el ritmo cardiaco en pulsos por minuto, tiene que terminar la etapa de monitoreo y solo así después se inicia el análisis espectral, para obtener conclusiones. En cambio, nuestra propuesta monitoreó mediante un sensor óptico, los periodos del ritmo cardiaco a medida que ingresaron los valores de dicho periodo, desde el ingreso de los primeros valores se podría ver analizar los datos y obtener resultados sobre un usuario. Pero hay aun así no es tan rápido y no tiene una buena señal. Solo en el monitoreo se consideró el punto R, por eso también se llamó "intervaloRR", sin embargo, se podría monitorear también las demás regiones de la señal cardiaca (punto: Q, T y S), y de esta manera mejorar el tiempo que se demoró para obtener los primeros resultados. Sugerimos también considerar las siguientes recomendaciones:

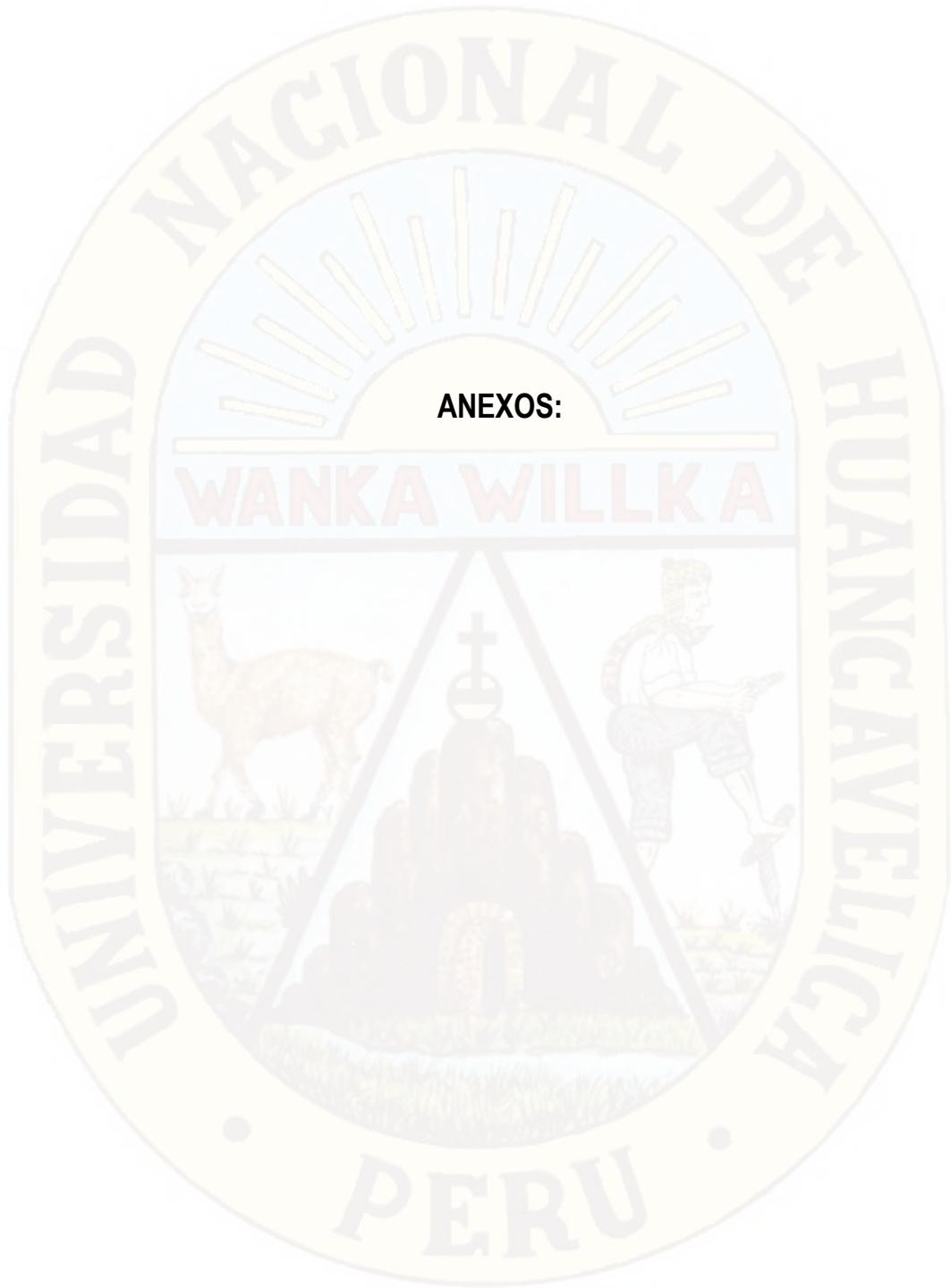
- 1.- Para mejorar el equipo sería bueno obtener el apoyo de un especialista en el área relativa a la biología para poder analizar las señales biológicas, de esta manera se podría relacionar alguna alteración psicológica, psicosomática o biológica.
- 2.- La plataforma Arduino Due tiene muy buena velocidad y es de 32 bits, es un microprocesador bastante potente. Faltaría un módulo de memoria, para procesar más datos. Pudiendo analizar otros elementos de una señal cardiaca y procesar periodos más largos de tiempo de esta manera obtener mejores resultados.
- 3.- El almacenamiento de los "Intervalos RR" se realiza en intervalos de Banda Base de 10 ms, los resultados mejorarían si almacenamos directamente los Intervalos RR sin considerar "Bandas Base".
- 4.- Para poder interpretar las relaciones entre el monitoreo de una señal cardiaca y las alteraciones del equilibrio fisiológico. Sería recomendable que la participación de un biólogo o un médico, para que ayude a interpretar y confirmar los resultados.

BIBLIOGRAFÍA

1. OMS. www.who.int. [Online]; 2015 [cited 2017 octubre 13].
2. Sachs K. www.muy fitness.com. [Online]; 2017.
3. Risk R. Análisis de tiempo-frecuencia de la variabilidad de la frecuencia cardiaca y la presión arterial. Córdoba; 2008.
4. Health NIOM. www.valueoption.com. [Online]. [cited 2017 octubre 13 [Publicación No. 02 5004]. Available from: www.valueoption.com.
5. Servan-Schreiber D. www.neurocardiomangement.com. [Online].: Kairos [cited 2017 octubre 13 [Capítulo 4: Vivir la coherencia cardiaca.].
6. Alvarez-Herms J, Juliá-Sanchez S, Corbi F, Page's T, Viscor G. Valoración de la frecuencia cardíaca de recuperación después de un programa de entrenamiento de fuerza-resistencia en hipoxia. apunts. 2012; p. 23-29.
7. García González. Estudio de la variabilidad del ritmo cardíaco mediante técnicas estadísticas, espectrales y no lineales: Métodos espectrales. Barcelona.; 1998.
8. Kang H. Diseño y desarrollo de un sistema para la visualización de parámetros energéticos: Ritmo cardíaco. Lima; 2013.
9. Rivero I, Valdés E, Valdés F. Nuevo método para obtener la frecuencia cardíaca instantánea mediante el análisis espectro temporal del seismocardiograma. Revista Cubana de Ciencias Informáticas. 2017 marzo; 11(1).
10. Samamé I, Joel C. Diseño y construcción de un Sistema para la Medición del Pulso Cardíaco Usando Técnicas Pletismográficas. Lima; 2011.
11. Gutierrez M, Amat J, Ruiz A, Sanchis C. La respuesta cardiaca como medida de la ansiedad en deportes de riesgo. Madrid; 2003.
12. Ecured. [www://ecured.cu/Hardware_libre](http://ecured.cu/Hardware_libre). [Online]; 2018 [cited 2018 Enero 15].
13. Electronics M. www.arduino.cl/arduino-due/. [Online]; 2018.
14. Valdivia R. www.salud.ideal.es. [Online]; 1917 [cited 2018 enero 12].
15. Rosales A. www.blog.inventores.mx. [Online]; 2016 [cited 2018 Enero 14].

16. Coldfire Electronica. www.coldfire-electronica.com/esp/item/231/sensor-de-pulso-cardiaco. [Online]; 2017.
17. Lopez M, Gil A. Estudio de cristales liquidos y su aplicacion en pantallas de visualizacion Cordoba: Universidad de Cordoba; 2015.
18. Aselectro. <https://alselectro.wordpress.com/2014/11/28/touch-screen-tft-shield-for-arduino-uno/>. [Online]; 2014.
19. López G, López L, Díaz. A. Composición corporal y variabilidad de la frecuencia cardiaca: relaciones con edad, sexo, obesidad y actividad física. SporTK: Revista Euroamericana de Ciencias del Deporte, vol. 4 No. 2. 2015 Jun 25; p. 33-44.
20. Sandranews. ¿Cómo afecta el IMC de la respuesta de frecuencia cardíaca al ejercicio? [Online]; 2015 [cited 2018 enero 12. Available from: <http://www.sandranews.com>.
21. Díaz V, Pérez M, Torres J. Variabilidad de la frecuencia cardiaca en jóvenes con obesidad. Tesis. Tlalnepantla Estado de México; 2017.
22. Urbano J. Diseño de algoritmo para cuantificación de frecuencia cardiaca promedio en dispositivo ARM (máquinas avanzadas tipo RISC). Monografía de Proyecto de Grado. Bogotá: Universidad Santo Tomás, Facultad de Ingeniería Electrónica; 2017.
23. López M. www.unocero.com. [Online].; 2017 [cited 2018 Abril 12. Available from: www.unocero.com/noticias/procesador-codigo-abierto/amp/.
24. Herrando EG. Análisis multimodal de las señales fotopletimográfica de pulso y electrocardiográfica para el diagnóstico del síndrome de apnea obstructiva durante el sueño en niños. Zaragoza; 2009.
25. Pcexpertos. ¿Qué es la pantalla matriz activa de una Laptop? [Online].; 2009 [cited 2018 06 12. Available from: www.pcexpertos.com.
26. Samsung. ¿que significado tienen las siglas TFT LCD? [Online].; 2018 [cited 2018 junio 5. Available from: www.samsung.com.
27. Charand KX. Hiperphysics. [Online]. Georgia: Georgia State University; 2017. Available from: www.hiperphysics.phy-astr.gsu.edu.
28. López Romero WL. Sistema de control del estado de somnolencia en conductores de vehículos. Ambato, Ecuador; 2016.

29. Gray nomad. <https://forum.arduino.cc/index.php?topic=132130.0>. [Online].; 2013 [cited 2018 Marzo 13].
30. Forum.arduino. <https://forum.arduino.cc/index.php?topic=285616.0>. [Online]. [cited 2018 Enero 12].
31. Stm32duino. <http://www.stm32duino.com/viewtopic.php?t=1654&start=160>. [Online]; 2017 [cited 2018 Enero 15].
32. Marins J, Manuel D. Empleo de ecuaciones para predecir la frecuencia cardiaca maxima en carrera para jovenes deportistas. Archivos de medicina del deporte. 2007 Febrero 2; p. 112-120.
33. Gomez J. Bradiarritmias_Gomez.pdf. [Online].; 2012 [cited 2018 Enero 12]. Available from: www.fac.org.ar/misiones/actividades/setiembre_2012/.
34. Board E, Ispoglou T, Lee I. Validez de las Medidas Telemétrico-Derivadas de la Variabilidad de la Frecuencia Cardiaca: Una Revisión Sistemática. PubliCE. 2017.
35. Gallo J, Farbiarz J, Alvarez D. Análisis espectral de la variabilidad de. IATREIA. 1999 Junio; VOL 12(Nº 2): p. 10.
36. Ortiz J, Mendoza D. Variabilidad de la frecuencia cardiaca, una herramienta útil. <http://www.efdeportes.com/> Revista Digital. 2008 Junio; Año 13 (Nº 121): p. 1.
37. Padilla N. Curso de Bioestadística Parte 15 Correlación. [Online].; 2004 [cited 2018 Enero 12]. Available from: www.pitt.edu/~super4/35011-36001/35071.ppt.
38. Nuguerol Casado SG. www.fisterra.com. [Online]; 2008 [cited 2018 enero 12].



ANEXOS:

A. MATRIZ DE CONSISTENCIA

TITULO	PROBLEMAS	OBJETIVOS	HIPÓTESIS	OPERACIONALIZACIÓN		MÉTODO
				VARIABLES	OPERACIÓN DE LAS VARIABLES	
<p>“EQUIPO ELECTRÓNICO BASADO EN PLATAFORMA DE DESARROLLO CON HARDWARE Y SOFTWARE DE CÓDIGO ABIERTO, PARA MONITOREAR LA VARIACIÓN DEL PERIODO ENTRE PULSOS DEL RITMO CARDIACO”</p>	<p>A. PROBLEMA GENERAL A.1. ¿Cómo monitorear electrónicamente la variación del periodo cardiaco, para ayudar al especialista en identificar la salud de un usuario?</p> <p>B. PROBLEMAS ESPECÍFICOS B.1. ¿Cuál es el algoritmo para monitorear electrónicamente el valor medio del periodo entre pulsos del ritmo cardiaco para ayudar al especialista en identificar la salud de un usuario?</p> <p>B.2. ¿Cómo se clasifican los valores del periodo entre pulsos del ritmo cardiaco (intervalos RR) para monitorear electrónicamente su variación y el valor medio, y ayude al especialista a identificar la salud de un usuario?</p>	<p>A. OBJETIVO GENERAL A.1. Construir un equipo electrónico prototipo para monitorear en forma sencilla la variación del periodo entre pulsos del ritmo cardiaco y apoye al especialista en identificar la salud de un usuario.</p> <p>B. OBJETIVOS ESPECÍFICOS B.1. Implementar un programa en un equipo electrónico prototipo para monitorear el valor medio del periodo entre dos pulsos consecutivos y apoye al especialista en identificar la salud de un usuario.</p> <p>B.2. Implementar un programa en un equipo electrónico prototipo que utilice una clasificación adecuada de los valores de los periodos entre pulsos del ritmo cardiaco para monitorear su variación y el valor medio.</p>	<p>A. HIPÓTESIS GENERAL A.1. Un equipo electrónico basado en la plataforma de desarrollo con hardware y software de código abierto Arduino Due, permite monitorear adecuadamente la variación del periodo entre dos pulsos del ritmo cardiaco consecutivos para ayudar al especialista en identificar la salud de un usuario.</p> <p>B. HIPÓTESIS ESPECÍFICAS B.1. Un programa basado en la plataforma de desarrollo con hardware y software de código abierto Arduino Due, permite monitorear adecuadamente el valor medio del periodo entre dos pulsos del ritmo cardiaco consecutivos para ayudar al especialista en identificar la salud de un usuario.</p> <p>B.2. Clasificando el valor de los periodos entre pulsos del ritmo cardiaco en bandas de 10 ms en un equipo electrónico basado en la plataforma de desarrollo con hardware y software de código abierto Arduino Due, se monitorea adecuadamente la variación y valor medio de dicho periodo, para ayudar al especialista en identificar la salud de un usuario.</p>	<p>A. DEPENDIENTES A.1. Variación del periodo cardiaco (VPC): Mide las bandas bases con repeticiones de periodos entre pulsos consecutivos del ritmo cardiaco (Intervalo RR) mayores de 20.</p> <p>B. INDEPENDIENTES B.1. Valor medio del periodo cardiaco (VMP): Media de todos los periodos entre pulsos consecutivos del ritmo cardiaco (Intervalo RR).</p> <p>B.2. Número de bandas bases para los periodos cardiaco (NBP): Se refiere al número de Bandas que está dividido todos los valores posibles de los periodos entre pulsos consecutivos del ritmo cardiaco (Intervalo RR).</p>	<p>VPC = f(VMP, NBP)</p>	<p>En esta investigación se utilizó el método ensayo-error e inductivo-deductivo.</p>

B. NÚMERO DE PERIODOS (ENTRE DOS PULSOS CONSECUTIVOS) EN CADA UNO DE LAS 175 BANDAS BASES Y EN 12 USUARIOS.

Tabla N° B.1. Desde la Banda Base 01 hasta la Banda Base 45.

n	pn(*)	Usuarios:											
		U1	U2	U3	U4	U5	U6	U7	U8	U9	U10	U11	U12
1	255	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
2	265	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
3	275	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
4	285	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
5	295	0	1	1	1	1	0	1	0	0	1	0	0
6	305	0	1	1	1	0	1	0	0	1	0	0	1
7	315	1	1	1	0	0	1	1	0	1	1	0	1
8	325	1	0	1	0	1	0	0	0	1	1	1	1
9	335	1	0	0	1	0	1	0	0	0	0	1	0
10	345	1	1	0	0	1	2	1	1	1	1	1	1
11	355	0	1	0	1	1	0	0	1	1	0	0	0
12	365	1	0	1	0	0	1	1	0	1	0	1	0
13	375	1	1	0	1	0	0	1	0	0	1	0	1
14	385	0	1	2	0	1	2	0	1	0	0	0	3
15	395	1	0	3	3	0	3	1	1	0	0	1	2
16	405	1	0	3	2	3	0	2	0	1	1	2	3
17	415	3	1	3	2	1	0	2	3	0	1	3	3
18	425	1	1	3	0	2	1	3	1	2	3	2	0
19	435	0	0	0	1	1	3	0	0	1	1	3	1
20	445	1	1	0	0	3	1	2	3	3	3	3	3
21	455	1	3	2	1	3	3	1	3	1	2	2	3
22	465	0	2	0	2	1	2	2	3	0	1	1	2
23	475	0	3	3	1	2	0	1	2	1	2	2	2
24	485	1	2	0	3	3	3	3	0	0	3	0	2
25	495	2	0	1	2	0	3	3	2	3	2	2	1
26	505	2	0	2	1	0	3	2	3	3	3	1	3
27	515	2	0	0	2	1	2	3	3	1	3	2	3
28	525	2	3	0	0	3	1	2	1	2	1	1	1
29	535	2	2	0	3	0	0	3	3	1	2	1	0
30	545	1	1	0	0	3	1	2	0	3	3	1	3
31	555	1	3	2	1	3	2	0	1	2	0	4	1
32	565	0	2	0	2	1	2	0	2	1	0	2	15
33	575	0	3	3	1	2	2	0	0	2	1	6	7
34	585	1	2	0	3	3	2	3	0	0	3	11	23
35	595	2	0	1	2	0	4	2	1	12	11	53	68
36	605	2	0	2	1	0	4	6	6	9	6	25	57
37	615	2	0	0	2	1	1	8	12	35	52	65	87
38	625	1	2	0	3	3	0	17	10	56	30	33	45
39	635	2	0	1	2	4	13	14	27	70	43	85	72
40	645	2	0	2	1	4	5	29	25	133	75	121	120
41	655	2	0	0	2	1	25	54	89	118	87	98	122
42	665	1	1	0	0	44	94	59	85	143	122	119	118
43	675	1	3	2	1	58	91	85	75	147	117	133	112
44	685	0	2	18	40	44	79	66	153	113	139	112	132
45	695	10	8	72	69	208	75	185	201	134	152	105	110

(*).- "pn" es el periodo central de la Banda Base n.

Tabla N° B.2. Desde la Banda Base 46 hasta la Banda Base 90.

Usuarios:													
n	pn(*)	U1	U2	U3	U4	U5	U6	U7	U8	U9	U10	U11	U12
46	705	7	66	59	55	199	172	190	170	115	126	101	98
47	715	89	57	230	220	193	200	55	190	133	147	112	111
48	725	186	229	210	244	221	171	85	212	127	145	116	98
49	735	212	251	176	240	171	165	171	170	134	150	115	105
50	745	265	230	222	204	179	211	218	190	113	135	111	115
51	755	320	249	200	201	198	210	195	130	127	117	113	98
52	765	204	286	185	247	124	175	201	60	154	148	131	105
53	775	295	249	250	241	112	217	85	35	34	149	111	46
54	785	203	228	230	74	85	76	89	60	44	42	43	39
55	795	221	130	184	73	120	65	205	91	69	19	21	16
56	805	98	120	103	57	38	79	89	23	13	12	13	14
57	815	112	82	19	55	31	2	0	12	3	3	1	3
58	825	19	17	12	17	12	0	0	0	3	0	1	1
59	835	7	3	6	0	3	3	1	3	3	0	3	2
60	845	0	2	1	1	2	1	2	2	3	0	1	2
61	855	0	1	0	3	3	2	0	0	3	3	1	3
62	865	3	0	0	1	0	0	0	0	3	0	1	1
63	875	2	2	2	1	3	3	1	3	3	0	3	2
64	885	1	1	18	3	2	3	2	0	2	2	1	3
65	895	1	2	13	3	2	1	3	2	2	2	0	0
66	905	1	0	1	1	3	0	2	0	0	0	1	2
67	915	1	0	3	2	0	1	0	1	0	1	0	2
68	925	0	0	0	1	1	3	0	3	2	0	3	0
69	935	0	2	0	3	3	0	0	1	0	3	2	3
70	945	1	3	1	0	3	0	1	1	2	2	1	3
71	955	0	2	1	1	2	1	3	2	1	0	3	1
72	965	0	1	0	3	3	2	0	0	3	3	1	3
73	975	3	0	0	1	0	0	0	0	3	0	1	1
74	985	2	2	2	1	3	3	1	3	3	0	3	2
75	995	2	3	0	1	0	1	2	2	3	0	1	2
76	1005	0	2	0	1	1	3	0	3	0	3	3	0
77	1015	1	1	1	2	0	3	2	0	3	0	1	1
78	1025	1	3	1	2	0	3	1	1	1	1	2	0
79	1035	0	1	3	3	0	2	3	2	3	2	1	1
80	1045	3	3	0	2	1	3	1	2	2	1	0	3
81	1055	0	3	3	0	2	0	3	2	3	2	3	2
82	1065	3	0	1	3	3	1	1	0	2	1	2	2
83	1075	3	2	1	3	1	0	1	0	2	1	1	0
84	1085	1	2	2	0	1	0	2	3	3	2	2	0
85	1095	0	3	2	3	0	3	1	3	2	3	3	3
86	1105	0	0	3	1	2	0	0	3	1	2	1	2
87	1115	0	1	2	2	1	2	1	2	2	2	2	1
88	1125	2	2	2	3	0	0	1	2	3	1	0	1
89	1135	3	0	3	3	3	2	3	0	2	1	1	1
90	1145	0	2	0	2	2	0	3	1	1	0	2	2

(*).- "pn" es el periodo central de la Banda Base n.

Tabla N° B.3. Desde la Banda Base 91 hasta la Banda Base 135.

n	pn(*)	Usuarios:											
		U1	U2	U3	U4	U5	U6	U7	U8	U9	U10	U11	U12
91	1155	1	0	3	2	2	3	2	3	2	1	1	0
92	1165	3	1	2	2	2	2	1	2	3	2	0	1
93	1175	0	1	3	3	2	0	1	3	1	2	3	0
94	1185	1	1	1	1	3	2	1	0	0	2	1	2
95	1195	1	3	3	1	2	0	0	3	1	2	0	1
96	1205	2	3	2	1	3	0	1	0	0	0	1	2
97	1215	1	2	3	3	3	0	1	3	2	1	2	2
98	1225	3	2	0	3	3	0	1	0	2	2	2	0
99	1235	0	0	0	2	3	1	0	1	3	1	2	3
100	1245	2	2	0	2	0	3	2	1	2	0	0	2
101	1255	3	0	0	3	3	1	1	1	1	3	1	0
102	1265	1	3	0	1	2	2	1	3	1	2	2	2
103	1275	0	1	1	3	0	0	2	2	2	0	3	1
104	1285	0	2	0	3	1	2	2	3	1	3	2	1
105	1295	3	3	1	3	3	0	0	0	2	3	2	3
106	1305	0	3	3	2	1	2	3	1	3	0	3	3
107	1315	3	3	0	0	3	3	2	0	3	0	3	0
108	1325	3	1	2	0	2	0	0	0	0	1	0	2
109	1335	0	0	0	3	3	2	0	0	0	1	1	0
110	1345	1	1	2	3	0	3	3	0	3	1	3	1
111	1355	3	0	2	3	0	1	1	0	0	1	0	3
112	1365	2	3	0	1	1	1	2	2	0	1	0	3
113	1375	1	3	1	3	0	1	1	0	2	3	0	1
114	1385	0	2	2	3	2	0	0	1	2	2	1	0
115	1395	1	3	1	1	1	3	1	0	3	3	3	3
116	1405	0	1	0	0	2	2	1	1	2	2	0	2
117	1415	2	1	3	2	2	0	2	1	1	0	0	1
118	1425	3	2	2	0	2	3	0	1	2	0	2	1
119	1435	3	1	1	1	1	2	3	2	3	1	3	2
120	1445	2	3	0	3	1	2	1	0	3	1	3	2
121	1455	3	1	1	3	2	1	2	1	1	1	2	3
122	1465	3	2	3	1	2	2	0	3	3	0	3	3
123	1475	0	2	2	3	1	0	1	1	2	1	3	3
124	1485	0	3	3	0	2	1	1	0	3	1	1	3
125	1495	3	1	0	0	1	0	1	2	3	0	0	0
126	1505	0	0	2	1	3	2	3	3	3	1	2	1
127	1515	0	2	1	1	1	0	3	0	2	0	1	1
128	1525	1	0	3	0	0	3	0	2	1	0	3	2
129	1535	1	0	2	0	1	3	2	2	0	0	0	1
130	1545	2	3	0	3	2	0	0	2	3	1	2	2
131	1555	0	1	3	1	3	0	0	0	0	1	3	2
132	1565	3	3	2	1	2	0	3	0	3	0	1	2
133	1575	3	3	2	3	1	3	2	3	0	0	0	1
134	1585	2	2	0	3	0	0	2	1	1	1	3	2
135	1595	0	0	2	0	2	1	0	2	0	0	0	1

(*).- "pn" es el periodo central de la Banda Base n.

Tabla N° B.4. Desde la Banda Base 136 hasta la Banda Base 175.

		Usuarios:											
n	pn(*)	U1	U2	U3	U4	U5	U6	U7	U8	U9	U10	U11	U12
136	1605	0	0	0	1	3	1	1	1	1	1	0	0
137	1615	2	0	0	0	3	1	3	3	0	1	1	1
138	1625	1	0	1	1	3	1	1	3	0	0	1	1
139	1635	1	3	0	3	0	1	3	0	1	0	1	1
140	1645	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1
141	1655	1	0	0	3	1	1	2	3	0	0	1	0
142	1665	0	1	0	0	1	1	1	3	1	1	1	0
143	1675	0	1	1	0	1	1	1	2	1	1	0	0
144	1685	0	0	0	0	1	0	2	0	0	1	1	0
145	1695	0	0	1	0	0	0	1	1	1	1	1	1
146	1705	1	0	1	2	1	1	2	3	0	0	0	1
147	1715	1	0	1	2	0	0	1	3	1	1	1	0
148	1725	0	1	0	1	0	0	1	0	0	1	0	1
149	1735	0	1	0	1	1	1	1	0	1	0	0	0
150	1745	0	1	1	0	0	1	1	0	0	1	0	1
151	1755	0	0	0	0	0	0	2	1	1	1	0	0
152	1765	0	1	0	0	1	0	3	1	1	1	1	1
153	1775	0	0	0	0	1	1	2	1	1	1	1	1
154	1785	0	0	0	1	0	1	1	1	0	1	0	0
155	1795	0	0	1	1	1	0	1	1	0	0	1	1
156	1805	1	0	1	0	0	1	0	0	1	1	0	1
157	1815	1	0	0	1	0	1	1	0	1	1	0	0
158	1825	1	1	1	0	1	0	0	1	1	1	0	1
159	1835	1	0	0	1	0	1	1	1	0	0	1	1
160	1845	1	0	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1
161	1855	0	0	0	1	0	1	1	1	1	1	0	1
162	1865	0	1	1	1	0	0	0	1	1	1	1	0
163	1875	1	1	0	0	1	1	1	1	1	1	1	0
164	1885	0	0	1	0	0	1	0	1	1	0	1	0
165	1895	0	0	0	0	1	1	0	0	1	1	0	1
166	1905	0	1	0	1	1	1	0	1	1	0	0	0
167	1915	1	0	0	1	0	0	0	1	1	0	1	1
168	1925	1	0	1	0	0	1	1	1	0	1	1	1
169	1935	0	0	0	1	0	1	0	1	0	1	1	1
170	1945	1	1	0	0	0	0	1	0	1	1	0	1
171	1955	1	0	0	1	0	1	1	1	1	1	0	0
172	1965	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
173	1975	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
174	1985	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
175	1995	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Σ		2210	2301	2314	2416	2353	2365	2372	2395	2423	2425	2429	2447

(*).- "pn" es el periodo central de la Banda Base n.

C. PROGRAMA

```
#include <Adafruit_GFX.h> // Hardware-specific library
#include <MCUFRIEND_kbv.h>
#include <Keypad.h>
MCUFRIEND_kbv tft;

// Assign human-readable names to some common 16-bit color values:
#define BLACK 0x0000
#define BLUE 0x001F
#define RED 0xF800
#define GREEN 0x07E0
#define CYAN 0x07FF
#define MAGENTA 0xF81F
#define YELLOW 0xFFE0
#define WHITE 0xFFFF
float n3, n1, n2;
int mi3, mi4, nval, mi9, regx;
int sg1, mn1, dis, nna, nnb;
int i1, i2, n4, n5, n6, pe, med, vpc;
int interr, indi2, doblebanda, indi3, num;
int nMax, bandabase, periodo, divisor;
int bb, i, n, mi, k, k1, mi2, m, p, s, j;

char DV[10];
char NN[10];
char MN[10];
char YA[40];
char YB[40];
char MC[40];
char VP[40];
char PC[10];
char MY[10];
char MX[20];
int intervalo[175];
int color, tecla, reg, flagA, flagB;
int flag2, flag3, flag4, flag5, flag6, regi = 0;
int rega, regb, regc, reen, Pula;
int Pul, tem3, tiempo2, mi8, mi7;
unsigned long difsenal, senala;
unsigned long tiempo;
int actualAlto, reei;
unsigned long disena, sena, tAntes, tActual;
int indi1, difMax, actual;
unsigned long tini, tdif, sg, mn;
//Config del Teclado
const byte filas = 4;
const byte colum = 4;
char key;
char botones[filas][colum] = {
  {'1', '2', '3', 'A' },
  {'4', '5', '6', 'B' },
  {'7', '8', '9', 'C' },
  {'E', '0', 'F', 'D' }
};
```

```

byte pinesFila[filas] = {39, 41, 43, 45};
byte pinesColu[column] = {38, 40, 42, 44};
//byte pinesFila[filas]={30,31,32,33};
//byte pinesColu[column]={34,35,36,37};
Keypad teclado = Keypad( makeKeymap(botones), pinesFila, pinesColu, filas, column );

void setup()
{
  // put your setup code here, to run once:
  Serial.begin(9600);
  tft.reset();
  uint16_t identifier = tft.readID();
  Serial.print("ID = 0x");
  Serial.println(identifier, HEX);
  if (identifier == 0xEFEF) identifier = 0x9486;
  tft.begin(identifier);
  tft.setRotation(3); //pocicion: 0,1,2,3,4
  tft.fillScreen(RED); // color del fondo de pantalla
  regx == 0;
}

//*****
//*****

void loop()
{
  key = teclado.getKey();
  if (regx == 0)
  {
    regx = 1;
    tft.setTextSize(2); // tamañodel texto
    tft.setCursor(50, 100); // coordenadas X,Y
    tft.println("Iniciar con ENTER");
  }

  if (key == 'D')
  {
    rega = 1;
    key = NO_KEY;
    flagA = 0;
  }
  while (rega == 1)
  {
    menuDelInicio();
    key = teclado.getKey();
    if (key == '1')
    {
      flagA = 0;
      regb = 10;
      key = NO_KEY;
    }
  }
  while (regb == 10)
  {
    monitoreo();
  }
}

```

```

key = teclado.getKey();
if (key == 'A')
{
    flagA = 0;
    rega = 1;
    regb = 0;
    key = NO_KEY;
}
}
//segunda segundo segundo
if (key == '2')
{
    flagA = 0;
    regb = 20;
    key = NO_KEY;
    m = 0;
}
while (regb == 20)
{
    tabulacion();
    // tabOpciones();
    key = teclado.getKey();
    if (key == 'A')
    {
        flagA = 0;
        rega = 1;
        regb = 0;
        key = NO_KEY;
    }
}
}
}
//subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas
//subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas
void monitoreo()
{
    inicioMonitoreo();
    verPeriodo();
    while (regc == 11)
    {
        obtenerPul();
        hallarPeriod();
        if (reen == 1)
        {
            reen = 0;
            guardarEvento();
            mediaYvariacion();
            verDatosAbajo();
            dividirEjeY();
            graficarResultado1X();
            treintaMin();
        }
    }
    key = teclado.getKey();
    verPeriodo_1X_2X_Reset();
}
}

```

```

while (regc == 12)
{
    obtenerPul();
    hallarPeriod();
    if (reen == 1)
    {
        reen = 0;
        guardarEvento();
        mediaYvariacion();
        verDatosAbajo();
        dividirEjeY();
        graficarResultado2X();
        treintaMin();
    }
    key = teclado.getKey();
    verPeriodo_1X_2X_Reset();
}

while (regc == 13)
{
    verPeriodo();
    hallarPeriod();
    if (reen == 1)
    {
        reen = 0;
        guardarEvento();
        mediaYvariacion();
        verDatosAbajo();
        treintaMin();
    }
    key = teclado.getKey();
    verPeriodo_1X_2X_Reset();
}

while (regc == 15)
{
    key = teclado.getKey();
    ejemploAB();
    verPeriodo_1X_2X_Reset();
}
}

//subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas
void valorMaximoDeRepetidas()
{
    nMax = 0;
    while (i <= 175)
    {
        i++;
        n = intervalo[i];
        if (n > nMax)
        {
            nMax = n;
        }
    }
}

//subrutinas subrutinas subrutinas
void menuDelinicio()

```

```

{
  if (flagA == 0)
  {
    flagA = 1;
    key = NO_KEY;
    tft.fillScreen(RED); // color del fondo de pantalla
    tft.setRotation(3); //pocicion: 0,1,2,3,4
    tft.setTextColor(CYAN); // texto como CYAN
    tft.setTextSize(2); // tamañodel texto
    tft.setCursor(60, 50); // coordenadas X,Y
    tft.println("MENU DE INICIO");
    tft.setCursor(40, 90); // coordenadas X,Y
    tft.println("1 = Ver monitoreo");
    tft.setCursor(40, 120); // coordenadas X,Y
    tft.println("2 = Ver tabulacion");
  }
}
//subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas
void inicioMonitoreo()
{
  if (flagA == 0)
  {
    flagA = 1;
    key = NO_KEY;
    n1 = 0;
    n2 = 0;
    i1 = 0;
    i2 = 300;
    tft.fillScreen(RED); // color del fondo de pantalla
    tft.fillRect(3, 255, 474, 40, RED);
    tft.fillRect(3, 27, 474, 228, WHITE);
    tft.fillRect(3, 258, 474, 35, WHITE);
    tft.setRotation(3); //pocicion: 0,1,2,3,4
    tft.setTextColor(BLACK); // texto como CYAN
    tft.setTextSize(1); // tamañodel texto
    tft.setCursor(40, 265);
    tft.println("1 = Iniciar en 1X");
    tft.setCursor(40, 281);
    tft.println("2 = Iniciar en 2X");
    tft.setCursor(205, 265);
    tft.println("3 = Ver Periodo");
    tft.setCursor(205, 281);
    tft.println("4 = Reiniciar");
    tft.setCursor(350, 265);
    tft.println("5 = Ejemplo");
    tft.setCursor(350, 281);
    tft.println("A = Salir");
  }
  if (key == '1')
  {
    regc = 11;
    tini = millis();
    key = NO_KEY;
    tft.fillRect(2, 200, 315, 40, RED);
  }
}

```

```

dividirEjeY();
formatoArriba1X();
formatoAbajo();
}
if (key == '2')
{
regc = 12;
tini = millis();
key = NO_KEY;
tft.fillRect(2, 200, 315, 40, RED);
dividirEjeY();
formatoArriba2X();
formatoAbajo();
}
if (key == '3')
{
regc = 13;
tini = millis();
key = NO_KEY;
tft.fillRect(3, 255, 474, 40, RED);
tft.fillRect(3, 27, 474, 228, WHITE);
tft.fillRect(3, 258, 474, 35, WHITE);
formatoAbajo();
}
if (key == '5')
{
tft.fillRect(3, 255, 474, 40, RED);
regc = 15;
key = NO_KEY;
indi2 = 0;
mi9 = 1;
mi8 = 1;
mi7 = 0;
}
}
//subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas
void inicioTabulacion()
{
if (flagA == 0)
{
flagA = 1;
flagB = 0;
key = NO_KEY;
tft.fillScreen(RED); // color del fondo de pantalla
tft.setRotation(3); //pocicion: 0,1,2,3,4
tft.setTextColor(CYAN); // texto como CYAN
tft.setTextSize(2); // tamañodel texto
tft.setCursor(40, 38); // coordenadas X,Y
tft.println("MENU DE TABULACION");
tft.setCursor(15, 88); // coordenadas X,Y
tft.println("1 = Avanzar 1X");
tft.setCursor(15, 118); // coordenadas X,Y
tft.println("2 = Retroceder 1X");
tft.setCursor(15, 148); // coordenadas X,Y
tft.println("4 = Avanzar 2X");
}
}

```

```

tft.setCursor(15, 178); // coordenadas X,Y
tft.println("5 = Retroceder 2X");
tft.setCursor(15, 208); // coordenadas X,Y
tft.println("A = Salir de tabulacion");
}
}
//subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas
void identificarTecla()
{
if ( key != NO_KEY )
{
if (reg == 0)
{
if (key == '0')
{
tecla = 0;
reg = 1;
}
if (key == '1')
{
tecla = 1;
reg = 1;
}
if (key == '2')
{
tecla = 2;
reg = 1;
}
if (key == '3')
{
tecla = 3;
reg = 1;
}
if (key == '4')
{
tecla = 4;
reg = 1;
}
if (key == '5')
{
tecla = 5;
reg = 1;
}
if (key == '6')
{
tecla = 6;
reg = 1;
}
if (key == '7')
{
tecla = 7;
reg = 1;
}
if (key == '8')
{

```

```

    tecla = 8;
    reg = 1;
}
if (key == '9')
{
    tecla = 9;
    reg = 1;
}
if (key == 'A')
{
    tecla = 10;
    reg = 1;
}
if (key == 'B')
{
    tecla = 11;
    reg = 1;
}
if (key == 'C')
{
    tecla = 12;
    reg = 1;
}
if (key == 'D')
{
    tecla = 13;
    reg = 1;
}
if (key == 'E')
{
    tecla = 14;
    reg = 1;
}
if (key == 'F')
{
    tecla = 15;
    reg = 1;
}
}
}
else
{
    reg = 0;
}
}
//subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas
void enesEnBandaBase()
{
    while (i < 50 )
    {
        i++;
        periodo = random(250, 1999); // Simula a la subrutina
        //delay(periodo);           // "hallarPeriodo)".
        if (periodo >= 50 )
        {

```

```

if (periodo <= 1999)
{
    interr = periodo / 10;
    bandabase = interr - 24;
    n = intervalo[bandabase];
    n++;
    intervalo[bandabase] = n;
}
}
}
//subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas
void guardarEvento()
{
    if (periodo >= 250)
    {
        if (periodo <= 1999)
        {
            interr = periodo / 10;
            bandabase = interr - 25;
            n = intervalo[bandabase];
            n++;
            intervalo[bandabase] = n;
        }
    }
}
//subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas
void formatoAbajo()
{
    //Primera fila...
    tft.fillRect(3, 258, 474, 35, WHITE);
    tft.setTextColor(BLACK);
    tft.setTextSize(1);
    tft.setCursor(14, 264); // coordenadas X,Y
    tft.println("Periodo");
    tft.setCursor(60, 264); // coordenadas X,Y
    tft.println("=");
    tft.setCursor(95, 264); // coordenadas X,Y
    tft.println("ms");
    tft.setCursor(138, 264); // coordenadas X,Y
    tft.println("d");
    tft.setCursor(147, 264); // coordenadas X,Y
    tft.println("=");
    tft.setCursor(197, 264); // coordenadas X,Y
    tft.println("t");
    tft.setCursor(206, 264); // coordenadas X,Y
    tft.println("=");
    tft.setCursor(228, 264); // coordenadas X,Y
    tft.println("min");
    tft.setCursor(255, 264); // coordenadas X,Y
    tft.println("0");
    tft.setCursor(263, 264); // coordenadas X,Y
    tft.println("seg");
    tft.setCursor(308, 264); // coordenadas X,Y
    tft.println("N");
}

```

```

tft.setCursor(317, 264); // coordenadas X,Y
tft.println("=");
//Segunda fila...
tft.setCursor(14, 281); // coordenadas X,Y
tft.println("P_media");
tft.setCursor(60, 281); // coordenadas X,Y
tft.println("=");
tft.setCursor(96, 281); // coordenadas X,Y
tft.println("ms");
tft.setCursor(169, 281);
tft.println("Var_periodes");
tft.setCursor(237, 281);
tft.println("=");
tft.setCursor(275, 281);
tft.println("-");
tft.setCursor(312, 281);
tft.println("=");
tft.setCursor(347, 281); // coordenadas X,Y
tft.println("ms");
}
//subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas
void verDatosAbajo()
{
  if (indi2 == 0)
  {
    indi2 = 1;
    //Primera fila...
    tft.fillRect(68, 263, 26, 10, WHITE);
    tft.setCursor(69, 264);
    sprintf(MX, "%04d", periodo);
    tft.println(MX);
    tft.fillRect(154, 263, 7, 10, WHITE);
    tft.setCursor(155, 264);
    sprintf(DV, "%01d", divisor);
    tft.println(DV);
    tft.fillRect(214, 263, 14, 10, WHITE);
    tft.setCursor(215, 264);
    sprintf(MN, "%02d", mn1);
    tft.println(MN);
    tft.fillRect(248, 263, 7, 10, WHITE);
    tft.setCursor(249, 264);
    sprintf(NN, "%01d", sg1);
    tft.println(NN);
    num++;
    tft.fillRect(324, 263, 34, 10, WHITE);
    tft.setCursor(326, 264);
    sprintf(MY, "%05d", num);
    tft.println(MY);
    //Segunda fila...
    tft.fillRect(68, 280, 27, 10, WHITE);
    tft.setCursor(70, 281); // coordenadas X,Y
    sprintf(MC, "%04d", n6);
    tft.println(MC);
    tft.fillRect(246, 280, 26, 10, WHITE);
    tft.setCursor(247, 281); // coordenadas X,Y
  }
}

```

```

sprintf(YA, "%04d", (i1 + 25) * 10);
tft.println(YA);
tft.fillRect(283, 280, 26, 10, WHITE);
tft.setCursor(284, 281); // coordenadas X,Y
sprintf(YB, "%04d", (i2 + 25) * 10);
tft.println(YB);
tft.fillRect(320, 280, 26, 10, WHITE);
tft.setCursor(321, 281); // coordenadas X,Y
sprintf(VP, "%04d", n4);
tft.println(VP);
}
}
//subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas
void dividirEjeY() //Para modificsr la escala de pantalla.
{
nMax = 0;
for (i = 0 ; i < 175 ; i++)
{
n = intervalo[i];
if (n > nMax)
{
nMax = n;
}
}
if (regc == 11)
{
divisor = (220 + nMax) / 220;
}
if (regc == 12)
{
divisor = (95 + nMax) / 95;
}
dis = divisor % 2;
if (dis == 0)
{
if (nna == 0)
{
nna = 1;
tft.fillRect(3, 27, 474, 175, WHITE);
}
}
else
{
nna = 0;
}
if (dis == 1)
{
if (nnb == 0)
{
nnb = 1;
tft.fillRect(3, 27, 474, 175, WHITE);
}
}
else
{
}
}
}

```

```

nmb = 0;
}
}
//subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas
void graficarResultado1X()
{
  ftf.setTextSize(1);
  n = intervalo[bandabase];
  k = n / divisor;
  bb = bandabase + 76;
  verUnNuevoPunto1();
}
//subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas
void graficarResultado2X()
{
  if (periodo <= 2000)
  {
    if (periodo >= 250)
    {
      n = intervalo[bandabase];
      k = n / divisor;
      doblebanda = 2 * bandabase;
      bb = doblebanda + 62;
      verUnNuevoPunto2();
      bb = bb + 2;
    }
  }
}
//subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas
void verUnNuevoPunto1()
{
  ftf.drawPixel(bb, 228, WHITE);
  ftf.drawPixel(bb, 229, WHITE);
  ftf.drawPixel(bb, 230, WHITE);
  ftf.drawPixel(bb, 231, WHITE);
  k1 = 228 - k;
  ftf.drawPixel(bb, k1, WHITE);
  k1 = 229 - k;
  ftf.drawPixel(bb, k1, WHITE);
  k1 = 230 - k;
  ftf.drawPixel(bb, k1, WHITE);
  k1 = 231 - k;
  ftf.drawPixel(bb, k1, WHITE);
  k1 = 232 - k;
  ftf.drawPixel(bb, k1, WHITE);
  k1 = 227 - k;
  ftf.drawPixel(bb, k1, BLACK);
}
//subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas
void verUnNuevoPunto2()
{
  ftf.setTextSize(1);
  ftf.setTextColor(WHITE);
  ftf.setCursor(bb, 213);
  ftf.println(".");
}

```

```

tft.setCursor(bb, 214);
tft.println(".");
tft.setCursor(bb, 215);
tft.println(".");
tft.setCursor(bb, 216);
tft.println(".");
tft.setTextColor(WHITE);
k1 = 214 - 2 * k;
tft.setCursor(bb, k1);
tft.println(".");
k1 = 215 - 2 * k;
tft.setCursor(bb, k1);
tft.println(".");
k1 = 216 - 2 * k;
tft.setCursor(bb, k1);
tft.println(".");
k1 = 217 - 2 * k;
tft.setCursor(bb, k1);
tft.println(".");
tft.setTextColor(BLACK);
k1 = 213 - 2 * k;
tft.setCursor(bb, k1);
tft.println(".");
}
//subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas
void formatoArriba1X()
{
tft.fillRect(3, 27, 474, 228, WHITE); //Pantalla arriba.
tft.setTextColor(BLACK);
tft.setTextSize(1);
for (i = 76; i < 253; i++)
{
mi = 227 - (intervalo[i - 76]) / divisor;
tft.drawPixel(i, mi, BLACK);
}
for (i = 76; i < 253; i++)
{
mi = 234;
tft.drawPixel(i, mi, BLACK);
mi = 242;
indi3 = 0;
if (i == 76)
{
tft.setCursor(68, mi);
tft.println("250");
indi3 = 2;
}
}
if (i == 100)
{
tft.setCursor(92, mi);
tft.println("500");
indi3 = 2;
}
}
if (i == 125)
{

```

```

tft.setCursor(117, mi);
tft.println("750");
indi3 = 2;
}
if (i == 150)
{
tft.setCursor(140, mi);
tft.println("1000");
indi3 = 2;
}
if (i == 175)
{
tft.setCursor(167, mi);
tft.println("1250");
indi3 = 2;
}
if (i == 200)
{
tft.setCursor(195, mi);
tft.println("1500");
indi3 = 2;
}
if (i == 225)
{
tft.setCursor(222, mi);
tft.println("1750");
indi3 = 2;
}
if (i == 250)
{
tft.setCursor(249, mi);
tft.println("2000");
indi3 = 2;
}
if (indi3 == 2)
{
// tft.setTextColor(BLACK);
tft.drawPixel(i + 1, 235, BLACK);
tft.drawPixel(i + 1, 236, BLACK);
tft.drawPixel(i + 1, 237, BLACK);
tft.drawPixel(i + 1, 238, BLACK);
indi3 = 0;
// tft.setTextColor(BLACK);
}
}
}
//subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas
void formatoArriba2X()
{
tft.fillRect(3, 27, 474, 228, WHITE);
tft.setTextColor(BLACK);
tft.setTextSize(1);
for (i = 61; i < 413; i++)
{

```

```

mi4 = i % 2;
if (mi4 == 0)
{
    mi2 = i / 2 - 31;
    mi3 = (2 * intervalo[mi2]) / divisor;
    mi = 213 - mi3;
    tft.setCursor(i, mi);
    tft.println(".");
}
}
tft.setCursor(52, 213);
tft.println(".");
tft.setCursor(53, 213);
tft.println(".");
tft.setCursor(54, 213);
tft.println(".");
tft.setCursor(55, 213);
tft.println(".");
tft.setCursor(56, 213);
tft.println(".");
tft.setCursor(57, 213);
tft.println(".");
tft.setCursor(58, 213);
tft.println(".");
tft.setCursor(59, 213);
tft.println(".");
tft.setCursor(60, 213);
tft.println(".");
for (i = 52; i < 413; i++)
{
    mi = 222;
    tft.setCursor(i, mi);
    tft.println(".");
    mi = 238;
    indi3 = 0;
    if (i == 52)
    {
        indi3 = 2;
    }

    if (i == 72)
    {
        tft.setCursor(66, mi);
        tft.println("300");
        indi3 = 2;
    }
    if (i == 92)
    {
        indi3 = 2;
    }
    if (i == 112)
    {
        tft.setCursor(106, mi);
        tft.println("500");
        indi3 = 2;
    }
}

```

```
}
if (i == 132)
{
  indi3 = 2;
}
if (i == 152)
{
  tft.setCursor(146, mi);
  tft.println("700");
  indi3 = 2;
}
if (i == 172)
{
  indi3 = 2;
}
if (i == 192)
{
  tft.setCursor(186, mi);
  tft.println("900");
  indi3 = 2;
}
if (i == 212)
{
  indi3 = 2;
}
if (i == 232)
{
  tft.setCursor(223, mi);
  tft.println("1100");
  indi3 = 2;
}
if (i == 252)
{
  indi3 = 2;
}
if (i == 272)
{
  tft.setCursor(263, mi);
  tft.println("1300");
  indi3 = 2;
}
if (i == 292)
{
  indi3 = 2;
}
if (i == 312)
{
  tft.setCursor(303, mi);
  tft.println("1500");
  indi3 = 2;
}
if (i == 332)
{
  indi3 = 2;
}
}
```

```

if (i == 352)
{
  tft.setCursor(343, mi);
  tft.println("1700");
  indi3 = 2;
}
if (i == 372)
{
  indi3 = 2;
}
if (i == 392)
{
  tft.setCursor(383, mi);
  tft.println("1900");
  indi3 = 2;
}
if (i == 412)
{
  indi3 = 2;
}
if (indi3 == 2)
{
  tft.setCursor(i, 224);
  tft.println(".");
  tft.setCursor(i, 225);
  tft.println(".");
  tft.setCursor(i, 226);
  tft.println(".");
  tft.setCursor(i, 227);
  tft.println(".");
  indi3 = 0;
}
}
}
//subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas
void resetDatos()
{
  for (i = 0; i < 175; i++)
  {
    intervalo[i] = 0;
  }
  tini = millis();
}
//subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas
void dosColumnas()
{
  //ingresarDatos();
  if (m < 0)
  {
    m = 0;
  }
  if (m > 16)
  {
    m = 16;
  }
}

```

```

tft.fillRect(3, 40, 474, 234, WHITE);
tft.setTextColor(BLACK);
tft.setTextSize(2);
for (i = 0; i < 10; i++)
{
  s = 255 + 100 * m + 10 * i;
  tft.setCursor(65, i * 23 + 49);
  sprintf(PC, "%04d:", s);
  tft.println(PC);
  n = intervalo[10 * m + i];
  tft.setCursor(130, i * 23 + 49);
  sprintf(PC, "%04d", n);
  tft.println(PC);
  s = 255 + 100 + 100 * m + 10 * i;
  if (s < 1996)
  {
    tft.setCursor(285, i * 23 + 49);
    sprintf(PC, "%04d:", s);
    tft.println(PC);
    n = intervalo[10 * m + 10 + i];
    tft.setCursor(350, i * 23 + 49);
    sprintf(PC, "%04d", n);
    tft.println(PC);
  }
}
p = m;
if (flagB == 0)
{
  flagB = 1;
  tabOpciones();
}
}
//subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas
void tabulacion()
{
  inicioTabulacion
();
  switch (key)
  {
    case '1':
      key = NO_KEY;
      m++;
      dosColumnas();
      break;
    case '2':
      key = NO_KEY;
      m--;
      dosColumnas();
      tabOpciones();
      break;
    case '4':
      key = NO_KEY;
      m = m + 2;
      dosColumnas();
      tabOpciones();
  }
}

```

```

    break;
case '5':
    key = NO_KEY;
    m = m - 2;
    dosColumnas();
    tabOpciones();
    break;
case 'A':
    flagA = 0;
    regc = 20;
    key = NO_KEY;
    break;
}
}
//subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas
void ingresarDatos()
{
    intervalo[0] = 5;
    intervalo[1] = 0;
    intervalo[2] = 0;
    intervalo[3] = 0;
    intervalo[4] = 0;
    intervalo[5] = 5;
    intervalo[6] = 1;
    intervalo[7] = 1;
    intervalo[8] = 1;
    intervalo[9] = 1;
    intervalo[10] = 5;
    intervalo[11] = 1;
    intervalo[12] = 1;
    intervalo[13] = 0;
    intervalo[14] = 1;
    intervalo[15] = 5;
    intervalo[16] = 3;
    intervalo[17] = 1;
    intervalo[18] = 0;
    intervalo[19] = 1;
    intervalo[20] = 1;
    intervalo[21] = 0;
    intervalo[22] = 0;
    intervalo[23] = 1;
    intervalo[24] = 2;
    intervalo[25] = 2;
    intervalo[26] = 2;
    intervalo[27] = 2;
    intervalo[28] = 2;
    intervalo[29] = 1;
    intervalo[30] = 1;
    intervalo[31] = 0;
    intervalo[32] = 0;
    intervalo[33] = 1;
    intervalo[34] = 2;
    intervalo[35] = 2;
    intervalo[36] = 2;
    intervalo[37] = 1;
}

```

intervalo[38] = 2;
intervalo[39] = 2;
intervalo[40] = 2;
intervalo[41] = 1;
intervalo[42] = 1;
intervalo[43] = 0;
intervalo[44] = 10;
intervalo[45] = 7;
intervalo[46] = 89;
intervalo[47] = 186;
intervalo[48] = 212;
intervalo[49] = 400;
intervalo[50] = 450;
intervalo[51] = 460;
intervalo[52] = 470;
intervalo[53] = 480;
intervalo[54] = 490;
intervalo[55] = 98;
intervalo[56] = 112;
intervalo[57] = 19;
intervalo[58] = 7;
intervalo[59] = 0;
intervalo[60] = 0;
intervalo[61] = 3;
intervalo[62] = 2;
intervalo[63] = 1;
intervalo[64] = 1;
intervalo[65] = 1;
intervalo[66] = 1;
intervalo[67] = 0;
intervalo[68] = 0;
intervalo[69] = 1;
intervalo[70] = 0;
intervalo[71] = 0;
intervalo[72] = 3;
intervalo[73] = 2;
intervalo[74] = 2;
intervalo[75] = 0;
intervalo[76] = 1;
intervalo[77] = 1;
intervalo[78] = 0;
intervalo[79] = 3;
intervalo[80] = 0;
intervalo[81] = 3;
intervalo[82] = 3;
intervalo[83] = 1;
intervalo[84] = 0;
intervalo[85] = 0;
intervalo[86] = 0;
intervalo[87] = 2;
intervalo[88] = 3;
intervalo[89] = 0;
intervalo[90] = 1;
intervalo[91] = 3;
intervalo[92] = 0;

intervalo[93] = 1;
intervalo[94] = 1;
intervalo[95] = 2;
intervalo[96] = 1;
intervalo[97] = 3;
intervalo[98] = 0;
intervalo[99] = 2;
intervalo[100] = 3;
intervalo[101] = 1;
intervalo[102] = 0;
intervalo[103] = 0;
intervalo[104] = 3;
intervalo[105] = 0;
intervalo[106] = 3;
intervalo[107] = 3;
intervalo[108] = 0;
intervalo[109] = 1;
intervalo[110] = 3;
intervalo[111] = 2;
intervalo[112] = 1;
intervalo[113] = 0;
intervalo[114] = 1;
intervalo[115] = 0;
intervalo[116] = 2;
intervalo[117] = 3;
intervalo[118] = 3;
intervalo[119] = 2;
intervalo[120] = 3;
intervalo[121] = 3;
intervalo[122] = 0;
intervalo[123] = 0;
intervalo[124] = 3;
intervalo[125] = 0;
intervalo[126] = 0;
intervalo[127] = 1;
intervalo[128] = 1;
intervalo[129] = 2;
intervalo[130] = 0;
intervalo[131] = 3;
intervalo[132] = 3;
intervalo[133] = 2;
intervalo[134] = 0;
intervalo[135] = 0;
intervalo[136] = 2;
intervalo[137] = 1;
intervalo[138] = 1;
intervalo[139] = 0;
intervalo[140] = 1;
intervalo[141] = 0;
intervalo[142] = 0;
intervalo[143] = 0;
intervalo[144] = 0;
intervalo[145] = 1;
intervalo[146] = 1;
intervalo[147] = 0;

```

intervalo[148] = 0;
intervalo[149] = 0;
intervalo[150] = 0;
intervalo[151] = 0;
intervalo[152] = 0;
intervalo[153] = 0;
intervalo[154] = 0;
intervalo[155] = 1;
intervalo[156] = 1;
intervalo[157] = 1;
intervalo[158] = 1;
intervalo[159] = 1;
intervalo[160] = 0;
intervalo[161] = 0;
intervalo[162] = 1;
intervalo[163] = 0;
intervalo[164] = 0;
intervalo[165] = 0;
intervalo[166] = 1;
intervalo[167] = 1;
intervalo[168] = 0;
intervalo[169] = 1;
intervalo[170] = 1;
intervalo[171] = 0;
intervalo[172] = 0;
intervalo[173] = 0;
intervalo[174] = 0;
}
//subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas
void mediaYvariacion()
{
n1 = 0;
n2 = 0;
i1 = 0;
i2 = 300;
for (i = 1; i < 176; i++)
{
n = intervalo[i - 1];
n1 = n1 + n * i;
n2 = n2 + n;
if (n > 20)
{
if (i > i1)
{
i1 = i;
}
if (i < i2)
{
i2 = i;
}
}
}
}
n3 = ((n1 / n2) * 10) + 245;
n6 = n3;

```

```

if (i2 < i1)
{
n4 = (i1 - i2) * 10;
}
else
{
n4 = 0;
}
}
//subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas
void randomPeriodo()
{
pe = random(1, 6);
if (pe == 1)
{
periodo = random(400, 1400);
}
if (pe == 2)
{
periodo = random(500, 800);
}
if (pe == 3)
{
periodo = random(550, 750);
}
if (pe == 4)
{
periodo = random(550, 750);
}
if (pe == 5)
{
periodo = random(550, 750);
}
if (pe == 6)
{
periodo = random(550, 750);
}
if (pe == 7)
{
periodo = random(600, 700);
}
}
//subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas
void verPeriodo_1X_2X_Reset()
{
if (key == '1')
{
if (regc != 11)
{
regc = 11;
key = NO_KEY;
dividirEjeY();
formatoArriba1X();
formatoAbajo();
}
}
}

```

```

}
if (key == '2')
{
if (regc != 12)
{
regc = 12;
key = NO_KEY;
dividirEjeY();
formatoArriba2X();
formatoAbajo();
}
}
if (key == '3')
{
if (regc != 13)
{
regc = 13;
key = NO_KEY;
tft.fillRect(2, 2, 315, 209, WHITE);
}
}
if (key == '4')
{
key = NO_KEY;
n1 = 0;
n2 = 0;
i1 = 0;
i2 = 300;
num = 0;
resetDatos();
tini = millis();
if (regc == 11)
{
formatoArriba1X();
}
if (regc == 12)
{
formatoArriba2X();
}
}
if (key == '5')
{
regb = 0;
mi9 = 1;
num = 0;
n1 = 0;
n2 = 0;
i1 = 0;
i2 = 300;
key = NO_KEY;
regc = 15;
indi2 = 0;
mi8 = 1;
mi7 = 0;
}
}

```

```

if (key == 'A')
{
flagA = 0;
regb = 10;
regc = 0;
num = 0;
key = NO_KEY;
}
}
//subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas
void treintaMin()
{
tdif = millis() - tini;
mn = tdif / 6000;
mn1 = mn;
sg = (tdif % 6000) / 1000;
sg1 = sg;
if (mn1 >= 30)
{
if (flag6 == 0)
{
flag6 = 1;
regc = 16;
tft.setCursor(10, 10);
tft.println("FIN");
}
}
else
{
flag6 = 0;
}
while (regc == 16)
{
key = teclado.getKey();
if (key == 'A')
{
flagA = 0;
regb = 10;
regc = 0;
key = NO_KEY;
}
}
}
//subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas
void tabOpciones()
{
tft.fillRect(3, 27, 474, 16, WHITE);
tft.fillRect(3, 277, 474, 17, WHITE);
tft.setTextColor(BLACK);
tft.setTextSize(1); // tamaño del texto
tft.setCursor(65, 32);
tft.println("BANDAS: REPETICIONES");
tft.setCursor(285, 32);
tft.println("BANDAS: REPETICIONES");
tft.setCursor(45, 283);
}
}

```

```

fft.println("1 = +1X");
fft.setCursor(145, 283);
fft.println("2 = -1X");
fft.setCursor(255, 283);
fft.println("4 = +2X");
fft.setCursor(370, 283);
fft.println("5 = -2X");
}
//subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas
int Promediar_n_Lecturas()
{
int i;
int nval = 0;
for(i = 0; i < 100; i++)
{
nval = nval + analogRead(A8); // sensor on analog pin 0
}
nval = nval / 100; // average
return nval;
}
//subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas
void verPeriodo()
{
Pula = Promediar_n_Lecturas();
difsenal = millis() - senala;
if(difsenal > 2100)
{
senala = millis();
}
tiempo2 = (difsenal * 10 / 45) + 7;
Pul = Pula;
Pul = 700 - Pul;
if(Pul <= 235)
{
if(Pul >= 0)
{
fft.fillRect(tiempo2,27,1,228,WHITE);
fft.drawPixel(tiempo2, Pul, BLACK);
}
}
}
}
//subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas
void hallarPeriod() // inicio de nuestro codigo
{ //00
disena = millis() - sena;
if(disena >= 200)
{
reei = 0;
}
else
{
reei = 1;
}
}
if(reei == 0)
{

```

```

if(tem3 == 0)
{
    tem3 = 1;
    reen = 1;
}
else
{
    tem3 = 0;
}
if (reei == 0)
{//22
    actual = Pul;
    if (actual <= 235)
    {//33
        if (actual >= 5)
        {//44
            if (actual <= actualAlto)
            {
                actualAlto = actual;
            }
            else
            {//55
                difMax = actual - actualAlto;
                if (difMax >= 25)
                {
                    if (indi1 == 0)
                    {
                        indi1 = 1;
                        tActual = millis();
                        periodo = tActual - tAntes;
                        tAntes = tActual;
                        actualAlto = 235;
                        sena = millis();
                    }
                }
            }
            else
            {
                indi1 = 0;
                indi2 = 0;
            }
        } //55
    } //44
} //33
} //22
} //00
//subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas
void masDatos()
{
    num = 0;
    for (i = 0 ; i < 175 ; i++)
    {
        num = num + intervalo[i];
    }
    mn1 = 30;
}

```

```

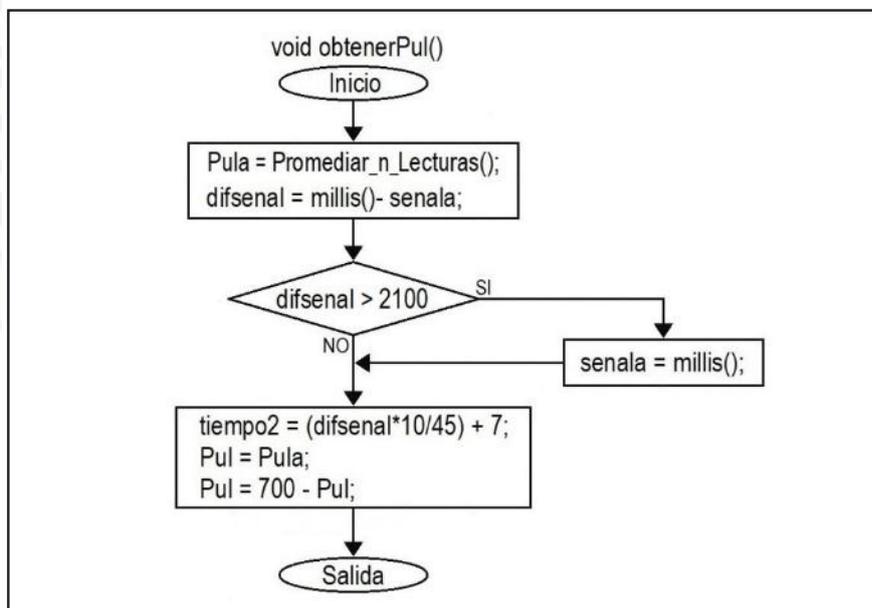
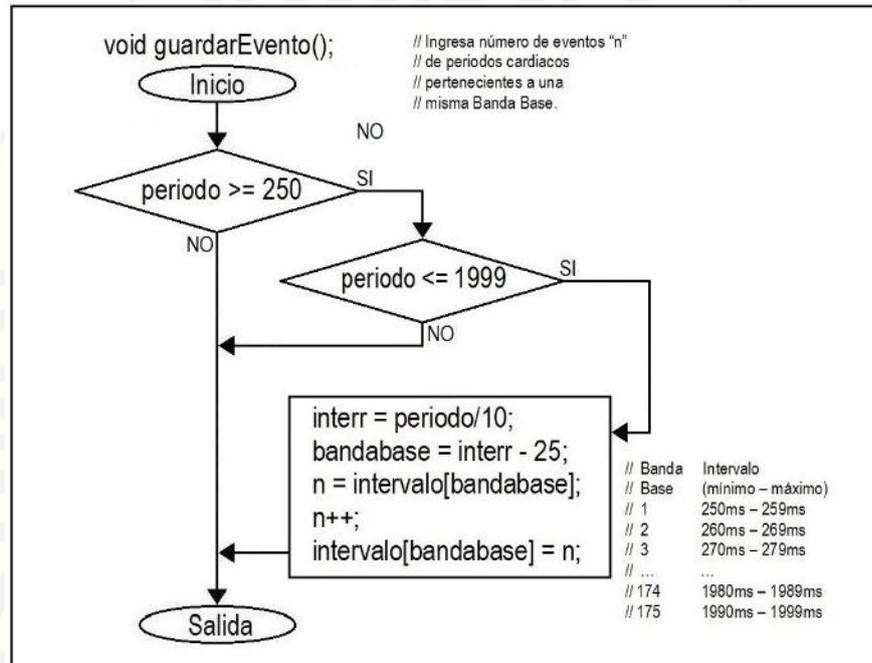
sg1 = 0;
}
//subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas
void ejemploAB()
{
if (key == 'B')
{
mi9 = 1;
mi8 = 1;
key = NO_KEY;
mi7 = 0;
}
if (key == 'C')
{
mi9 = 1;
mi8 = 0;
key = NO_KEY;
mi7 = 1;
}
if (mi8 == 1)
{
regc = 11;
}
if (mi7 == 1)
{
regc = 12;
}
if (mi9 == 1)
{
key = NO_KEY;
n1 = 0;
n2 = 0;
i1 = 0;
i2 = 300;
ingresarDatos();
dividirEjeY();
formatoAbajo();
}
if (mi8 == 1)
{
formatoArriba1X();
mi8 = 0;
}
if (mi7 == 1)
{
formatoArriba2X();
mi7 = 0;
}
if (mi9 == 1)
{
mi9 = 0;
indi2 = 0;
mediaYvariacion();
masDatos();
verDatosAbajo();
}

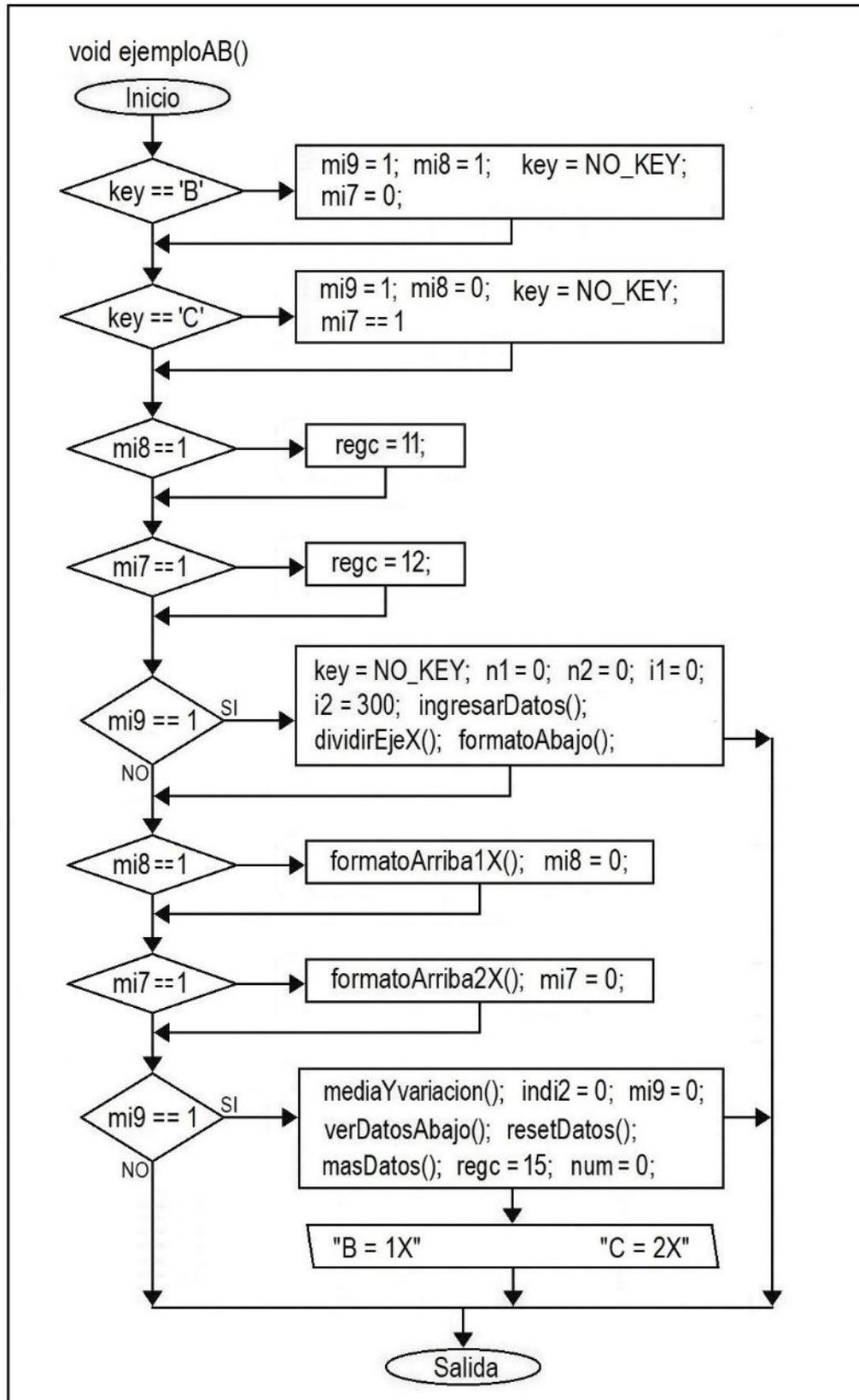
```

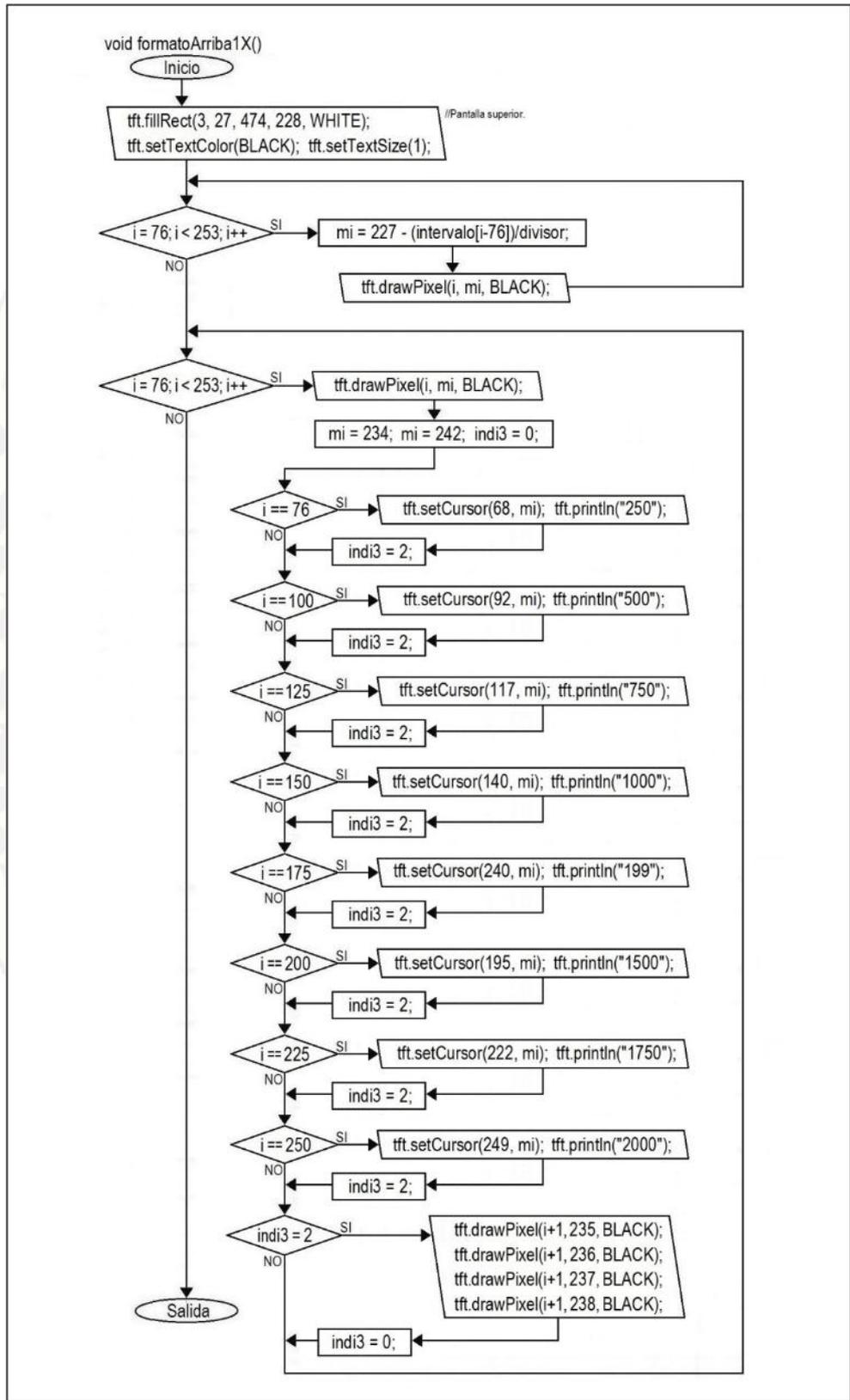
```
resetDatos();
num = 0;
regc = 15;
fft.setTextColor(BLACK);
fft.setTextSize(1);
fft.setCursor(16, 36); // coordenadas X,Y
fft.println("B = 1X");
fft.setCursor(416, 36); // coordenadas X,Y
fft.println("C = 2X");
}
}
//subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas subrutinas

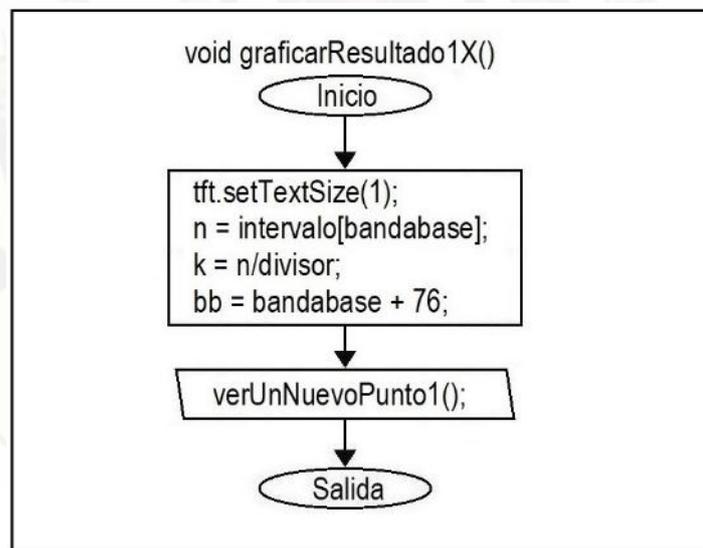
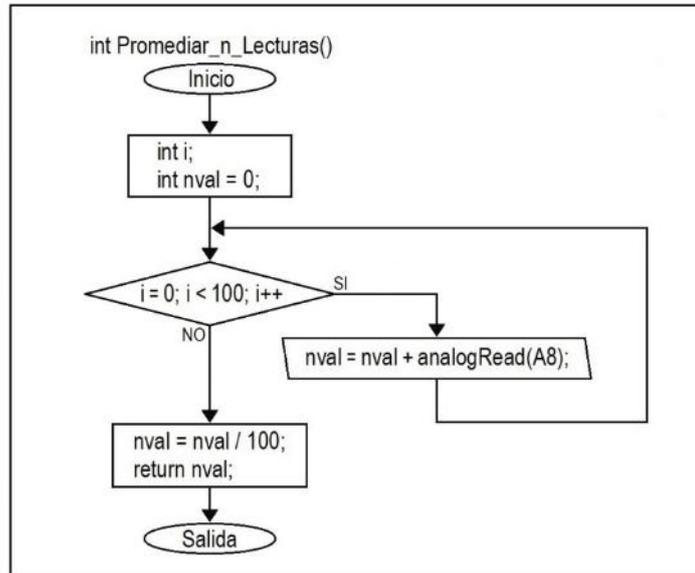
void obtenerPul()
{
  Pula = Promediar_n_Lecturas();
  difsenal = millis() - senala;
  if (difsenal > 2100)
  {
    senala = millis();
  }
  tiempo2 = (difsenal * 10 / 45) + 7;
  Pul = Pula;
  Pul = 700 - Pul;
}
```

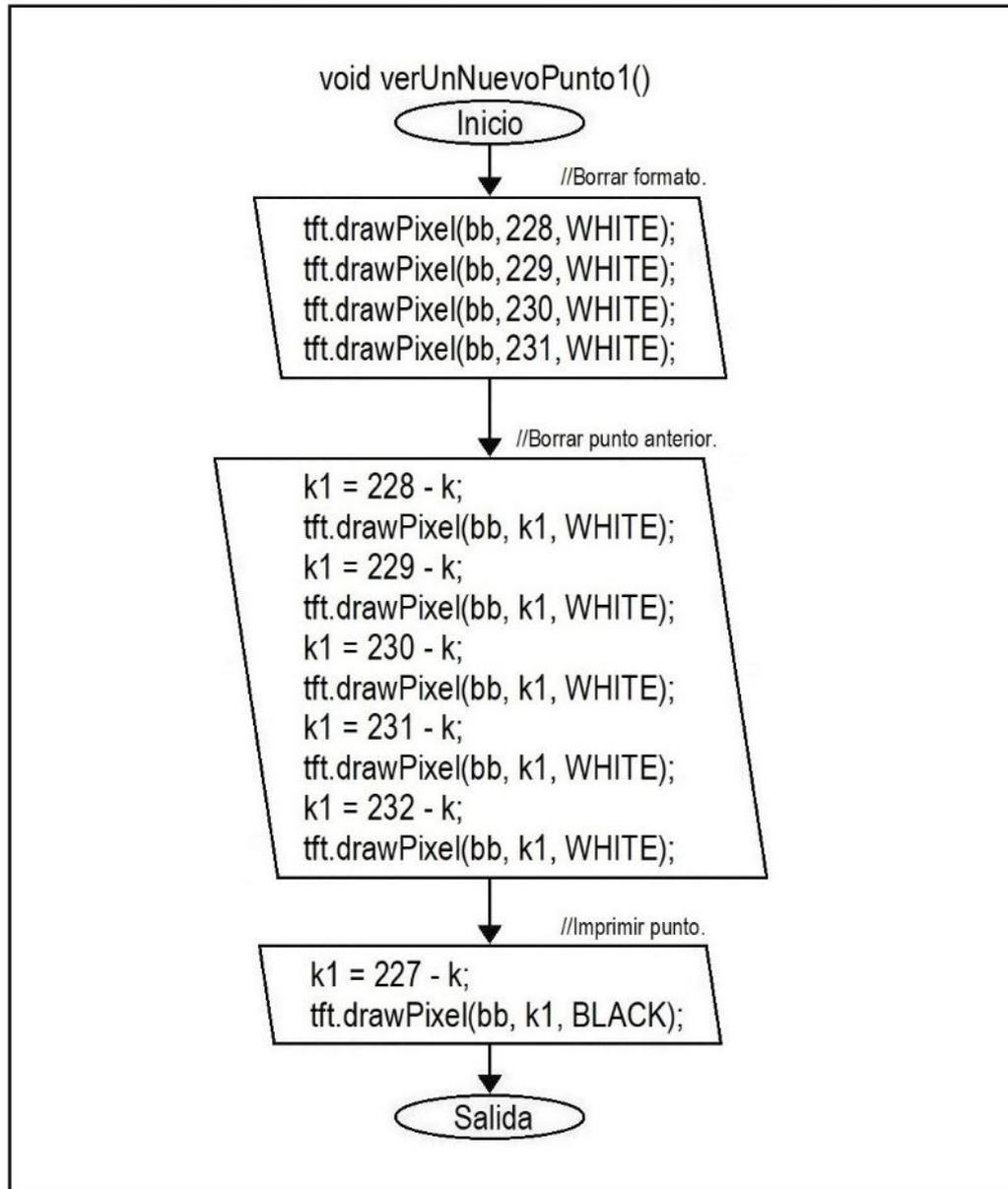
D. SUBROUTINAS

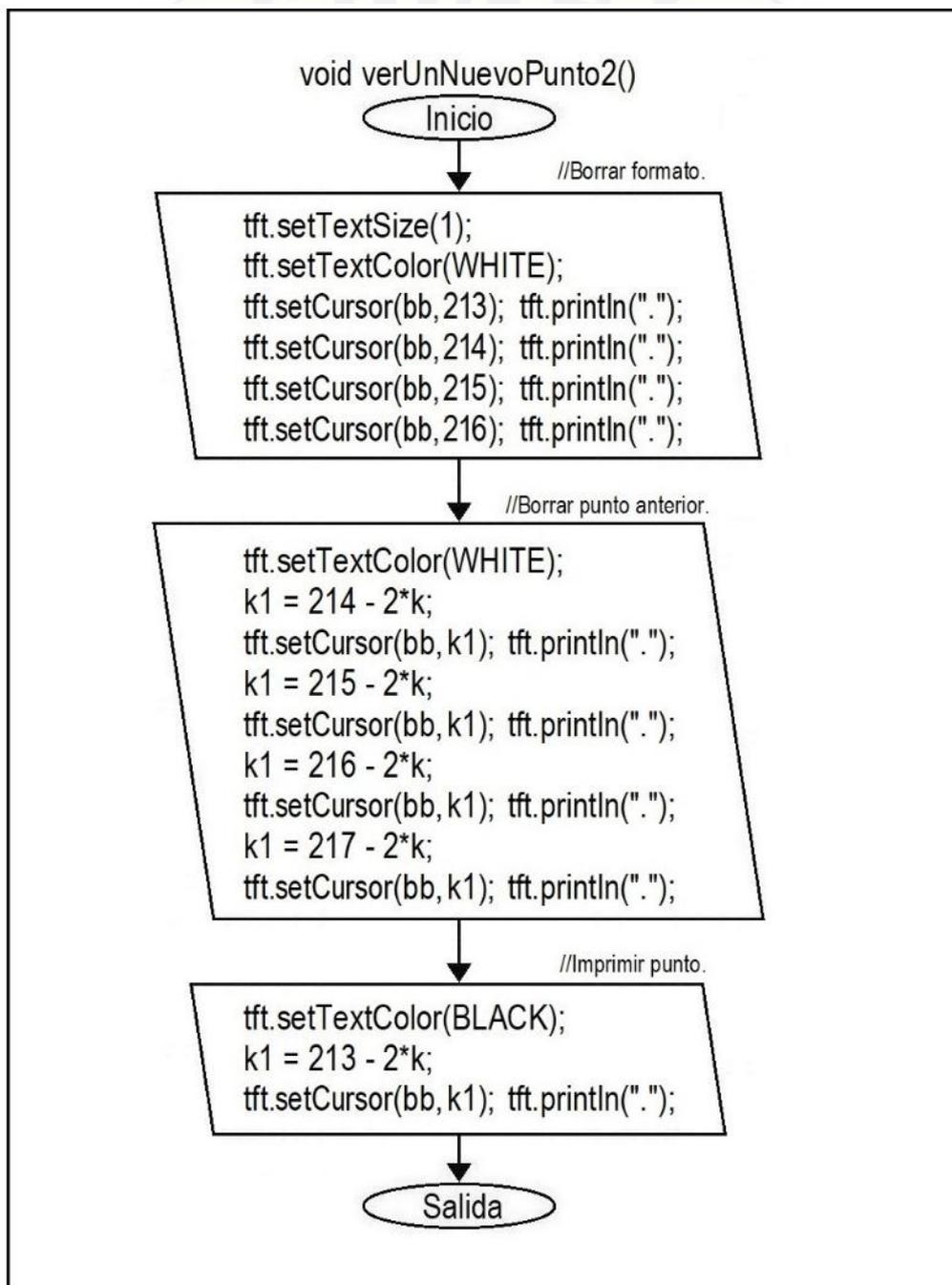












E. TABULACIÓN DE CINCO USUARIOS

Como referencia juntamos los resultados de 5 usuarios de un total de 24 usuarios además dos casos excepcionales de un adulto mayor y un menor de 6 años.

E.1. DATA OBTENIDA DEL PRIMER USUARIO.

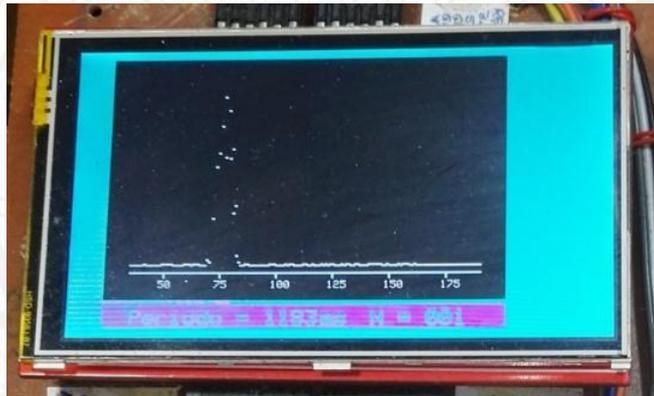


Figura N° E.1. Curva con los resultados del primer usuario.

Tabla N° E.1.1. Resultado del primer usuario.

BANDAS	REPETICIONES	BANDAS	REPETICIONES
0255	0000	0355	0000
0265	0000	0365	0001
0275	0000	0375	0001
0285	0000	0385	0000
0295	0000	0395	0001
0305	0000	0405	0001
0315	0001	0415	0003
0325	0001	0425	0001
0335	0001	0435	0000
0345	0001	0445	0001

Tabla N° E.1.2. Resultado del primer usuario.

BANDAS	REPETICIONES	BANDAS	REPETICIONES
0455	0001	0555	0001
0465	0000	0565	0000
0475	0000	0575	0000
0485	0001	0585	0001
0495	0002	0595	0002
0505	0002	0605	0002
0515	0002	0615	0002
0525	0002	0625	0001
0535	0002	0635	0002
0545	0001	0645	0002

Tabla N° E.1.3. Resultado del primer usuario

BANDAS	REPETICIONES	BANDAS	REPETICIONES
0655	0002	0755	0320
0665	0001	0765	0204
0675	0001	0775	0295
0685	0000	0785	0203
0695	0010	0795	0221
0705	0007	0805	0098
0715	0089	0815	0112
0725	0186	0825	0019
0735	0212	0835	0007
0745	0265	0845	0000

Tabla N° E.1.4. Resultado del primer usuario

BANDAS	REPETICIONES	BANDAS	REPETICIONES
0855	0000	0955	0000
0865	0003	0965	0000
0875	0002	0975	0003
0885	0001	0985	0002
0895	0001	0995	0002
0905	0001	1005	0000
0915	0001	1015	0001
0925	0000	1025	0001
0935	0000	1035	0000
0945	0001	1045	0003

Tabla N° E.1.5. Resultado del primer usuario

BANDAS	REPETICIONES	BANDAS	REPETICIONES
1055	0000	1155	0001
1065	0003	1165	0003
1075	0003	1175	0000
1085	0001	1185	0001
1095	0000	1195	0001
1105	0000	1205	0002
1115	0000	1215	0001
1125	0002	1225	0003
1135	0003	1235	0000
1145	0000	1245	0002

Tabla N° E.1.6. Resultado del primer usuario

BANDAS	REPETICIONES	BANDAS	REPETICIONES
1255	0003	1355	0003
1265	0001	1365	0002
1275	0000	1375	0001
1285	0000	1385	0000
1295	0003	1395	0001
1305	0000	1405	0000
1315	0003	1415	0002
1325	0003	1425	0003
1335	0000	1435	0003
1345	0001	1445	0002

Tabla N° E.1.7. Resultado del primer usuario

BANDAS	REPETICIONES	BANDAS	REPETICIONES
1455	0003	1555	0000
1465	0003	1565	0003
1475	0000	1575	0003
1485	0000	1585	0002
1495	0003	1595	0000
1505	0000	1605	0000
1515	0000	1615	0002
1525	0001	1625	0001
1535	0001	1635	0001
1545	0002	1645	0000

Tabla N° E.1.8. Resultado del primer usuario

BANDAS	REPETICIONES	BANDAS	REPETICIONES
1655	0001	1755	0000
1665	0000	1765	0000
1675	0000	1775	0000
1685	0000	1785	0000
1695	0000	1795	0000
1705	0001	1805	0001
1715	0001	1815	0001
1725	0000	1825	0001
1735	0000	1835	0001
1745	0000	1845	0001

Tabla N° E.1.9. Resultado del primer usuario

BANDAS	REPETICIONES	BANDAS	REPETICIONES
1855	0000	1955	0001
1865	0000	1965	0000
1875	0001	1975	0000
1885	0000	1985	0000
1895	0000	1995	0000
1905	0000		
1915	0001		
1925	0001		
1935	0000		
1945	0001		

E.2. DATA OBTENIDA DEL SEGUNDO USUARIO.



Figura N° E.2. Curva con los resultados del segundo usuario.

Tabla N° E.2.1. Resultado del segundo usuario.

BANDAS	REPETICIONES	BANDAS	REPETICIONES
0255	0000	0355	0001
0265	0000	0365	0000
0275	0000	0375	0001
0285	0000	0385	0001
0295	0001	0395	0000
0305	0001	0405	0000
0315	0001	0415	0001
0325	0000	0425	0001
0335	0000	0435	0000
0345	0001	0445	0001

Tabla N° E.2.2. Resultado del segundo usuario.

BANDAS	REPETICIONES	BANDAS	REPETICIONES
0455	0003	0555	0003
0465	0002	0565	0002
0475	0003	0575	0003
0485	0002	0585	0002
0495	0000	0595	0000
0505	0000	0605	0000
0515	0000	0615	0000
0525	0003	0625	0002
0535	0002	0635	0000
0545	0001	0645	0000

Tabla N° E.2.3. Resultado del segundo usuario.

BANDAS	REPETICIONES	BANDAS	REPETICIONES
0655	0000	0755	0249
0665	0001	0765	0286
0675	0003	0775	0249
0685	0002	0785	0228
0695	0008	0795	0130
0705	0066	0805	0120
0715	0057	0815	0082
0725	0229	0825	0017
0735	0251	0835	0003
0745	0230	0845	0002

Tabla N° E.2.4. Resultado del segundo usuario.

BANDAS	REPETICIONES	BANDAS	REPETICIONES
0855	0001	0955	0002
0865	0000	0965	0001
0875	0002	0975	0000
0885	0001	0985	0002
0895	0002	0995	0003
0905	0000	1005	0002
0915	0000	1015	0001
0925	0000	1025	0003
0935	0002	1035	0001
0945	0003	1045	0003

Tabla N° E.2.5. Resultado del segundo usuario.



BANDAS	REPETICIONES	BANDAS	REPETICIONES
1055	0003	1155	0000
1065	0000	1165	0001
1075	0002	1175	0001
1085	0002	1185	0001
1095	0003	1195	0003
1105	0000	1205	0003
1115	0001	1215	0002
1125	0002	1225	0002
1135	0000	1235	0000
1145	0002	1245	0002

Tabla N° E.2.6. Resultado del segundo usuario.



BANDAS	REPETICIONES	BANDAS	REPETICIONES
1255	0000	1355	0000
1265	0003	1365	0003
1275	0001	1375	0003
1285	0002	1385	0002
1295	0003	1395	0003
1305	0003	1405	0001
1315	0003	1415	0001
1325	0001	1425	0002
1335	0000	1435	0001
1345	0001	1445	0003

Tabla N° E.2.7. Resultado del segundo usuario.



BANDAS	REPETICIONES	BANDAS	REPETICIONES
1455	0001	1555	0001
1465	0002	1565	0003
1475	0002	1575	0003
1485	0003	1585	0002
1495	0001	1595	0000
1505	0000	1605	0000
1515	0002	1615	0000
1525	0000	1625	0000
1535	0000	1635	0003
1545	0003	1645	0001

Tabla N° E.2.8. Resultado del segundo usuario.

BANDAS: REPETICIONES		BANDAS: REPETICIONES	
1655:	0000	1755:	0000
1665:	0001	1765:	0000
1675:	0001	1775:	0000
1685:	0000	1785:	0000
1695:	0000	1795:	0000
1705:	0000	1805:	0001
1715:	0000	1815:	0001
1725:	0001	1825:	0001
1735:	0001	1835:	0001
1745:	0000	1845:	0001

Tabla E N°.2.9. Resultado del segundo usuario

BANDAS: REPETICIONES		BANDAS: REPETICIONES	
1855:	0000	1955:	0001
1865:	0000	1965:	0000
1875:	0001	1975:	0000
1885:	0000	1985:	0000
1895:	0000	1995:	0000
1905:	0000		
1915:	0001		
1925:	0001		
1935:	0000		
1945:	0001		

E.3 DATA OBTENIDA DEL TERCER USUARIO

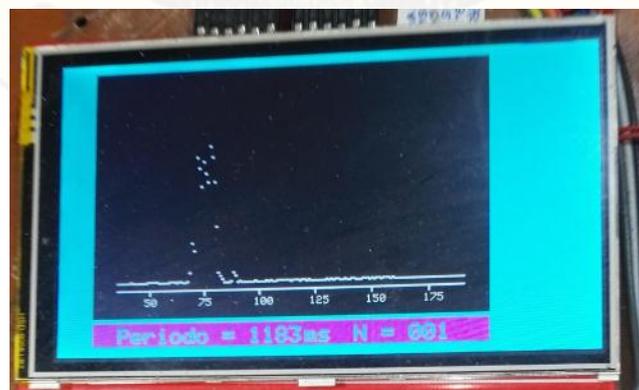


Figura N° E.3. Curva con los resultados del tercer usuario.

Tabla N° E.3.1. Resultado del tercer usuario.

BANDAS	REPETICIONES	BANDAS	REPETICIONES
0255	0000	0355	0000
0265	0000	0365	0001
0275	0000	0375	0001
0285	0000	0385	0000
0295	0000	0395	0001
0305	0000	0405	0001
0315	0001	0415	0003
0325	0001	0425	0001
0335	0001	0435	0000
0345	0001	0445	0001

Tabla N° E.3.2. Resultado del tercer usuario.

BANDAS	REPETICIONES	BANDAS	REPETICIONES
0455	0001	0555	0001
0465	0000	0565	0000
0475	0000	0575	0000
0485	0001	0585	0001
0495	0002	0595	0002
0505	0002	0605	0002
0515	0002	0615	0002
0525	0002	0625	0001
0535	0002	0635	0002
0545	0001	0645	0002

Tabla N° E.3.3. Resultado del tercer usuario.

BANDAS	REPETICIONES	BANDAS	REPETICIONES
0655	0000	0755	0200
0665	0000	0765	0185
0675	0002	0775	0250
0685	0018	0785	0230
0695	0072	0795	0184
0705	0059	0805	0103
0715	0230	0815	0019
0725	0210	0825	0012
0735	0176	0835	0006
0745	0222	0845	0001

Tabla N° E.3.4. Resultado del tercer usuario.

BANDAS: REPETICIONES		BANDAS: REPETICIONES	
0855:	0000	0955:	0001
0865:	0000	0965:	0000
0875:	0002	0975:	0000
0885:	0018	0985:	0002
0895:	0013	0995:	0000
0905:	0001	1005:	0000
0915:	0003	1015:	0001
0925:	0000	1025:	0001
0935:	0000	1035:	0003
0945:	0001	1045:	0000

Tabla N° E.3.5. Resultado del tercer usuario.

BANDAS: REPETICIONES		BANDAS: REPETICIONES	
1055:	0003	1155:	0003
1065:	0001	1165:	0002
1075:	0001	1175:	0003
1085:	0002	1185:	0001
1095:	0002	1195:	0003
1105:	0003	1205:	0002
1115:	0002	1215:	0001
1125:	0002	1225:	0003
1135:	0003	1235:	0000
1145:	0000	1245:	0000

Tabla N° E.3.6. Resultado del tercer usuario.

BANDAS: REPETICIONES		BANDAS: REPETICIONES	
1255:	0000	1355:	0002
1265:	0000	1365:	0000
1275:	0001	1375:	0001
1285:	0000	1385:	0002
1295:	0001	1395:	0001
1305:	0003	1405:	0000
1315:	0000	1415:	0003
1325:	0002	1425:	0002
1335:	0000	1435:	0001
1345:	0002	1445:	0000

Tabla N° E.3.7. Resultado del tercer usuario.



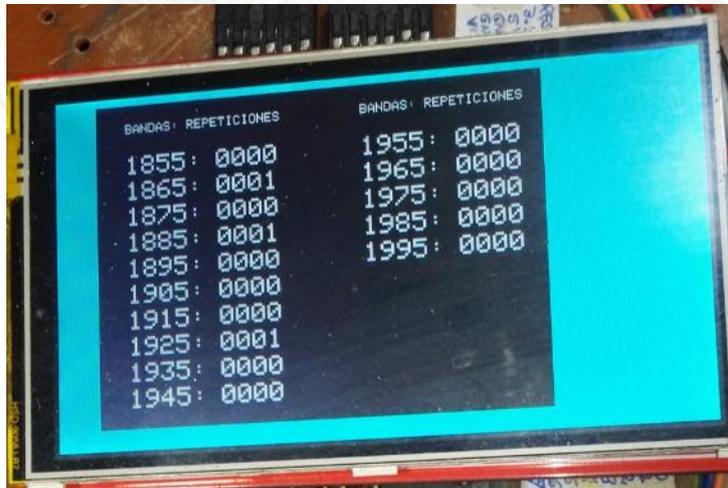
BANDAS	REPETICIONES	BANDAS	REPETICIONES
1455	0001	1555	0003
1465	0003	1565	0002
1475	0002	1575	0002
1485	0003	1585	0000
1495	0000	1595	0002
1505	0002	1605	0000
1515	0001	1615	0000
1525	0003	1625	0001
1535	0002	1635	0000
1545	0000	1645	0000

Tabla N° E.3.8. Resultado del tercer usuario



BANDAS	REPETICIONES	BANDAS	REPETICIONES
1655	0000	1755	0000
1665	0000	1765	0000
1675	0001	1775	0000
1685	0000	1785	0000
1695	0001	1795	0000
1705	0001	1805	0001
1715	0001	1815	0001
1725	0000	1825	0001
1735	0000	1835	0001
1745	0000	1845	0000

Tabla N° E.3.9. Resultado del tercer usuario



BANDAS	REPETICIONES	BANDAS	REPETICIONES
1855	0000	1955	0000
1865	0001	1965	0000
1875	0000	1975	0000
1885	0001	1985	0000
1895	0000	1995	0000
1905	0000		
1915	0000		
1925	0001		
1935	0000		
1945	0000		

E.4. DATA OBTENIDA DEL CUARTO USUARIO.

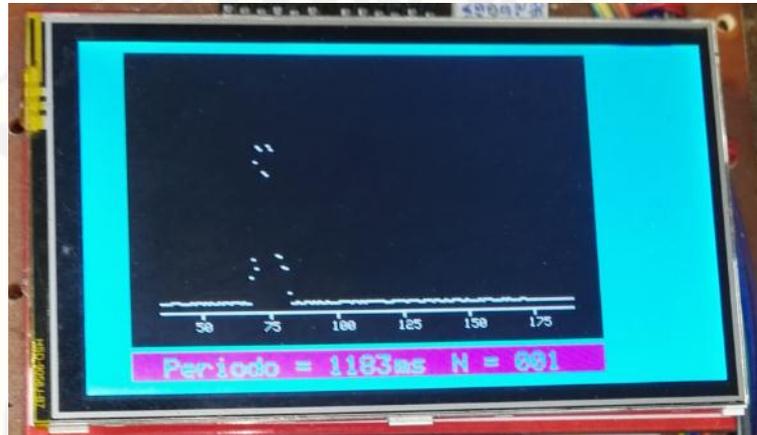


Figura N° E.4. Curva con los resultados del cuarto usuario.

Tabla N° E.4.1. Resultado del cuarto usuario.

BANDAS	REPETICIONES	BANDAS	REPETICIONES
0255	0000	0355	0001
0265	0000	0365	0000
0275	0000	0375	0001
0285	0000	0385	0000
0295	0001	0395	0003
0305	0001	0405	0002
0315	0000	0415	0002
0325	0000	0425	0000
0335	0001	0435	0001
0345	0000	0445	0000

Tabla N° E.4.2. Resultado del cuarto usuario.

BANDAS	REPETICIONES	BANDAS	REPETICIONES
0455	0001	0555	0001
0465	0002	0565	0002
0475	0001	0575	0001
0485	0003	0585	0003
0495	0002	0595	0002
0505	0001	0605	0001
0515	0002	0615	0002
0525	0000	0625	0003
0535	0003	0635	0002
0545	0000	0645	0001

Tabla N° E.4.3. Resultado del cuarto usuario

BANDAS	REPETICIONES	BANDAS	REPETICIONES
0655	0002	0755	0201
0665	0000	0765	0247
0675	0001	0775	0241
0685	0040	0785	0074
0695	0069	0795	0073
0705	0055	0805	0057
0715	0220	0815	0055
0725	0244	0825	0017
0735	0240	0835	0000
0745	0204	0845	0001

Tabla N° D.4.4. Resultado del cuarto usuario

BANDAS	REPETICIONES	BANDAS	REPETICIONES
0855	0003	0955	0001
0865	0001	0965	0003
0875	0001	0975	0001
0885	0003	0985	0001
0895	0003	0995	0001
0905	0001	1005	0001
0915	0002	1015	0002
0925	0001	1025	0002
0935	0003	1035	0003
0945	0000	1045	0002

Tabla N° E.4.5. Resultado del cuarto usuario

BANDAS	REPETICIONES	BANDAS	REPETICIONES
1055	0000	1155	0002
1065	0003	1165	0002
1075	0003	1175	0003
1085	0000	1185	0001
1095	0003	1195	0001
1105	0001	1205	0001
1115	0002	1215	0003
1125	0003	1225	0003
1135	0003	1235	0002
1145	0002	1245	0002

Tabla N° E.4.6. Resultado del cuarto usuario



BANDAS	REPETICIONES	BANDAS	REPETICIONES
1255	0003	1355	0003
1265	0001	1365	0001
1275	0003	1375	0003
1285	0003	1385	0003
1295	0003	1395	0001
1305	0002	1405	0000
1315	0000	1415	0002
1325	0000	1425	0000
1335	0003	1435	0001
1345	0003	1445	0002

Tabla N° E.4.7. Resultado del cuarto usuario



BANDAS	REPETICIONES	BANDAS	REPETICIONES
1455	0003	1555	0000
1465	0003	1565	0003
1475	0000	1575	0003
1485	0000	1585	0002
1495	0003	1595	0000
1505	0000	1605	0001
1515	0000	1615	0000
1525	0001	1625	0001
1535	0001	1635	0003
1545	0002	1645	0001

Tabla N° E.4.8. Resultado del cuarto usuario



BANDAS	REPETICIONES	BANDAS	REPETICIONES
1655	0003	1755	0000
1665	0000	1765	0000
1675	0000	1775	0000
1685	0000	1785	0001
1695	0000	1795	0001
1705	0002	1805	0000
1715	0002	1815	0001
1725	0001	1825	0000
1735	0001	1835	0001
1745	0000	1845	0000

E.5. DATA OBTENIDA DEL QUINTO USUARIO.



Figura N° D.5. Curva con los resultados del quinto usuario.

Tabla N° D.5.1. Resultado del quinto usuario.

BANDAS · REPETICIONES		BANDAS · REPETICIONES	
0255	: 0000	0355	: 0001
0265	: 0000	0365	: 0000
0275	: 0000	0375	: 0000
0285	: 0000	0385	: 0001
0295	: 0001	0395	: 0000
0305	: 0000	0405	: 0003
0315	: 0000	0415	: 0001
0325	: 0001	0425	: 0002
0335	: 0000	0435	: 0001
0345	: 0001	0445	: 0003

Tabla N° D.5.2. Resultado del quinto usuario.

BANDAS · REPETICIONES		BANDAS · REPETICIONES	
0455	: 0003	0555	: 0003
0465	: 0001	0565	: 0001
0475	: 0002	0575	: 0002
0485	: 0003	0585	: 0003
0495	: 0000	0595	: 0000
0505	: 0000	0605	: 0000
0515	: 0001	0615	: 0001
0525	: 0003	0625	: 0003
0535	: 0000	0635	: 0004
0545	: 0003	0645	: 0004

Tabla N° D.5.3. Resultado del quinto usuario.



BANDAS	REPETICIONES	BANDAS	REPETICIONES
0655	0001	0755	0198
0665	0044	0765	0124
0675	0058	0775	0112
0685	0044	0785	0085
0695	0208	0795	0120
0705	0199	0805	0038
0715	0193	0815	0031
0725	0221	0825	0012
0735	0171	0835	0003
0745	0179	0845	0002

Tabla N° D.5.4. Resultado del quinto usuario.



BANDAS	REPETICIONES	BANDAS	REPETICIONES
0855	0003	0955	0002
0865	0000	0965	0003
0875	0003	0975	0000
0885	0002	0985	0003
0895	0002	0995	0000
0905	0003	1005	0001
0915	0000	1015	0000
0925	0001	1025	0000
0935	0003	1035	0000
0945	0003	1045	0001

Tabla N° D.5.5. Resultado del quinto usuario.



BANDAS	REPETICIONES	BANDAS	REPETICIONES
1055	0002	1155	0002
1065	0003	1165	0002
1075	0001	1175	0002
1085	0001	1185	0003
1095	0000	1195	0002
1105	0002	1205	0003
1115	0001	1215	0003
1125	0000	1225	0003
1135	0003	1235	0003
1145	0002	1245	0000

Tabla N° D.5.6. Resultado del quinto usuario.

BANDAS	REPETICIONES	BANDAS	REPETICIONES
1255	0003	1355	0000
1265	0002	1365	0001
1275	0000	1375	0000
1285	0001	1385	0002
1295	0003	1395	0001
1305	0001	1405	0002
1315	0003	1415	0002
1325	0002	1425	0002
1335	0003	1435	0001
1345	0000	1445	0001

Tabla N° D.5.7. Resultado del quinto usuario.

BANDAS	REPETICIONES	BANDAS	REPETICIONES
1455	0002	1555	0003
1465	0002	1565	0002
1475	0001	1575	0001
1485	0002	1585	0000
1495	0001	1595	0002
1505	0003	1605	0003
1515	0001	1615	0003
1525	0000	1625	0003
1535	0001	1635	0000
1545	0002	1645	0001

Tabla N° D.5.8. Resultado del quinto usuario.

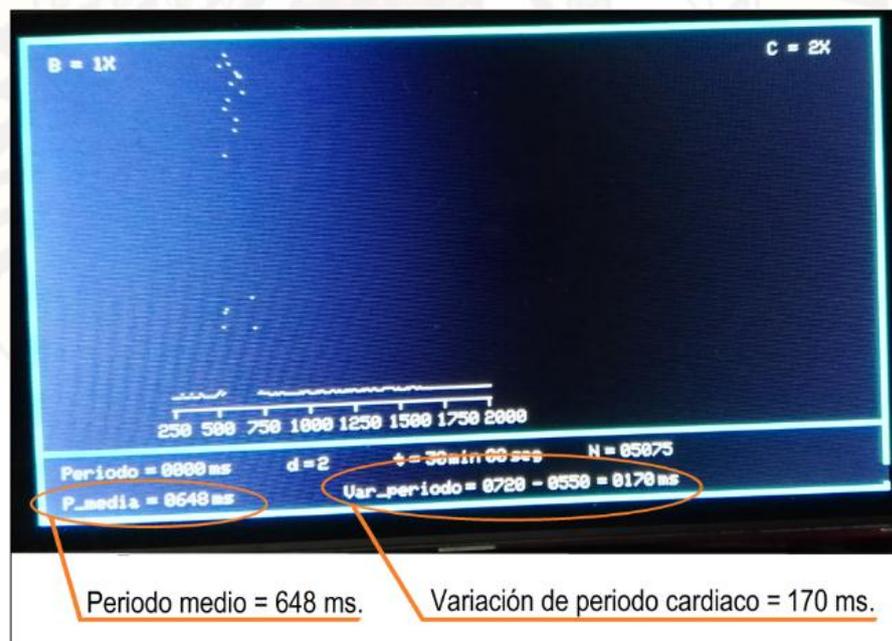
BANDAS	REPETICIONES	BANDAS	REPETICIONES
1655	0001	1755	0000
1665	0001	1765	0000
1675	0001	1775	0001
1685	0001	1785	0001
1695	0000	1795	0000
1705	0001	1805	0001
1715	0000	1815	0001
1725	0000	1825	0001
1735	0001	1835	0001
1745	0000	1845	0000

Tabla N° D.5.9. Resultado del quinto usuario.

BANDAS: REPETICIONES		BANDAS: REPETICIONES	
1855:	0000	1955:	0000
1865:	0000	1965:	0000
1875:	0001	1975:	0000
1885:	0000	1985:	0000
1895:	0001	1995:	0000
1905:	0001		
1915:	0000		
1925:	0000		
1935:	0000		
1945:	0000		

E.6. MEDICIONES ADICIONALES

- A. Periodo medio y variación de periodo cardiaco de un usuario de 6 años: En total se obtuvo 5075 datos de un periodo cardiaco (intervalo RR).



B. Periodo medio y variación de periodo cardiaco de un usuario de 61 años: En total se obtuvo 3526 datos de un periodo cardiaco (intervalo RR).

