



ESPE

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

**CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA E
INSTRUMENTACIÓN**

**TRABAJO DE TITULACIÓN, PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL
TÍTULO DE INGENIERO ELECTRÓNICO EN
INSTRUMENTACIÓN**

**TEMA: “CONSTRUCCIÓN DE UN MEDIDOR
CARDIORRESPIRATORIO PARA EL MONITOREO DE
SEÑALES PLETISMOGRÁFICAS EN LOS LACTANTES,
MEDIANTE EL USO DE DISPOSITIVOS MÓVILES”**

**AUTORES: ELVIS MICHAEL ALAJO GALLARDO
JONATHAN MAURICIO PULLOPAXI GUAMAN**

**DIRECTOR: ING. CÉSAR NARANJO
LATACUNGA**

2017



**DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA
CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA E INSTRUMENTACIÓN**

CERTIFICACIÓN

Certifico que el trabajo de titulación “**CONSTRUCCIÓN DE UN MEDIDOR CARDIORRESPIRATORIO PARA EL MONITOREO DE SEÑALES PLETISMOGRÁFICAS EN LOS LACTANTES, MEDIANTE EL USO DE DISPOSITIVOS MÓVILES**” realizado por **ELVIS MICHAEL ALAJO GALLARDO** y **JONATHAN MAURICIO PULLOPAXI GUAMAN** ha sido revisado en su totalidad y analizado por el software anti-plagio, el mismo cumple con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, por lo tanto me permito acreditarlo y autorizar a **ELVIS MICHAEL ALAJO GALLARDO** y **JONATHAN MAURICIO PULLOPAXI GUAMAN** para que lo sustenten públicamente.

Latacunga, 9 de marzo de 2017

A handwritten signature in blue ink, which appears to read 'César Naranjo', is written over a horizontal line. The signature is fluid and cursive.

Ing. César Naranjo
DIRECTOR



**DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA
CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA E INSTRUMENTACIÓN**

AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD

Nosotros, **ELVIS MICHAEL ALAJO GALLARDO** y **JONATHAN MAURICIO PULLOPAXI GUAMAN**, con cédula de identidad N° 0503351579 y N° 0503512543, respectivamente, declaramos que este trabajo de titulación **“CONSTRUCCIÓN DE UN MEDIDOR CARDIORRESPIRATORIO PARA EL MONITOREO DE ONDAS PLETISMOGRÁFICAS EN LOS LACTANTES, MEDIANTE EL USO DE DISPOSITIVOS MÓVILES”**, ha sido desarrollado considerando los métodos de investigación existentes, así como también se ha respetado los derechos intelectuales de terceros considerándose en las citas bibliográficas.

Consecuentemente declaramos que este trabajo es de nuestra autoría, en virtud de ello nos declaramos responsables del contenido, veracidad y alcance de la investigación mencionada.

Latacunga, 9 de marzo de 2017

Elvis Michael Alajo Gallardo
C.C.: 0503728636

Jonathan Mauricio Pullopaxi Guaman
C.C.: 0503512543



**DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA
CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA E INSTRUMENTACIÓN**

AUTORIZACIÓN

Nosotros, **ELVIS MICHAEL ALAJO GALLARDO** y **JONATHAN MAURICIO PULLOPAXI GUAMAN**, autorizamos a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar en la biblioteca Virtual de la Institución el presente trabajo de titulación “**CONSTRUCCIÓN DE UN MEDIDOR CARDIORRESPIRATORIO PARA EL MONITOREO DE SEÑALES PLETISMOGRÁFICAS EN LOS LACTANTES, MEDIANTE EL USO DE DISPOSITIVOS MÓVILES**”, cuyo contenido, ideas y criterios son de nuestra autoría y responsabilidad.

Latacunga, 9 de marzo de 2017

Elvis Michael Alajo Gallardo

C.C.: 0503728636

Jonathan Mauricio Pullopaxi Guaman

C.C.: 0503512543

DEDICATORIA

Dedico principalmente este trabajo a Dios, por haberme dado la vida y permitirme el haber llegado hasta este momento tan importante de mi formación profesional.

A mis padres por ser el pilar más importante y por demostrarme siempre su cariño. A mi familia en general, porque me han brindado su apoyo incondicional y por compartir conmigo buenos y malos momentos.

A mi abuelita, Luz María a quien quiero como una madre por compartir momentos significativos conmigo y por siempre estar dispuesta a escucharme y ayudarme en cualquier momento.

ELVIS

Este trabajo de titulación dedico a mis padres Olimpia y Segundo por ser el pilar fundamental en todo lo que soy, en toda mi educación, tanto académica, como de la vida, por su incondicional apoyo perfectamente mantenido a través del tiempo. Ya que todo el sacrificio fue posible gracias a ellos.

A mi hermano que siempre ha estado junto a mí brindándome su apoyo muchas veces poniéndose en el papel de padre.

A mi hijo Johan Gael, quien es mi motivación, inspiración y felicidad.

JONATHAN

AGRADECIMIENTO

En primer lugar doy gracias a Dios, por haberme dado fuerza y valor para culminar esta etapa de mi vida.

Agradezco la confianza y el apoyo brindado por parte de mi madre, que sin duda alguna en el trayecto de mi vida me ha demostrado su amor, corrigiendo mis faltas y celebrando mis triunfos. A mi padre que siempre lo he sentido presente en mi vida. Y sé que está orgulloso de la persona en la cual me he convertido. A mis hermanos por ser los mejores amigos para mí.

A mis tíos, que siempre recuerdo sus palabras de aliento, son las personas a quien debo la fortaleza que tengo para seguir adelante a pesar de las adversidades. A mis abuelitos por ser mi compañía, mi apoyo y mi fuerza para seguir adelante. Al Ing. Cesar Naranjo por toda la colaboración brindada, durante la elaboración de este proyecto. A mi futura esposa, Rosita, gracias por tu apoyo y amor infinito.

ELVIS

En primer lugar agradezco a Dios por haberme permitido llegar hasta esta meta y haberme dado salud y vida para lograr mis objetivos.

Para mis padres por su apoyo, consejos, comprensión, amor, ayuda en los momentos difíciles, y por ayudarme con los recursos necesarios para estudiar. Me han dado todo lo que soy como persona, mis valores, mis principios, mi carácter, mi empeño, mi perseverancia, mi coraje para conseguir mis objetivos.

Al Ing. Cesar Naranjo por toda la colaboración brindada, durante la elaboración de este proyecto de titulación.

JONATHAN

ÍNDICE DE CONTENIDOS

CARÁTULA.....	i
CERTIFICACIÓN.....	ii
AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD.....	iii
AUTORIZACIÓN.....	iv
DEDICATORIA.....	v
AGRADECIMIENTO.....	vi
ÍNDICE DE CONTENIDOS.....	vii
ÍNDICE DE TABLAS.....	x
ÍNDICE DE FIGURAS.....	xi
RESUMEN.....	xiv
ABSTRACT.....	xv

CAPÍTULO I

1. PROBLEMA.....	1
1.1. Prólogo.....	1
1.2. Planteamiento del problema.....	2
1.3. Antecedentes.....	3
1.4. Justificación.....	4
1.5. Objetivos.....	4
1.5.1. Objetivo general.....	4
1.5.2. Objetivos específicos.....	4

CAPÍTULO II

2. MARCO CONTEXTUAL Y TEORICO.....	6
2.1. Marco contextual.....	6
2.2. Objeto De La Investigación.....	6
2.3. Marco teórico.....	7
2.3.1. Antecedentes de la investigación.....	7

2.3.2.	Fundamentación legal	7
2.4.	Fundamentación teórica	8
2.4.1.	Fundamentos teóricos de la onda pletismográfica	8
a.	Funcionamiento eléctrico del corazón	8
b.	Frecuencia cardíaca	13
c.	Pulso arterial	16
2.4.2.	Detección y monitoreo de patologías cardíacas	18
2.4.3.	Oximetría de pulso o pulsioximetría	19
2.4.4.	Tipos de pulsímetros	23
2.4.5.	Pletismografía	26
2.4.6.	Onda pletismográfica	27
2.4.7.	Arquitectura de la aplicación	30
2.4.8.	Sensores	30
2.4.9.	Tarjeta PSoC 5LP	33
2.4.10.	Software PSoC Creator 2.0	35
2.4.11.	Módulo Wifly RN-XV	36
2.4.12.	Android Developer Tools	38
2.4.13.	Dispositivos móviles y comunicación	40
2.5.	Variables de investigación	41
2.6.	Hipótesis	41
2.7.	Operacionalización de las variables	42

CAPÍTULO III

3.	METODOLOGÍA	44
3.1.	Modalidad de la investigación	44
3.2.	Diseño e implementación del proyecto de investigación	47
3.2.1.	Implementación en Hardware	48
3.2.2.	Sensado y adquisición de la señal	48
3.2.3.	Generador de pulsos, control y puente H	50
a.	Generador de pulso y generador de señal de control	50
b.	Puente H	52

3.2.4.	Acondicionamiento de la Señal	54
a.	Conversión de corriente a voltaje	55
b.	Filtrado del ruido de la señal	55
3.2.5.	Procesamiento y comunicación.....	57
3.2.6.	Visualización	58
3.3.	Implementación por software	60
3.3.1.	Implementación del PsoC 5LP	60
a.	Configuración de la señal de pulso y control.....	62
b.	Configuración del módulo de conversión de corriente a voltaje ..	64
c.	Configuración del módulo de procesamiento de la señal.....	65
3.3.2.	Transmisión de la señal procesada.....	69
3.3.3.	Interfaz gráfica en Android Studio	74
3.4.	Metodología de la investigación	82
3.5.	Técnicas de análisis de datos	82

CAPÍTULO IV

4. RESULTADOS DE LA INVESTIGACIÓN..... 84

4.1.	Pruebas de sistema con el paciente.....	84
4.2.	Resultados obtenidos.....	91
4.3.	Análisis De Los Resultados.....	93
4.3.1.	Análisis de resultados pruebas de 3 a 6 meses	93
4.3.2.	Análisis de resultados pruebas de 6 a 12 meses	95
4.3.3.	Análisis de resultados pruebas de 5 a 34 años.....	96
4.4.	Costo beneficio del equipo	97

CAPÍTULO V

5. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES..... 100

CONCLUSIONES	100
RECOMENDACIONES.....	101
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	103

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1: Volemia en lactantes.....	12
Tabla 2: Tipos de Frecuencia cardíaca.....	14
Tabla 3: Frecuencia cardíaca media de lactantes en reposo.....	15
Tabla 4: Respuesta ante valores de saturación.....	23
Tabla 5: Requerimientos del sistema.....	40
Tabla 6: Operacionalización de la variable independiente.....	42
Tabla 7: Operacionalización de la variable dependiente.....	43
Tabla 8: Datos medidos con equipo patrón y prototipo.....	45
Tabla 9: Valores normales de la frecuencia cardíaca.....	91
Tabla 10: Valores de la frecuencia cardíaca de pruebas de 5 a 34 años.....	92
Tabla 11: Valores de la frecuencia cardíaca de pruebas de 3 a 6 meses.....	92
Tabla 12: Valores de la frecuencia cardíaca de pruebas de 6 a 12 meses.....	93
Tabla 13: Valores de la frecuencia cardíaca de pruebas de 6 a 12 meses.....	94
Tabla 14: Valores de la frecuencia cardíaca de pruebas de 6 a 12 meses.....	95
Tabla 15: Valores de la frecuencia cardíaca de pruebas de 5 a 34 años.....	96
Tabla 16: Costo del proyecto.....	98
Tabla 17: Costo beneficio del proyecto.....	98
Tabla 18: Costo beneficio del proyecto vs oxímetro profesional.....	99

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1: Componentes del sistema eléctrico del corazón.....	10
Figura 2: Componentes de la sangre	11
Figura 3: Esquemas de variaciones del volumen de sangre.....	11
Figura 4: Representación de frecuencia	13
Figura 5: Onda de frecuencia cardíaca	14
Figura 6: Onda de pulso arterial.....	16
Figura 7: Velocidad de ascenso. Interpretación de la lentitud.....	17
Figura 8: Onda pulsátil: igualdad y regularidad.....	17
Figura 9: Consecuencias de la variación de la frecuencia pulsátil (A: Braquicardia; B: Taquicardia).....	18
Figura 10: Representación gráfica de la espectrofotometría	21
Figura 11: Absorbencia de las luces	21
Figura 12: Representación gráfica de los diodos.....	22
Figura 13: Componentes de un oxímetro de pulso	24
Figura 14 Pulsímetros móviles.....	24
Figura 15 Oxímetros de pulso estáticos (A: aparato individual y B: integrante de un sistema complejo)	25
Figura 16: Onda pletismográfica.....	25
Figura 17: Datos que brinda la onda pletismográfica.....	27
Figura 18: Técnicas de la fotopletismografía	28
Figura 19: Forma de onda	29
Figura 20 Tipos de sensores	31
Figura 21 Tipos de diodos	31
Figura 22 Tipos de sensores según uso (A: Reutilizables y B: Desechables)	32
Figura 23 Placa del Arduino UNO.....	33
Figura 24: módulo RN-XV	37
Figura 25: Prototipo implementado para mediciones cardiorrespiratorias	44
Figura 26: Equipo patrón oxímetro de pulso pediátrico.....	45
Figura 27: Toma de datos.....	46

Figura 28: Implementación general del sistema de oximetría por Hardware.	48
Figura 29: Sensor Nellcor de oximetría.....	49
Figura 30: Conexión interna de leds del sensor Nellcor.....	49
Figura 31: Conexión interna de la tarjeta PsoC.	50
Figura 32: Pulso generado de PWM.	51
Figura 33: Señal de control.....	52
Figura 34: Modulo internos para generación del pulso de control.....	52
Figura 35: Circuito del puente H.	53
Figura 36: Módulos internos de conversión de corriente a voltaje.	55
Figura 37: Circuito de filtro pasa-bajo de segundo orden.	56
Figura 38: Circuito de filtrado de señal.	57
Figura 39: Transmisión UART entre tarjetas de comunicación.	58
Figura 40: a) Implementación en Isis del circuito para adquisición de la señal de oximetría., b) Placa implementada para colocar los dispositivos electrónicos.	59
Figura 41: Diagrama de bloques del software implementado	60
Figura 42: Ventana del proyecto creado en PSoC creator.....	62
Figura 43: Componentes utilizados en el esquemático.....	62
Figura 44: Ventana de configuración de los módulos PWM y Sample Hold.....	63
Figura 45: Ventana de configuración de pines entrada y salida.	64
Figura 46: Ventana de configuración del módulo VDCA y TIA.....	65
Figura 47: Ventana de configuración del módulo ADC.	66
Figura 48: Venta de asignación de pines de entrada y salida.....	67
Figura 49: Venta de main.c.....	67
Figura 50: Diagrama de flujo general.....	68
Figura 51: Configuración del módulo UART.	69
Figura 52: Diagrama de flujo secuencia de transmisión UART.....	70
Figura 53: Esquema de la función de las tarjetas.	71
Figura 54: Dispositivo conectado y recibiendo datos correctos.	74
Figura 55: Métodos utilizados en el MainActivity.	76

Figura 56: Diseño de la interfaz gráfica para el usuario.....	77
Figura 57: Interfaz gráfica de presentación de la señal.	79
Figura 58: Diagrama de flujo general realizado en Android Studio. a) Calculo de BPM y SPO2. b) Presentación del gráfico y datos de la señal pulsátil del paciente.	81
Figura 59: (a) Sujetos de pruebas niño de 15 días de nacido.	84
Figura 60: (a) Sujetos de pruebas niña de 15 días de nacida.	85
Figura 61: (a) Sujetos de pruebas niña de 7 años (b) comparación con elemento patrón	85
Figura 62: (a) Sujetos de pruebas niña de 11 años (b) comparación con elemento patrón	86
Figura 63: (a) Sujetos de pruebas adulto mayor mujer de 34 años (b) comparación con elemento patrón	87
Figura 64: (a) Sujetos de pruebas niña de 5 años (b) comparación con elemento patrón	88
Figura 65: (a) Sujetos de pruebas niña de 12 años (b) comparación con elemento patrón	89
Figura 66: (a) Sujetos de pruebas niña de 6 años (b) comparación con elemento patrón	90
Figura 67: (a) Diagrama de barras de pruebas de bebes de 3 a 6 meses (b) comportamiento del error entre pruebas	94
Figura 68: (a) Diagrama de barras de pruebas de bebes de 6 a 12 meses (b) comportamiento del error entre pruebas	96
Figura 69: (a) Diagrama de barras de pruebas de bebes de 3 a 5 años (b) comportamiento del error entre pruebas	97

RESUMEN

El propósito del trabajo de titulación tiene como fin el diseñar y desarrollar una alternativa de monitoreo remoto, donde se capta la onda pletismográfica mediante un equipo electrónico de pulso acoplado al dedo del paciente, para el procesamiento de las señales adquiridas se utiliza una tarjeta PSoC 5LP, para luego enviar la información mediante Wifi a un dispositivo móvil (SMARTPHONE), el monitoreo de las señales será cuando el paciente se encuentre dormido de esta manera se logrará detectar cualquier anomalía. El proyecto se enfoca en atender a niños lactantes y adultos, por lo que se ha desarrollado en su mayoría con recursos tecnológicos actuales mediante hardware y software, de esta manera permitiendo compartir los datos del sensor a un dispositivo móvil mediante una aplicación amigable hacia los usuarios, para verificar el funcionamiento del proyecto de investigación se realizan pruebas con un profesional (Doctor especialista en el campo) que permitieron corregir los errores de lecturas falsas, y mejorar el hardware para así lograr un producto final que tenga una alta fiabilidad en sus lecturas y correcto diagnóstico o acción requerida según criterio médico.

PALABRAS CLAVE:

- TARJETA PSOC 5LP**
- PLETISMOGRÁFICA**
- COMUNICACIÓN WIFI**
- ANDROID STUDIO**

ABSTRACT

The purpose of the titration work is to design and develop a remote monitoring alternative, where the plethysmographic wave is captured by an electronic pulse device coupled to the patient's finger, a PSoC 5LP card is used to process the acquired signals. Then send the information via Wifi to a mobile device (SMARTPHONE), the monitoring of the signals will be when the patient is asleep in this way will be able to detect any anomaly. The project focuses on caring for infants and adults, so it has been developed mostly with current technological resources using hardware and software, thus allowing the sharing of sensor data to a mobile device through a user-friendly application , In order to verify the operation of the research project, tests are carried out with a professional (Doctor specialist in the field) that allowed to correct the errors of false readings, and to improve the hardware in order to achieve a final product that has a high reliability in its readings and Correct diagnosis or action required according to medical criteria.

KEYWORDS:

- PSOC 5LP CARD**
- PLETHYSMOGRAPH**
- WIFI COMMUNICATION**
- ANDROID STUDIO**

CAPÍTULO I

1. PROBLEMA

1.1. Prólogo

La atención de salud necesita de los avances tecnológicos. En varias áreas de diagnóstico hacen presencia de disímiles equipos. Por ejemplo, actualmente el método más utilizado para conocer la frecuencia cardíaca en seres humanos de diferentes edades es un electrocardiograma. La aplicación constante de este monitoreo se debe a que las enfermedades cardiovasculares figuran entre las principales causas de muerte en el mundo. Y Ecuador no está ajeno a esas estadísticas, lo cual representa un problema de salud y exige la aparición y disposición funcional de nuevos equipos para el diagnóstico y monitoreo.

Por esta razón se torna necesario realizar un estudio investigativo para buscar alguna alternativa que ayude con esta labor de monitorización del estado de algunos signos vitales, sin presentar un costo tan alto. Se requiere de proyectos que propongan alternativas más económicas, sin afectar la exactitud de la información y los datos que ofrezca, para así mantener informado tanto a la persona como a su médico de algún cambio o anomalía.

Con el avance de la tecnología y la socialización de los programas y dispositivos se han desarrollado e incorporado varias aplicaciones médicas que permiten la monitorización remota de pacientes, principalmente de aquellos con enfermedades crónicas. No obstante, es un campo aún poco explorado y al que se

le puede sugerir nuevos procedimientos y vías de diagnóstico para evitar muertes, principalmente de aquellos seres que serán el futuro del Ecuador. El último censo realizado en el país en Agosto de 2013 precisa que en tres de cada mil recién nacidos se manifiesta el síndrome de la muerte súbita, lo cual lo ubica como la primera causa de muerte en un 90% fuera de los hospitales (INEC, 2013, pág. 5).

Claramente, la ciencia aún no termina de descubrir los mecanismos que desencadenan la muerte súbita del lactante, pero de todas formas se ha detectado que esa situación problemática puede atenuarse con la toma de medidas preventivas que se pueden adoptar. Entre ellas está la implementación de un equipo electrónico que monitoree cualquier anomalía del sistema cardíaco del lactante. Soló que hasta el momento, esa tecnología es privativa para algunos sectores debido a la posición económica. Por eso, surge este proyecto.

1.2. Planteamiento del problema

En la actualidad existen varias patologías cardíacas que pueden causar preocupación en las personas, entre la enfermedad más peligrosa que puede ocasionar la muerte del niño es la Muerte Súbita (SMSL) (Barreda, 2008). El síndrome de muerte súbita del lactante (SMSL) constituye la situación más estresante que pueden enfrentar los padres en el hecho de perder a un hijo, el último censo realizado en Agosto del 2013 por el Instituto Nacional de Estadística y Censo (INEC) precisa que en tres de cada mil recién nacidos se manifiesta este fenómeno. Este hecho ha llevado a que el SMSL constituya la primera causa de muerte en un 90% fuera de los hospitales.

La muerte ocurre en cualquier lugar donde duerma el niño: cuna,

silla para automóvil, etc. El SMSL no es contagioso. No existen signos naturales de alarma que puedan predecir el SMSL. Esto ocurre debido a que el corazón y la respiración se detienen en forma brusca; hasta el momento no se ha encontrado una causa precisa, por lo que siguen realizándose investigaciones tendientes a determinar las causas de este fatal episodio.

Claramente, la ciencia aún no termina de descubrir los mecanismos que desencadenan la muerte súbita del lactante, pero de todas formas sí se sabe que hay medidas preventivas que se puede adoptar como la implementación de un equipo electrónico que pueda monitorear el funcionamiento adecuado del sistema cardiaco del lactante.

1.3. Antecedentes

Actualmente el método más utilizado para conocer el ritmo cardíaco en las personas es un electrocardiograma. Este método se ha realizado durante años en clínicas y hospitales, el cual requiere un dispositivo llamado electrocardiógrafo, que registra la actividad eléctrica del corazón captada por los electrodos que se conectan desde el dispositivo a la persona en estudio (Barreda, 2008).

Cada vez es más común el seguimiento de los pacientes después de salir del hospital, y continuar la observación de los mismos en su casa, lo que genera una carga adicional a los recursos médicos limitados. Por esta razón se torna necesario el realizar un estudio investigativo para buscar alguna alternativa que ayude con esta labor y mantener informado tanto a la persona como a su médico del estado de algunos signos vitales o de algún cambio en los mismos.

Con el avance de la tecnología se ha incorporado en el ámbito de salud y se han creado algunas aplicaciones como la comunicación

entre pacientes, con enfermedades crónicas.

1.4. Justificación

Si bien es muy alarmante todo lo que se menciona anteriormente, también es tranquilizador saber que las personas pueden contar con varias alternativas para prevenir la pérdida del lactante por causa de la muerte súbita.

En el presente proyecto se realizará el estudio de una importante alternativa que puede ser usada en los hogares para prevenir el síndrome de muerte súbita del lactante, pues este medidor cardiorrespiratorio estará midiendo y enviando señales pletismográficas a un dispositivo móvil constantemente del sistema cardiorrespiratorio del infante, si encuentra algo anormal el dispositivo móvil podrá alertar a tiempo.

1.5. Objetivos

1.5.1. Objetivo general

- Construir un medidor cardiorrespiratorio para el monitoreo de las señales pletismográficas mediante el uso de dispositivos móviles.

1.5.2. Objetivos específicos

- Adquirir la onda pletismográfica mediante un equipo electrónico adaptado al dedo del lactante, el cual se llamará el pulsímetro.
- Diseñar las distintas etapas de filtraje utilizadas en el circuito para poder obtener la onda pletismográfica perfecta y sin

ningún tipo de distorsión que será de gran ayuda para la lectura clara y precisa de dicha onda.

- Visualizar el funcionamiento del sistema cardiorrespiratorio en un dispositivo móvil, mediante gráficas dinámicas que mostrarán el constante movimiento normal o anormal que éste produzca.
- Brindar a los padres de familia una alternativa más óptima y de costo accesible que pueda ser utilizado desde sus hogares para prevenir el Síndrome de Muerte Súbita en sus hijos.

CAPÍTULO II

2. MARCO CONTEXTUAL Y TEORICO

2.1. Marco contextual

El propósito que aborda este proyecto es dar a conocer a los padres una alternativa más óptima de prevención; donde se muestra la onda pletismográfica mediante un equipo electrónico adaptado al dedo, el cual enviará señales inalámbricas mediante WIFI con el módulo Wifly RN-XV hacia la aplicación móvil del SMARTPHONE, la cual será programada mediante un software libre Android Studio basada en eclipse, y el Android SDK, que se desarrollará para monitorear el sistema cardiorrespiratorio y almacenar esta información.

El medidor cardiorrespiratorio, será el encargado de recibir las señales pletismográficas, mientras el infante se encuentre durmiendo, mismas que pasan a ser analizadas por el dispositivo móvil (SMARTPHONE) para detectar cualquier indicio de muerte súbita del lactante alertando previamente a sus padres.

2.2. Objeto de la investigación

El objeto de la investigación de este proyecto es emplear tecnología de uso cotidiano como los SMARTPHONE, para monitorear señales cardiorrespiratorias de lactantes mediante la tarjeta PSoC 5LP que serán transmitidas al dispositivo mediante Wifi para su almacenamiento.

2.3. Marco teórico

2.3.1. Antecedentes de la investigación

En la tesis doctoral “DISEÑO E IMPLMENTACIÓN DE UN ALGORITMO PARA DETECCIÓN DE APNEAS DEL SUEÑO, BASADAS EN LAS SEÑALES RESPIRATORIAS DERIVADAS DE ELECTROCARDIOGRAMA” 2012. Previo a la obtención del título de Ingeniera en Electrónica, Automatización y Control por la autora Mónica Alexandra Ruiz Quinteros desarrolla un algoritmo para detectar señales respiratorias mediante sensores cuando el paciente se encuentra inactivo es decir dormido.

En la tesis “DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE ELECTROCARDIÓGRAFO PORTATIL PARA MONITORIZACIÓN Y TELEMETRÍA DOMICILIARIA EN PACIENTES CON PATOLOGÍAS CARDIACAS” (2007). Previo a la obtención del título de Ingeniero en Electrónica e Instrumentación por el autor Marcelo Vladimir García Sánchez, implemento un prototipo electrocardiográfico para monitorear patologías cardiacas mediante comunicaciones inalámbricas.

2.3.2. Fundamentación legal

El estado debe garantizar el derecho a la mejor atención medica posible mediante políticas económicas, sociales, culturales, educativas y ambientales, además de asegurar el acceso permanente, oportuno y sin exclusión a programas, equipos médicos y servicios médicos y de atención integral de salud en todo ámbito que lo requiera el paciente.

La presentación de servicios de salud por parte de los centros de salud que comprenden hospitales clínicas entre otros, se regirá por los

principios de equidad, universalidad, solidaridad, interculturalidad, calidad, eficiencia, eficacia, precaución, bioética teniendo un enfoque de género y generacional, teniendo como prioridad los adultos mayores y recién nacidos, además de optimizar la atención mediante tecnologías de vanguardia que permitan una acción y prevención frente a una enfermedad o emergencia.

Art.32.- *La salud es un derecho que garantiza el Estado, cuya realización se vincula al ejercicio de otro derecho, entre ellos el derecho al agua, la alimentación, la educación, la cultura física, el trabajo, la seguridad social, los ambientes sanos y otros que sustentan el buen vivir.* (ASAMBLEA CONSTITUYENTE DEL ECUADOR, 2009)

Art. 42.-*El estado garantizará el derecho a la salud su promoción y protección promediando el desarrollo de la seguridad alimentaria la provisión de agua potable y saneamiento básico el fomento de ambientes saludables en lo familiar, laboral y comunitario y a la posibilidad de acceso permanente e interrumpido a servicios de salud conforme a los principios de equidad, universalidad, solidaridad calidad y eficacia*

Art.43.- *Los programas y acciones de salud pública serán gratuitos para todos los servicios públicos de atención médica, serán para todas las personas que necesiten, por ningún motivo se negará la atención de emergencia en los establecimientos públicos y privados.* (ASAMBLEA CONSTITUYENTE DEL ECUADOR, 2009).

2.4. Fundamentación teórica

2.4.1. Fundamentos teóricos de la onda pletismográfica

a. Funcionamiento eléctrico del corazón

El corazón es catalogado como el órgano muscular principal, el cual es el responsable de hacer circular la sangre por el cuerpo y propiciar la relación célula y medio externo (**figura 1**). Debido a esas funciones, su dinámica se asemeja a una bomba electromecánica que permite las contracciones y expansiones necesarias para el flujo sanguíneo.

La especialista Silvia Inés Navarro de Juárez (1991) plantea que:

“La actuación del corazón como una bomba se debe a la contracción del músculo cardíaco en respuesta a una estimulación del mismo, por parte del denominado potencial de acción, como consecuencia de las variaciones de la diferencia de potencial eléctrico existente entre la cara interna y externa de la membrana celular” (pág. 104).

No es erróneo entonces afirmar que para el cumplimiento de esa función, el corazón posea un sistema eléctrico de conducción que coordina la movilidad de las cuatro cavidades que lo componen y que dependen de un grupo de células responsables de crear impulsos eléctricos. De igual forma, tres capas de tejidos componen la pared capilar y además presenta células (miocardiocitos) que propician lo conocido comúnmente como el bombeo cardíaco, es decir, la contracción mecánica.

El centro cardiovascular dice que el funcionamiento eléctrico del corazón depende de la actividad de los siguientes componentes detallados en la **figura 1**, (Centro de Información Cardiovascular, 2000).

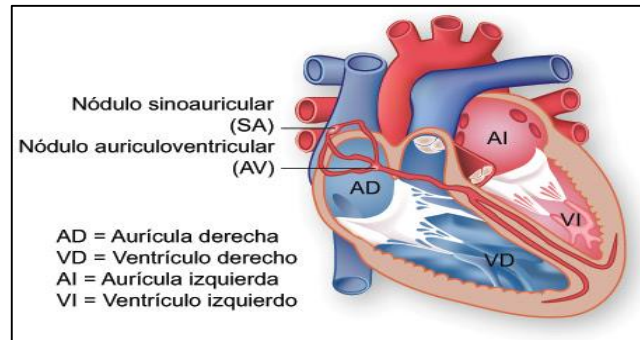


Figura 1: Componentes del sistema eléctrico del corazón

Fuente: (Centro de Información Cardiovascular, 2000)

Los impulsos eléctricos generados por el músculo cardíaco o más bien llamado miocardio estimulan el latido del corazón. Esta señal eléctrica se origina en el nódulo auricular ubicado en la parte superior de la aurícula derecha del mismo. (Alfonso, 2002). El nódulo del SA también llamado marcapasos natural del corazón como se observa en la **figura 2**. Cuando el mismo genera un impulso eléctrico, estimula la contracción de las aurículas, produciendo a continuación una señal que pasa por el nódulo aurículo ventricular (AV) y detiene la señal un breve instante y cual es enviada por las fibras musculares de los ventrículos, estimulando su contracción. Aunque el nódulo SA envía impulsos eléctricos a una velocidad determinada, la frecuencia cardíaca podría variar según las demandas físicas o el nivel de estrés o debido a factores hormonales de cada uno de los pacientes (Alfonso, 2002).

No es más que el funcionamiento del marcapasos natural del corazón, es decir, el trabajo coordinado de un conjunto de células y componentes que propician las contracciones y por ende la movilidad sanguínea. Esto es de suma importancia para el organismo debido a las funciones que ejercen los componentes del vital líquido.

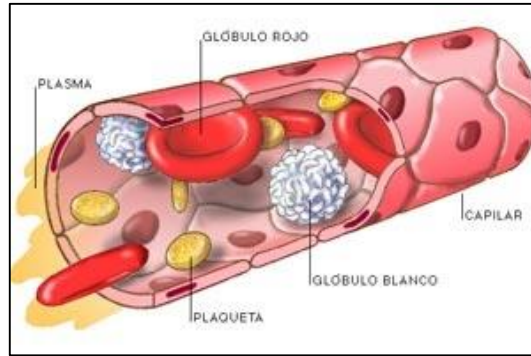


Figura 2: Componentes de la sangre
Fuente: (Juliet, 2007)

Según estudios anatómicos, de la variación del volumen (conocido como volemia) de la sangre depende la adaptación a la actividad muscular (**figura 3**). Ese cambio depende de la cantidad de plasma y del resto de los componentes anteriormente señalados, la cual varía por razones fisiológicas o patológicas. El volumen de la sangre es de cinco a seis litros en dependencia de la persona, es decir, de su edad y peso.

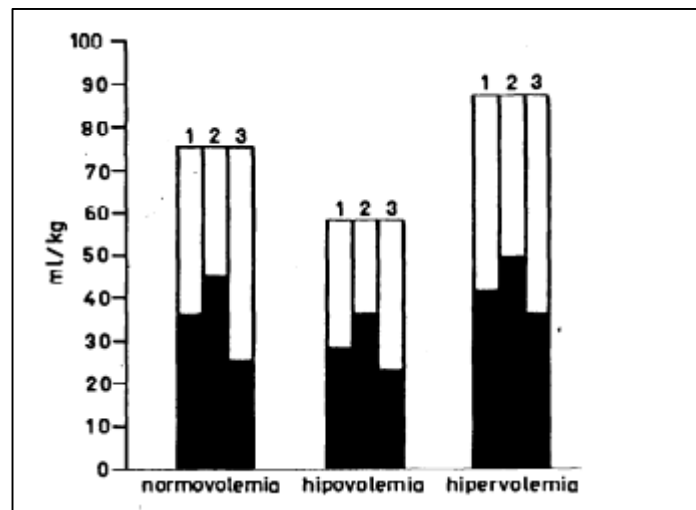


Figura 3: Esquemas de variaciones del volumen de sangre
Fuente: (Juliana Villegas González, 2012)

Tomando en cuenta el interés del proyecto, en los lactantes la volemia depende también del alto contenido que presentan en agua para lo cual los valores se muestran al **tabla 1**.

Tabla 1
Volemia en lactantes

No	Edad del niño	Volemia
1	Recién nacido pre-término	90ml/kg
2	Recién nacido en término hasta los tres meses	80-90ml/kg
3	De tres meses a un año	70-80ml/kg

Fuente: (scielo)

Sin embargo, la vida del ser humano no solo depende de la circulación sanguínea, se supedita a la presencia de oxígeno y su transporte, gracias a la unión con la hemoglobina. Este elemento químico propicia la generación de energía a nivel celular, siempre y cuando los niveles de saturación no excedan los valores óptimos. En el caso de los lactantes deben existir señales de alarma cuando los valores monitoreados quedan por debajo o excedan, la oscilación entre 95 -100%.

La transportación de oxígeno depende de la dinámica cardiovascular. Según (Alfonso, 2002) “la función básica del sistema cardiovascular es bombear la sangre para conducir el oxígeno y otras sustancias nutritivas hacia los tejidos, eliminar los productos residuales y transportar sustancias, como las hormonas, desde una parte a otra del organismo” (Alfonso, 2002)

Todo ello ocurre a través de fases que presenta el ciclo cardíaco, las cuales para conocer el estado del funcionamiento, propician a los especialistas manejar volúmenes de sangre debido a los cambios de presiones. Estas mutaciones dependen de: volumen sanguíneo, fuerza y frecuencia de las contracciones cardíacas, viscosidad sanguínea y estado de las arterias.

Quiere decir que la unión del aparato cardíaco con otros sistemas, garantizan los signos vitales del organismo y de sus variaciones se deducen anomalías de tipo patológico o fisiológico. Para su determinación existen a nivel mundial valores establecidos como

normales, pero en pediatría esos resultados pueden modificarse en correspondencia con la edad y en menor medida están muy relacionados con el sexo, no obstante, cuando existan anomalías está en riesgo de sufrir un paro cardíaco. Se presenta ante la detección del volumen sanguíneo.

La frecuencia de las actividades de la red eléctrica del corazón y del sistema que es de interés para el proyecto, posee valores normales ya estandarizados que en personas sanas evita la ocurrencia constante de taquicardias. Sin embargo, un fallo de ese sistema de protección debido a una alteración en la conducción provoca las arritmias. Ante su ocurrencia, es común que el corazón no bombee suficiente sangre al resto del cuerpo y existe una alteración de la frecuencia cardíaca.

b. Frecuencia cardíaca

El estudio teórico se enmarca en primer lugar a las definiciones físicas donde se entiende que la frecuencia es la cantidad de veces que un proceso ocurre de manera repetitiva por unidad de tiempo siendo esta la frecuencia cardíaca (**figura 4**).

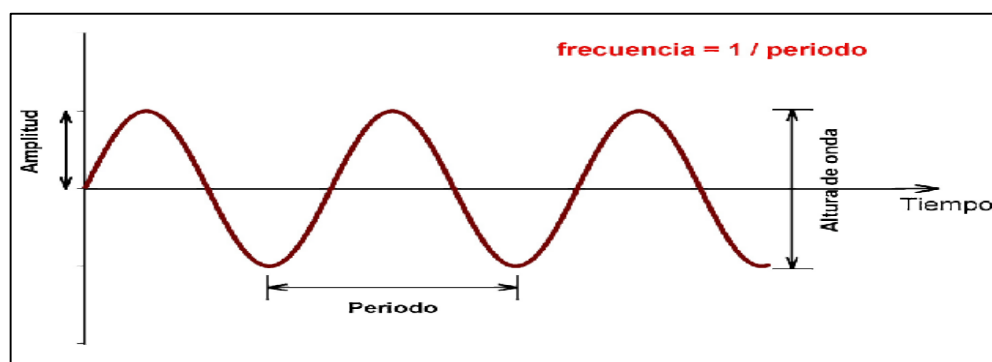


Figura 4: Representación de frecuencia
Fuente: (José López-Sendón, 2007)

Y según término médico esto se refiere al número de contracciones del corazón o pulsaciones por unidad de tiempo y la representación se muestra en la **figura 5** de las pulsaciones en un corazón:

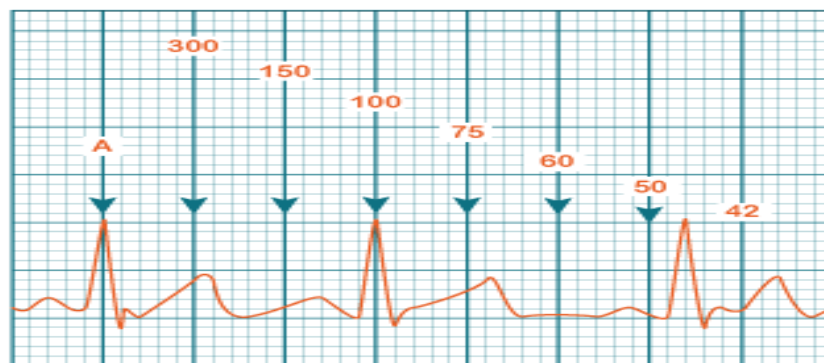


Figura 5: Onda de frecuencia cardíaca
Fuente: (Marisol Jiménez Molina, 2014)

Según la Organización Panamericana de la Salud, la frecuencia cardíaca es uno de los signos vitales del cuerpo y los valores que se manejan en el sector de la salud para reconocer la presencia de irregularidades son establecidos a nivel mundial expuestos en la **tabla 2**. Sin embargo, se debe tener presente que varían. Para realizar el proceso de latidos en una determinada frecuencia se consume energía y ello depende del estado físico y situacional del organismo.

Tomando en cuenta lo anterior, estudios científicos reconocen varios tipos de frecuencia cardíaca, entre las que se encuentran:

Tabla 2
Tipos de Frecuencia cardíaca

No	Tipos de frecuencia cardíaca	Características
1	En reposo	Se determina cuando la persona está sentada y tranquila. Varía en correspondencia con varios factores.
2	En esfuerzo	Se determina cuando se realiza ejercicio físico y es superior a la frecuencia en reposo.
3	Basal	Se determina al despertar y representan las pulsaciones más bajas que se alcanzan en absoluto reposo.
4	Máxima	Se determina por operaciones matemáticas y es el máximo de pulsaciones que se pueden alcanzar en un ejercicio de esfuerzo sin poner en riesgo la salud.

Fuente: (Alfonso, 2002)

A pesar de la representación que ofrece la **tabla 2**, el objeto de estudio del presente proyecto son los lactantes y según los

especialistas, los valores estándares que debe presentar la frecuencia en estas edades son (**tabla 3**):

Tabla 3
Frecuencia cardíaca media de lactantes en reposo

No	Edad del niño	Frecuencia cardíaca media por minutos	Dos desviaciones estándar
1	Nacimiento	140	50
2	1er mes	130	45
3	1 a 6 meses	130	45
4	6 a 12 meses	115	40

Fuente: (Alfonso, 2002)

La determinación de la frecuencia cardíaca previene riesgos. Análisis han demostrado la relación que existe entre el número de latidos y el estado de salud de las personas. También su variabilidad puede provocar enfermedades y delata cuándo se está en presencia de una patología.

Por ello, cuando en niñas y niños lactantes la frecuencia no corresponde con los valores anteriormente citados, se está en presencia de una taquicardia, que al decir de los especialistas aunque es un síntoma frecuente en pediatría, se hace necesario descubrir sus causas. “En los neonatos y lactantes la taquicardia se presenta hasta en un 50% de los casos con clínica de fallo cardíaco: taquicardia, palidez, irritabilidad y rechazo de la toma” (Mirta Araceli Martínez Toyos, 2009, pág. 6).

Cuando se afirma que la frecuencia cardíaca “es un factor de riesgo bien definido en estudios epidemiológicos, se relaciona de forma directa con episodios isquémicos, muerte súbita, mortalidad cardiovascular y mortalidad por cualquier causa” (José López-Sendón, 2007).

Conociendo estos factores de riesgos, comúnmente se toma el pulso (es la frecuencia cardíaca periférica) para determinar el número de pulsaciones de una arteria periférica por el paso de sangre bombeada por el corazón.

c. Pulso arterial

Su medición puede ocurrir al presionar cualquier arteria superficial y depende de la sangre expulsada en cada arteria, las contracciones del ventrículo izquierdo, así como de la frecuencia y ritmicidad de ocurrencia de estos procesos. Normalmente se palpa como una onda que electrónicamente tiene representación una curva semejante a la de Gauss (**figura 6**).

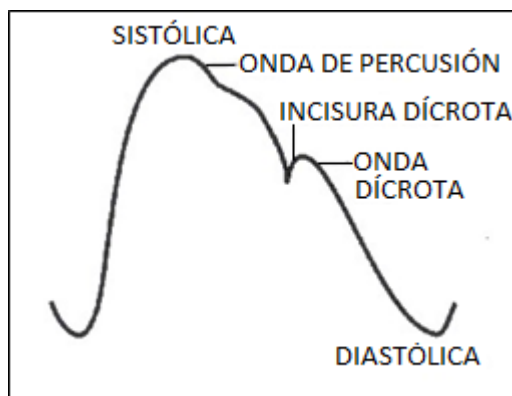


Figura 6: Onda de pulso arterial

Fuente: (Centro de Información Cardiovascular, 2000)

Al obtener la onda del pulso arterial se pueden deducir disímiles informaciones que dependen de la forma, la amplitud, la frecuencia y ritmicidad de los latidos y la velocidad de ascenso entre información que permite realizar un diagnóstico médico como se observa en la **figura 7**.

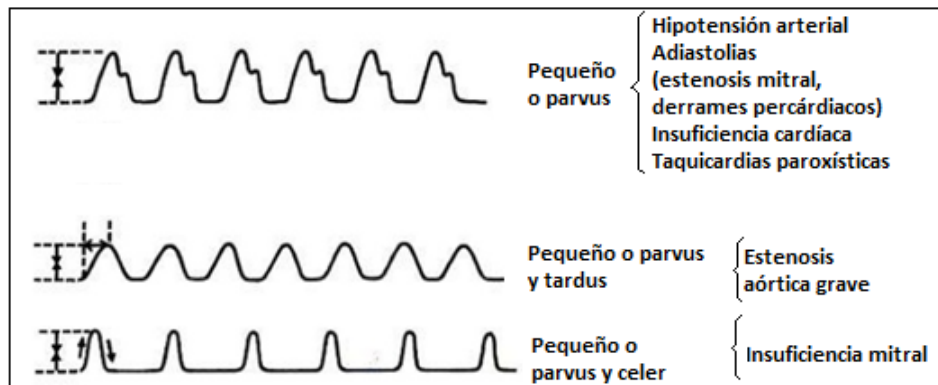


Figura 7: Velocidad de ascenso. Interpretación de la lentitud
Fuente: (Juliana Villegas González, 2012)

La interpretación de la amplitud y altura de la onda propicia el diagnóstico de estados de salud. Cada uno de los tipos de pulso representados indica la presencia de alguna anomalía que puede ser causada por una enfermedad.

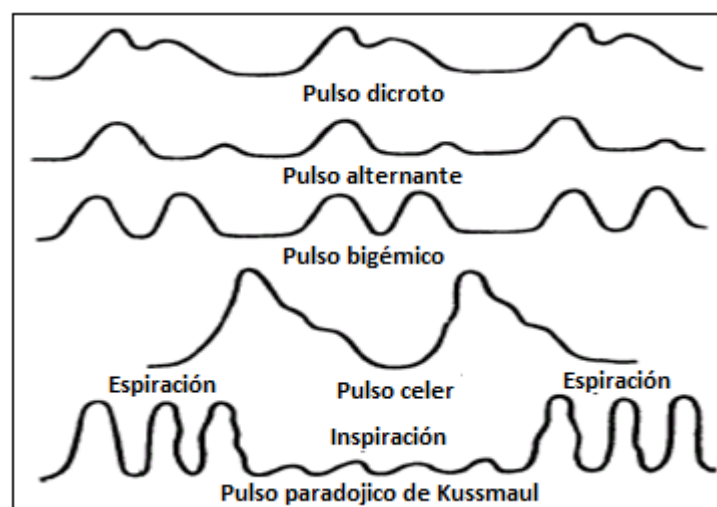


Figura 8: Onda pulsátil: igualdad y regularidad
Fuente: (Mirta Araceli Martínez Toyos, 2009)

En los lactantes el pulso oscila entre 100-150/min, cuando existe una disminución se está en presencia de la braquicardia (**figura 9.A**) y ante un aumento, ocurre taquicardia (**figura 9.B**), estos dos casos están representados a continuación.



Figura 9: Consecuencias de la variación de la frecuencia pulsátil (A: Braquicardia; B: Taquicardia)
Fuente: (Mirta Araceli Martínez Toyos, 2009)

El mundo avanza tecnológicamente y la detección o tratamiento de enfermedades requiere de informaciones más exactas sobre estos procesos. Por eso, ramas como la biomédica han desarrollado alternativas para descubrir patologías a través de señales eléctricas, poniendo a disposición del cuerpo médico equipos de representación y monitoreo cardiorrespiratorios.

2.4.2. Detección y monitoreo de patologías cardíacas

La detección, determinación y seguimiento de una enfermedad cardiovascular puede realizarse a través de varios cronogramas de diagnósticos que tiene en cuenta el historial clínico, el examen físico y los resultados de pruebas de laboratorio. En la presencia o no de una patología influyen factores genéticos e individuales que pueden reconocerse a simple vista o a través de procedimientos científicos.

Existen señales fisiológicas que confirman alarmas si de salud se trata. Esos síntomas pueden ser diferentes en cuanto a edad y sexo.

Pero, por lo general, ocasionan dolor, falta de aire, cansancio constante, mareos, desmayos y sensación de latidos presurosos. No obstante, en lactantes esos síntomas resultan difíciles de detectar, y al igual que en otros pacientes, en este grupo, se hace necesario un monitoreo constante que vaya más allá de las señales fisiológicas.

Para este tipo de seguimiento existen técnicas invasivas y no invasivas, debido al interés del proyecto se tendrán en cuenta la utilización de sensores y monitores sin lesionar los tejidos y que muestran los valores de los signos vitales del paciente y su representación mediante ondas. En el actual estudio interesa la obtención de los valores digitales de los signos cardíacos.

Por ello, al decir de (Marisol Jiménez Molina, 2014) un monitor debe cumplir los siguientes criterios óptimos: “diseño simple, diversidad de colores para representar los signos, fáciles de configurar y operar, las funciones del monitor y su operación deben ser fáciles de aprender y deben presentar alarmas operativas”.

Hasta hace unos años, en el ámbito médico la medición y determinación de los valores cardíacos se obtenían con mayor popularidad a través del electrocardiograma; hoy con el avance de las tecnologías nuevos sistemas de monitoreo son más usados y se basan por lo general en la interpretación de la onda pletismográfica.

2.4.3. Oximetría de pulso o pulsioximetría

Las mediciones en el sector de la salud se hacen cada vez más efectivas, gracias al diseño de nuevos métodos y equipos. El interés de identificar las células rojas en la sangre que impiden la entrega de oxígeno a los tejidos, hizo que Hewlett Packard diseñara un oxímetro de oído de más de cinco longitudes de ondas.

Esa propuesta inicial estimuló nuevos estudios aplicados a la salud. Con el objetivo de ser más efectivo el monitoreo no invasivo, el japonés Takuo Aoyagi inventó la oximetría de pulso, la cual muestra valores sobre la saturación de oxígeno en la sangre. Con esta propuesta, el monitoreo médico se revolucionó e influyó en las construcciones y propuestas de las grandes compañías del mundo.

No extraña entonces, que en la actualidad se utilice, debata e investigue sobre la pulsioximetría o la oximetría de pulso como procedimiento en tiempo real para obtener valores de hemoglobina oxigenada y la frecuencia del pulso.

La determinación de esos resultados es posibles gracias al principio de la Ley de Beer-Lambert, cuyo planteamiento básico “establece que la concentración de una sustancia puede determinarse por la absorción de la luz, pues la cantidad de luz absorbida es proporcional a la cantidad de la sustancia que absorbe la luz” (Universidad de Vermont, 2007, pág. sp).

Para la determinación de la saturación de hemoglobina arterial con oxígeno (SpO_2), se usa la espectrofotometría (**figura 10**) basada en que la oxihemoglobina u hemoglobina oxigenada (HbO_2) y la desoxihemoglobina o hemoglobina reducida (Hb). Estas absorben y transmiten determinadas longitudes de onda del espectro luminoso para la luz roja (640-660nm) y la luz infrarroja (910-940nm) (Héctor Mejía Salas, 2012).

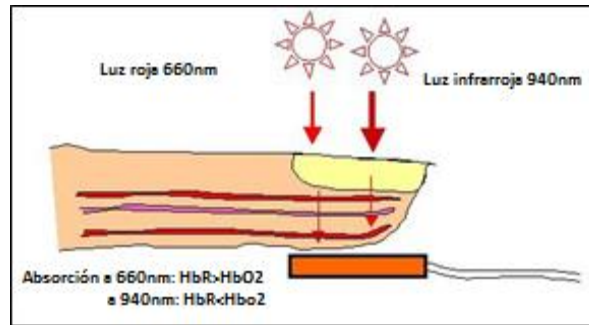


Figura 10: Representación gráfica de la espectrofotometría
Fuente: (Héctor Mejía Salas, 2012) (Mallagray, 2010)

La luz infrarroja (IR) es absorbida por la (HbO_2) y propicia la entrada de la luz roja: sin embargo, la hemoglobina reducida absorbe más este tipo de luz y facilita el movimiento de la (IR).

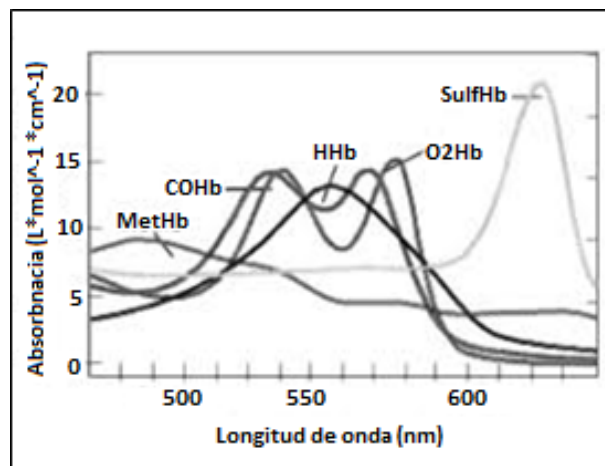


Figura 11: Absorbencia de las luces
Fuente: (Héctor Mejía Salas, 2012)

Solo a través del radio de las luces se puede medir la oxigenación de la hemoglobina. También existen componen estáticos (CE) como los huesos, los tejidos, la piel y la sangre venenosa. Para realizar ese procedimiento, los oxímetros de pulso presentan dos diodos emisores de luz y dos receptores.

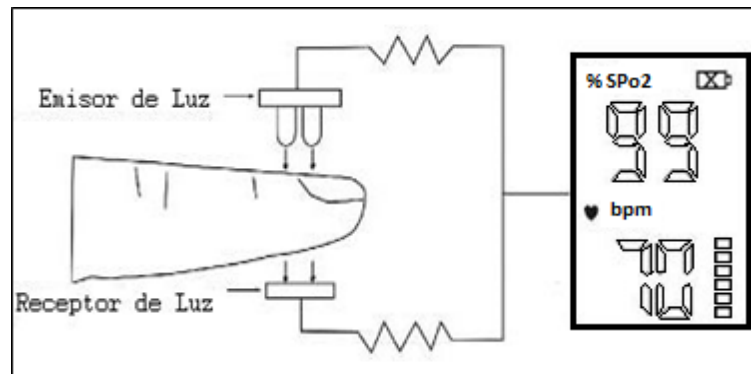


Figura 12: Representación gráfica de los diodos
Fuente: (Solaa, 2005)

Los diodos emiten en longitudes de ondas diferentes; el grado de absorción se usa para estimar la oxigenación y esa cantidad de luz absorbida depende de la concentración y la longitud de la trayectoria y de la sustancia que absorbe la luz.

Es necesario tener en cuenta lo planteado por (Solaa, 2005), estos autores alertan en su estudio que “para que la medición sea exacta, el monitor debe distinguir entre la absorción constante y los cambios pulsátiles producidos por el volumen cambiante de sangre en cada latido cardíaco” (pág. 19).

De no tenerse en cuenta en la construcción del medidor, los resultados serían falsos negativos o falsos positivos y llevarían a un erróneo monitoreo o medición de la saturación de oxígeno (**tabla 4**). De conjunto con estas orientaciones, la Organización Panamericana de Salud establece parámetros que ayudan a la interpretación de los valores obtenidos y la posterior actuación.

Tabla 4
Respuesta ante valores de saturación

No	% Saturación	Actuación
1	> 95%	No actuación inmediata
2	95-90%	Tratamiento inmediato y monitorización de la respuesta. Valorar derivación, pues los pacientes con enfermedades respiratorias crónicas toleran bien saturaciones en torno a esos valores.
3	< 80%	Valorar intubación y ventilación mecánica
4	En niños y niñas con < 92%	Remitir al hospital aunque presenten mejorías con maniobras iniciales, pues es muy incierta la respuesta al tratamiento

Fuente: (Marisol Jiménez Molina, 2014)

Tomando en cuenta lo expuesto en la tabla y partiendo de la población que es de interés para este proyecto, cuando el pulsímetro muestre algunos de los valores señalados como amenaza, debe activarse la señal de alarma, en los soportes telefónicos de las personas que son responsables de su cuidado.

Por tanto, es una valiosa técnica para monitorear a los lactantes, pero siempre es necesario tener presente el tipo de sensor que se utilice y su colocación de acuerdo a las directivas. No se debe olvidar que un exceso de movimiento del paciente, luz de ambiente, pulsación venenosa, y anemia pueden estimular valores poco exactos. Los oxímetro de pulso son confiables, siempre y cuando, se tengan en cuentas esas indicaciones, las cuales se aplican a la variedad de diseños de estos equipos que actualmente existen.

2.4.4. Tipos de pulsímetros

Diversas son las formas y modelos de estos aparatos. Comprobada su efectividad médica, muchísimos son los fabricantes que intentan

ponerle al producto un sello característico. No obstante, por lo general, un oxímetro de pulso integra los siguientes componentes (**figura 13**):

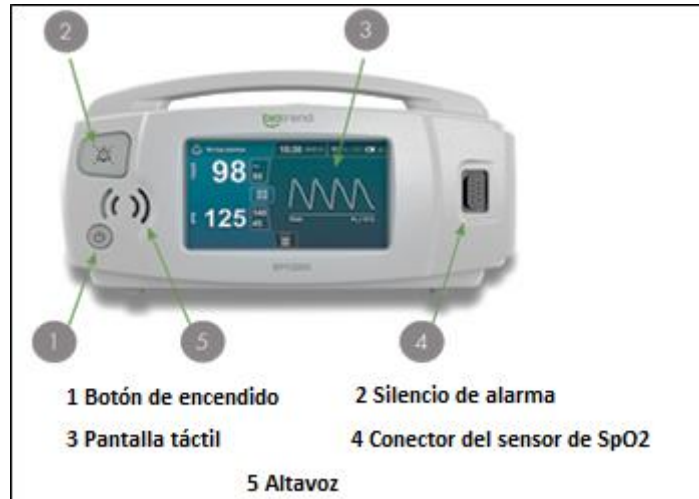


Figura 13: Componentes de un oxímetro de pulso
Fuente: (Solaa, 2005)

Cada uno de esos componentes está presente en los diferentes tipos de oxímetros de pulso que hoy existen en el mundo, entre los que se encuentran:

Oxímetros de pulso móviles: presentan menor tamaño que los estáticos, pues se producen con la intención de ser manejables para el traslado de los pacientes. Por lo general presentan diseños similares a los presentes en las siguientes imágenes (**figura 14**).



Figura 14: Pulsímetros móviles
Fuente: (Héctor Mejía Salas, 2012)

Oxímetros de la **figura 15** de pulso estático: son fijos y se ubican con mayor prioridad en sala de cuidados más especializados donde integran un sistema complejo de aparatos de monitoreo o funcionan como aparatos individuales.

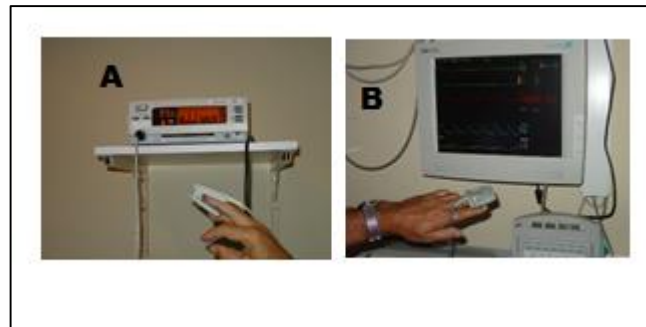


Figura 15: Oxímetros de pulso estáticos (A: aparato individual y B: integrante de un sistema complejo)
Fuente: (Héctor Mejía Salas, 2012)

Como se observa en la pantalla táctil de todos los ejemplos citados con anterioridad, aparecen una serie de datos a tener en cuenta durante el monitoreo. En el proceso, la luz absorbida por la oxihemoglobina y la desoxihemoglobina se refleja de manera diferente y esa luz es procesada por el oxímetro de pulso para calcular la saturación de oxígeno. Luego el aparato modifica las ondas de luz de los sensores y muestra una onda pletismográfica.

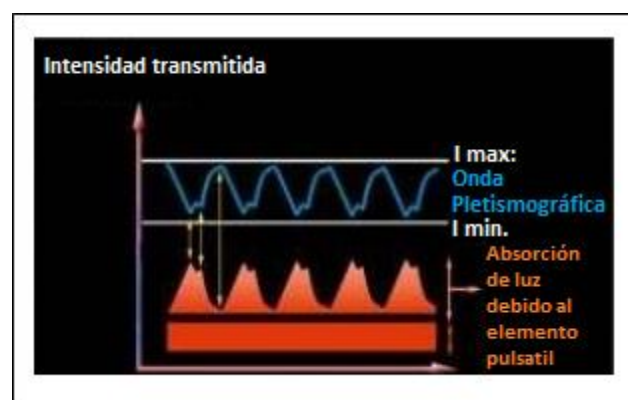


Figura 16: Onda pletismográfica
Fuente: (Mallagray, 2010)

La representación de la onda es una revolución actual, los anteriores aparatos solo ofrecían un número. “Posteriormente aportaron un nuevo elemento, que fue subestimado y hasta ignorado por años, se trata de la onda pletismográfica, una representación gráfica de la llegada de la onda del pulso al lugar exacto donde está siendo atravesada la sangre por el haz de luz” (Tomiello, 2012).

Con esta información se obtienen nuevos parámetros en el monitoreo que permiten conocer el estado de salud del paciente y que no es similar a la onda de presión arterial. Del tipo y la forma de la onda pletismográfica se interpretan cambios en el volumen local sanguíneo que es medido mediante la pletismografía fotoeléctrica, una técnica que desde hace varios siglos se aplica en el ámbito de la medicina. No obstante, su unión con los oxímetros de pulso es una propuesta reciente.

2.4.5. Pletismografía

Al igual que la técnica anterior, esta es de vital importancia para el monitoreo de signos vitales, solo que presenta la particularidad de medir cambios de volumen en diferentes partes del cuerpo y la cantidad de aire vigente en los pulmones. Por lo general, se utiliza para detectar coágulos sanguíneos.

Con su aplicación se descubren de forma no invasiva enfermedades cardiovasculares y pulmonares. Su principio fundamental responde a la Ley de Boyle que establece que el producto de presión por volumen de un gas es constante en condiciones isotérmicas (**figura 17**). Aunque la medición de volúmenes pulmonares estáticas generó interés desde el siglo XIX, no fue hasta el pasado siglo que se introdujo el aparato pletismográfico, los cuales

ofrecen una serie de información de importancia para el seguimiento de los pacientes.

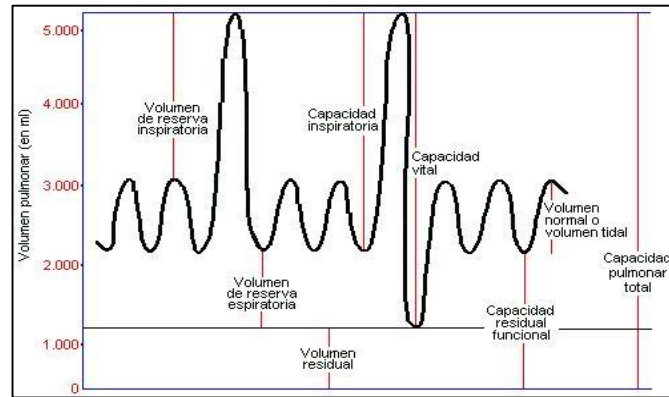


Figura 17: Datos que brinda la onda pletismográfica
Fuente: (Universidad de Vermont, 2007)

Hasta hace unos años esta onda solo era obtenida a través de un equipo que no es más que una cabina hermética. Se obtenía a través de “medidas a volumen constantes, prevista de transductores de presión en boca (P_b) y cabina (P_c), así como de un neumotacógrafo, que cumple las mismas características estándar de cualquier espirómetro” (José Luis López, 2010, pág. 89).

La tecnología aplicada a la salud avanza y existen varias técnicas pletismográficas, sin embargo teniendo en cuenta el interés del presente proyecto, solo se mostrará la onda pletismográfica que se obtiene con un equipo de oxímetro de pulso.

2.4.6. Onda pletismográfica

La señal se obtiene a través un opto-acoplador que a través de la iluminación de la piel registra los valores de variables de la absorción de la luz que ocurren al circular la sangre en las arterias interiores. La luz infrarroja detecta los cambios y un fototransistor mide la cantidad de luz reflejada o transmitida.

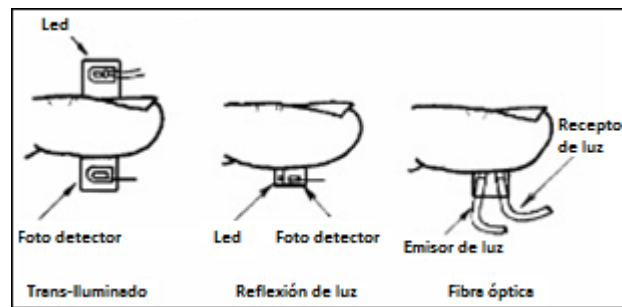


Figura 18: Técnicas de la fotopletismografía
Fuente: (Universidad de Vermont, 2007)

Para calcular el valor de los cambios o absorción de la luz, que se representan a través de alteraciones hacia arriba y hacia abajo, se puede determinar el porcentaje del valor del factor de amplitud de esas desviaciones a través de la siguiente fórmula donde (I) representa la intensidad de la luz:

$$Factor\ amplitud = \frac{I_{m\acute{a}x} - I_{m\acute{i}n}}{I_{m\acute{a}x}} \times 100$$

El valor del resultado permitirá conocer la absorción en el lugar donde se realice el monitoreo no invasivo y su medición es directamente proporcional al volumen sanguíneo.

“Como la sangre total es más obscura que el color rojo, y cercana a la luz infrarroja que rodea los tejidos, el grado en el cual el haz de luz se aminora, es proporcional a la cantidad de sangre presente” (Juliet, 2007, pág. sp). Por eso, el ciclo cardíaco es representado a través de picos en forma de onda (**figura 19**), la cual depende de la posición del opto-acoplador, la presión arterial y la temperatura periférica.

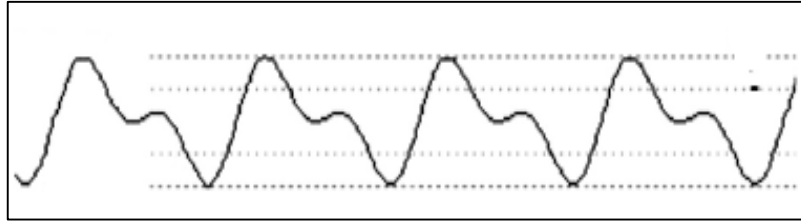


Figura 19: Forma de onda
Fuente: (Mallagray, 2010)

Según (Mallagray, 2010) la forma de la onda indica el estado de salud del paciente. Para justificar esa afirmación explica una onda normal presenta una curva de ascenso sistólico rápido con curva de descenso más lenta y presencia de pulsación doble en cada latido (dicrotismo).

“Una onda anormal presentará un ascenso lento, un pico de onda redondeado. Los valores de presión normal para los dedos de las extremidades superiores oscilan de 0,8-0,9. Aproximadamente de 90% de los valores normales sobrepasan el índice 0,79” (Mallagray, 2010, pág. 45).

Cuando ocurra una disminución de la amplitud de la onda se estará en presencia de una vasoconstricción y la circulación de la sangre se torna lenta. Al aumentar la amplitud de onda indicará vasodilatación, lo cual facilitará el flujo sanguíneo y por lo general ocasionará algunos síntomas como dolor de cabeza.

A través de la señal se puede detectar la eficiencia circulatoria y de las contracciones cardíacas, la hemoglobina oxigenada y cuándo se está en presencia de mediciones inexactas. Teniendo en cuenta esas aplicaciones, se hace necesario el diseño de nuevos sistemas que garanticen un eficiente monitoreo cardíaco para lactantes.

2.4.7. Arquitectura de la aplicación

En los últimos 20 años, son varios los fabricantes de equipos de oximetrías, que a su vez ofrecen la visualización de la onda pletismográfica (mencionados en el epígrafe anterior).

El presente proyecto de titulación, propone la arquitectura y desarrollo de un medidor de señales pletismográficas, La unidad hardware se diseñó y se implementó sobre una Tarjeta de circuito impreso (PCB: Printed Circuit Board) de doble cara, donde el elemento central de procesamiento es el circuito programable de señal mixta PSoC 5LP de Cypress, la plataforma Android para dispositivos móviles y la ayuda del software Android Studio.

2.4.8. Sensores

La pletismografía permitirá el estudio de enfermedades cardiovasculares a través de los cambios de volumen de las arterias en nuestras extremidades. Esa variabilidad puede medirse mediante algunos métodos y en diferentes zonas del cuerpo, oídos, nariz y, más comúnmente, los dedos de las manos (**figura 20**).

Entre los métodos de monitoreo que alcanza popularidad en la actualidad se encuentran los oxímetros de pulso, a través de los cuales se puede obtener la onda pletismográfica.



Figura 20: Tipos de sensores
Fuente: (Universidad de Vermont, 2007)

Dentro de la gama de diseños y propuestas, los sensores diseñados para los dedos de las manos, ya sea desechables o reutilizables, han logrado resultados más satisfactorios en cuanto a exactitud. Por eso, en el presente proyecto se desarrollará un sistema para esta parte del cuerpo en lactantes, los cuales están basados fundamentalmente en la emisión y recepción de luces de diferente longitud de onda a través de diodos emisores de luz y diodos receptores que gracias a una revolución tecnológica son económicos, muy eficientes y no requieren de un filtro para su emisión.

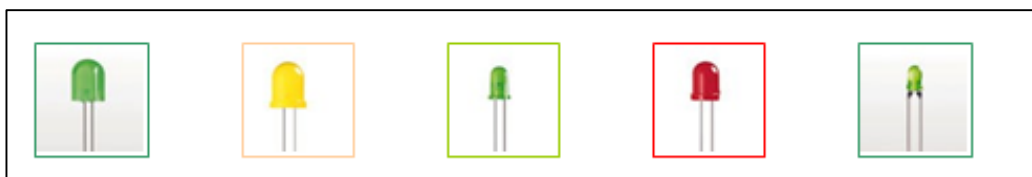


Figura 21: Tipos de diodos
Fuente: (Universidad de Vermont, 2007)

El grado de absorción de cada haz de luz está relacionado con el ensanchamiento y estrechamiento de las arterias en la zona periférica a la medición. Usando estos índices de absorción, un procesamiento

de las señales y otras correcciones, se obtiene la onda pletismográfica. Por lo general, los oxímetros de pulso que se comercializan, poseen una gama de diferentes sensores.

Dentro de esas propuestas existen los sensores desechables y los reutilizables:

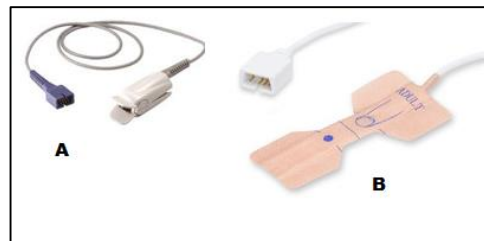


Figura 22: Tipos de sensores según uso (A: Reutilizables y B: Desechables)
Fuente: (Solaa, 2005)

Una serie de opciones existen en el mundo, pero tras el interés de buscar rentabilidad económica y obtener la representación únicamente de la onda pletismográfica, el presente proyecto desarrollará y utilizará un sensor NELLCOR SPO2, que permita la obtención de la onda a través de la fotopletismografía.

En la determinación del sensor a utilizar se debe tener en cuenta el tamaño del paciente y que el sensor debe estar cubierto por el dedo, además es muy importante su nivel de sensibilidad (Héctor Mejía Salas, 2012).

Tomando en cuenta lo anterior, se explica que además de la luz roja e infrarroja, puede interferir en la medición una luz de ambiente (lámparas, otros dispositivos) que el sensor también captará. Por tanto, en su diseño se debe tener presente su capacidad de hacer tres mediciones de la intensidad de la luz, para luego restar la luz del ambiente a las lecturas anteriores.

Cada uno de estos elementos se tiene en cuenta a la hora de adquirir la señal del sensor propio del proyecto, cuya señal será procesada en la tarjeta PSoC 5LP.

2.4.9. Tarjeta PSoC 5LP

El Kit de Prototipos CY8CKIT-059 PSoC 5LP está diseñado para ser utilizado como plataforma de Hardware o software en un entorno de laboratorio. El tablero es un diseño de sistema abierto. El Kit de Prototipos PSoC 5LP, tal como se envía desde la fábrica, ha sido verificado para cumplir con requisitos de CE como un producto de Clase A.

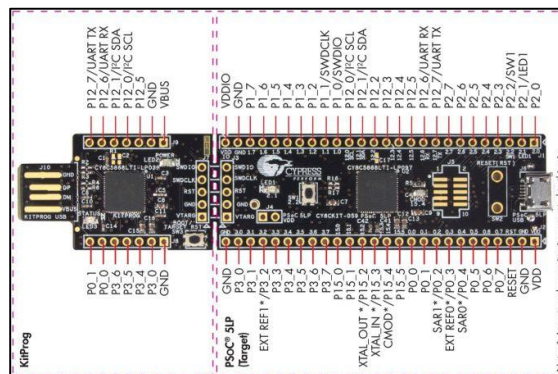


Figura 23 Placa PSoC 5LP
Fuente: (cypress, 2010)

PSoC® 5LP es un verdadero sistema incrustado programable en el chip, que integra periféricos analógicos y digitales configurables, memoria y un microcontrolador en un solo chip. La arquitectura PSoC 5LP aumenta el rendimiento a través de Núcleo ARM Cortex-M3 de 32 bits más controlador DMA y procesador de filtro digital, hasta 80 MHz. Ultra baja potencia con el rango de voltaje más amplio de la industria. Los periféricos digitales y analógicos programables permiten funciones

personalizadas. Ruteo flexible de cualquier función periférica analógica o digital a cualquier pin (cypress, 2010).

Los dispositivos PSoC emplean una arquitectura de sistema en chip altamente configurable para el diseño de control integrado. Integran circuitos analógicos y digitales configurables, controlados por un microcontrolador integrado. Un único dispositivo PSoC puede integrar hasta 100 funciones periféricas digitales y analógicas, lo que reduce el tiempo de diseño, el espacio de la placa, el consumo de energía y el coste del sistema, al tiempo que mejora la calidad del sistema.

Características de funcionamiento

- Rango de tensión: 1.71 a 5.5 V, hasta 6 dominios de poder
- Rango de temperatura (ambiente) -40 a 85 ° C
- partes de temperatura extendido: -40 a 105 ° C
- DC a 80 MHz operación
- modos de potencia
- El modo activo 3,1 mA a 6 MHz y 15,4 mA a 48 MHz
- el modo de suspensión 2- μ
- 300-NA modo de hibernación con la retención de la memoria RAM
- Impulsar el regulador de entrada de 0,5 V hasta salida de 5V

El kit de prototipos PSoC 5LP está diseñado como una plataforma de fácil de usar y de bajo costo. El PSoC 5LP soporta la familia de dispositivos PSoC 5LP, ofreciendo una solución completa de amplia gama de aplicaciones embebidas a un costo muy bajo. El PSoC 5LP es el producto más integrado con una CPU ARM® Cortex. Combina funciones programables y reconfigurables de bloques analógicos y digitales de alta precisión con encaminamiento automático flexible: (cypress, 2010).

2.4.10. Software PSoC Creator 2.0

PSoC Creator es un ambiente integrado de diseño (IDE) que permite al hardware concurrente y edición de firmware, compilación y depuración de las variaciones de versión del software por lo que elimina sus limitaciones de tamaño de código. Sus periféricos y PSoC son diseñados utilizando la captura esquemática y sencilla de interfaz gráfica de usuario (GUI) o interfaz de usuario con más de 120 funciones verificadas, PSoC se encuentra listo para la producción y para utilizar sus componentes.

PSoC es una familia de dispositivos programables, donde cada dispositivo contiene un procesador, algunas partes digitales configurables y algunas partes analógicas configurables. Todos estos están unidas entre sí mediante interconexión programable. El objetivo de su herramienta de creación es ocultar todos los detalles de la implementación por parte del usuario.

Los componentes son analógicas y digitales o también llamadas fichas virtuales, representadas por un icono que los usuarios pueden arrastrar y soltar en un diseño y la configuración puede adaptarse a una amplia variedad de requisitos de aplicación realizada o desarrollada. Cada componente de Cypress se puede configurar y personalizar e incluye un conjunto completo de librerías API generadas dinámicamente por la plataforma. Una vez que el sistema de PSoC se ha configurado, el firmware es posible escribir, compilar, depurar y dentro de PSoC Creator se puede exportar a los mejores entornos de desarrollo de parte de IAR, Keil, y Eclipse, además PSoC Creator es un IDE basado en Windows que se compone de:

- Diseño de hardware con la captura esquemática completa.

- Biblioteca completa de comunicaciones incluyendo I2C, USB, UART, SPI, y Bluetooth.
- Herramientas para desarrollar componentes personalizados en Verilog o por medio de diagrama de máquina de estados.
- Compatibilidad con la biblioteca de controladores de periféricos.
- Dinámicamente generada librerías API.
- Integrado C compilador de código fuente y editor.
- Depurador integrado.

PSoC Creator es un IDE de desarrollo de software del estado de la técnica, se combina con un editor de diseño gráfico que revolucionaria para formar un único y poderoso entorno de diseño de hardware y software al mismo tiempo o en tiempo real. PSoC Creator ofrece una combinación única de configuración de hardware y desarrollo de software en una sola herramienta unificada es decir se tiene una tarjeta y software para programarla (cypress, 2010).

2.4.11. Módulo Wifly RN-XV

El módulo RN-XV (**figura 24**) se basa en robusto módulo RN-171 Wi-Fi Roving Networks e incorpora el protocolo de comunicación 802.11 b/g radio, cuenta con procesador de 32 bits, tiene la opción TCP/IP, su unidad de administración de energía y sensores analógicos interface. El módulo está precargado con Roving firmware para simplificar la integración y reducir al mínimo el tiempo de desarrollo de la aplicación. En la configuración más simple, el hardware sólo requiere cuatro conexiones (PWR, TX, RX y GND) para crear una conexión de datos inalámbrica (inteligenciaartificialyrobotica, 2016).



Figura 24: módulo RN-XV

Fuente: (inteligenciaartificialyrobotica, 2016)

Características de Módulo Wifly RN-XV

- Basado en XBee 802.15.4
- Ultra bajo consumo ya que cuenta con el modo de suspensión 4uA, 38mA activo
- TCP / IP incluye DHCP, UDP, DNS, ARP, ICMP, cliente HTTP, cliente FTP y TCP
- Firmware potencia de transmisión configurable: 0 dBm a 12 dBm
- Interfaces de hardware: TTL UART
- Velocidad de datos de hasta 464Kbps sobre UART
- Soporta Adhoc y la creación de redes de infraestructura
- Cuenta con E/S digital
- Entradas de sensor 3 analógicas
- Reloj en tiempo real para time-stamping, auto-sleep, y los modos de auto-wakeup
- Acepta fuente de alimentación regulada 3.3VDC
- Antena de alambre

2.4.12. Android Developer Tools

Android Developer Tools es un entorno de desarrollo integrado (IDE) y se encuentra basado en IntelliJ IDEA de la compañía JetBrains, la cual proporciona varias mejoras con respecto al plugin a otras versiones anteriores de android para Eclipse. Android utiliza una licencia de software libre Apache 2.0, está programado en Java y es multiplataforma accesible al usuario. (academiaandroid, 2015).

Fue presentado el 16 de mayo del 2013 en el congreso de desarrolladores Google I/O, con el objetivo de crear un entorno dedicado en exclusiva a la programación de aplicaciones para dispositivos móviles que cuente con el sistema Android, proporcionando a Google un mayor control sobre el proceso de producción. Se trata pues de una alternativa real a Eclipse, el IDE recomendado y desarrollada por Google hasta la fecha (es indispensable recordar que Eclipse es una plataforma de desarrollo, diseñada para ser extendida a través de plugins).

Android se ha mantenido durante todo este tiempo en versión beta, pero desde el 8 de diciembre de 2014, en que se liberó la versión estable de Developer Tools y Android ADK, Google ha pasado a recomendarlo como el IDE para desarrollar aplicaciones para su sistema operativo, dejando las otras versiones de Eclipse de estar en desarrollo activo.

Características que incluye Android Studio:

- Soporte para programar aplicaciones para Android Wear (sistema operativo para dispositivos corporales como por ejemplo un reloj).
- Herramientas Lint (detecta código no compatible entre arquitecturas diferentes o código confuso que no es capaz de controlar el compilador) para detectar problemas de rendimiento, usabilidad y compatibilidad de versiones.
- Utiliza ProGuard para optimizar y reducir el código del proyecto al exportar a APK (muy útil para dispositivos de gama baja con limitaciones de memoria interna).
- Integración de la herramienta Gradle encargada de gestionar y automatizar la construcción de proyectos, como pueden ser las tareas de testing, compilación o empaquetado.
- Nuevo diseño del editor con soporte para la edición de temas.
- Nueva interfaz específica para el desarrollo en Android.
- Permite la importación de proyectos realizados en el entorno Eclipse, que a diferencia de Android Studio (Gradle) utiliza ANT.
- Posibilita el control de versiones accediendo a un repositorio desde el que poder descargar Mercurial, Git, Github o Subversion.
- Alertas en tiempo real de errores sintácticos, compatibilidad o rendimiento antes de compilar la aplicación.
- Vista previa en diferentes dispositivos y resoluciones.
- Integración con Google Cloud Platform, para el acceso a los diferentes servicios que proporciona Google en la nube.
- Editor de diseño que muestra una vista previa de los cambios realizados directamente en el archivo xml.

Tabla 5
Requerimientos del sistema

Windows	Mac OS	Linux
Microsoft Windows 8/7/Vista/2003 (32 o 64 bit)	Mac OS X 10.8.5 o superior, hasta la 10.9 (Mavericks)	GNOME o entorno de escritorio KDE
Mínimo de 2 GB de RAM, recomendado 4 GB de RAM		
400 MB de espacio en disco		
Necesita de al menos 1 GB para Android SDK, emulador de imágenes del sistema, y cachés		
Resolución mínima de pantalla de 1280 x 800		
Java Development Kit (JDK) 7 o superior		

Fuente: (academiaandroid, 2015).

2.4.13. Dispositivos móviles y comunicación

El auge de los dispositivos móviles, principalmente los teléfonos inteligentes (Smartphone), hace que por sus prestaciones se vean muy involucrados en aplicaciones de ingeniería. La incorporación de varios sensores, la instalación de aplicaciones de terceros, y sus capacidades de cómputo similares a minicomputadoras, los hacen muy atractivos en soluciones donde no resulta viable el empleo de una computadora.

Cada vez más se encuentran como un elemento dentro de un lazo de control, ya sea para mostrar información o formar parte activa del propio lazo, con la ventaja de la conexión a Internet a través de Wi-Fi o 4G, permitiendo el monitoreo de sistemas, prácticamente, desde cualquier parte del mundo donde exista cobertura de telefonía móvil.

En el presente proyecto se utilizan las capacidades de un teléfono móvil inteligente para la lectura de la onda pletismográfica, la

detección temprana de cualquier cambio del estado de salud de los lactantes a través de una conexión Wifi, la cual se toma por sus ventajas respecto a otros tipos de comunicación inalámbrica como es Bluetooth.

2.5. Variables de investigación

Variable independiente: Construcción de un medidor cardiorrespiratorio.

Variable dependiente: Adquisición de la señal pletismográfica.

2.6. Hipótesis

La implementación de un sistema tecnológico de monitoreo de señales cardiorrespiratorias para el análisis de señales pletismográficas en los lactantes mediante dispositivos móviles, reducirá el riesgo del síndrome de muerte súbita en los hogares.

2.7. Operacionalización de las variables

Tabla 6
Operacionalización de la variable independiente

VARIABLE INDEPENDIENTE	CONCEPTO	CATEGORÍAS	INDICADORES	ÍTEMS	TÉCNICAS E INSTRUMENTOS
Construcción de un medidor cardiorrespiratorio.	Medidor: Sirve para medir una magnitud física impulso o señal eléctrica.	Sistema tecnológico.	Usos de tecnología costo beneficio	\$	Uso de dispositivos móviles con tecnología Android.
	Cardiorrespiratorio : Es la detención de la respiración y del latido cardíaco en un individuo.	Dispositivos de medida cardiorrespiratoria Interpretación médica	Coste de usar sistemas tecnológicos Diagnóstico	\$ Tiempo	Tarjeta de adquisición de señales cardiorrespiratorias de recién nacidos. Tiempo de respuesta para alertas de anomalías presentadas.

Tabla 7
Operacionalización de la variable dependiente

VARIABLE DEPENDIENTE	CONCEPTO	CATEGORÍAS	INDICADORES	ÍTEMS	TÉCNICAS E INSTRUMENTOS
Adquisición de la señal pletismográfica	<p>Adquisición: Es el tratamiento de señales para una interpretación.</p> <p>Señal pletismográfica indica la "presencia" de onda de pulso, pero su correlación clínica no es exacta ya que se modifica fácilmente.</p>	<p>Señal pletismográfica</p> <p>Diagnóstico</p> <p>Fiabilidad</p>	<p>Tipo de emergencia</p> <p>Rehabilitación</p> <p>Adquisición y monitoreo</p>	<p>Tiempo</p> <p>\$</p> <p>%</p>	<p>Valores de la señal para tener un diagnóstico y despreciar falsos.</p> <p>Atendida por un especialista (medico de turno).</p> <p>Porcentaje de falsas emergencias por el prototipo.</p>

CAPÍTULO III

3. METODOLOGÍA

3.1. Modalidad de la investigación

El proyecto de investigación desarrollado en la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE-L, permite sensor las señales cardiorrespiratorias y mostrarlas en el teléfono móvil, el equipo que hace esto posible consta de una de una tarjeta PSoC 5LP la cual realiza la adquisición de señales eléctricas (señal analógica) con el sensor de SpO2 luego de tomar la medida se efectúa el tratamiento de la señal mediante amplificadores, esto con el fin de eliminar ruido u otros factores que pueden dar una medida errónea.

El prototipo implementado (**figura 25**) tiene el beneficio de que las medidas pueden ser visualizadas en un teléfono móvil mediante una aplicación realizada en el software Android Studio y así registrarlas para cada paciente que utilice el equipo.

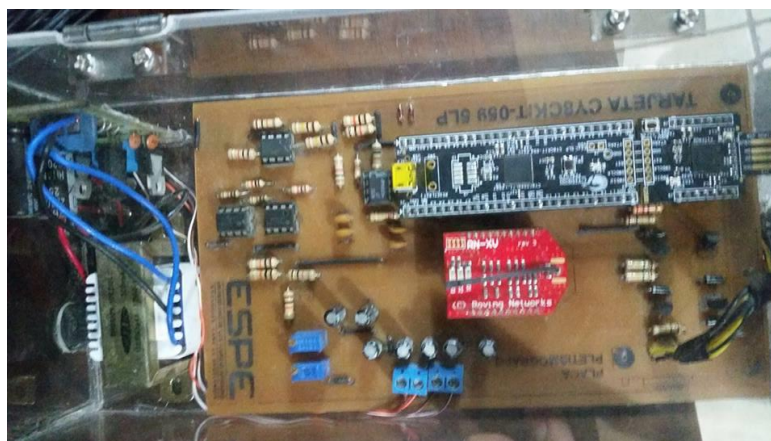


Figura 25: Prototipo implementado para mediciones cardiorrespiratorias

La investigación para la ejecución de este proyecto fue realizada en conjunto con un médico para asegurar que los valores obtenidos sean los correctos, para eso se tomó como referencia un equipo patrón oxímetro

de pulso mostrado en la **figura 26**, es un equipo de uso pediátrico y adulto con el cual se realiza las comparaciones de medidas del pulso de esta manera se verifica que se está realizando un proyecto de investigación que cumpla con los requisitos para ser utilizado asegurando su confiabilidad.



Figura 26: Equipo patrón oxímetro de pulso pediátrico

El proyecto busca utilizar tecnología accesible para poder tener información al alcance de los padres, pacientes, médicos mediante el uso de un teléfono móvil con sistema Android.

Para cada medida registrada con el prototipo se tomó como referencia el equipo patrón, se toma como ejemplo un paciente de 7 años (**figura 28**) para cual las medidas tomadas se muestran en la **tabla 8** con los siguientes datos se procede a realizar el análisis estadístico el cual determina que el prototipo tiene una fiabilidad para ser utilizada para dar un diagnóstico oportuno de acuerdo al criterio profesional médico.

Tabla 8
Datos medidos con equipo patrón y prototipo

N°	PROTOTIPO		EQUIPO PATRÓN	
	Pulso	SPO2	SPO2	Pulso
1	60	90	89	66
2	62	90	90	64
3	61	91	89	64
4	60	89	89	62
5	62	90	89	64



Figura 27: Toma de datos

Las mediciones se realizan con el mismo individuo repetitivamente para garantizar la validez de los datos, mediante procedimientos estadísticos como la prueba t-student se busca corroborar sí el número de mediciones del mismo experimento es el adecuado o cuantas mediciones se deben realizar para validar los datos, por esta razón se aplica la prueba t con su fórmula:

$$t = \frac{|\bar{x} - x_i|}{\frac{\sigma}{\sqrt{n}}}$$

Dónde:

$t =$ Es el valor de t-student

$n =$ Número de repetición de la prueba

$\bar{x} - x_i =$ El error permisible en la medición

$\bar{x} =$ Valor medio

$x_i =$ Valor cualquiera correspondiente

$\sigma =$ La desviación estándar

Se considera 5 mediciones en el mismo individuo se tienen los datos en la **tabla 8** se determina la eficiencia y los parámetros necesarios para aplicar la prueba t-student.

Prototipo

$$\sigma = 1,006$$

$$\bar{x} = 61$$

Equipo patrón

$$\sigma = 1,006$$

$$\bar{x} = 61$$

Un valor aceptable para validar los datos de un proyecto de investigación es de 95% con un coeficiente alfa de $\alpha = 0.025$, el número de pruebas que se considera es $n = 5$, se obtiene una t-student calculada de $t = 3.06$, y de acuerdo con la tabla T el grado de libertad es $gl = 4$ se obtiene el valor t-student de $t = 2.77$.

Se observa que el valor $t_{cal} > t_{crit}$ es mayor, entonces se verifica que existe una diferencia significativa que supera al T-crítico, y según los grados de libertad se dice que es suficiente con tres o cuatro mediciones por cada prueba, por esta razón es suficiente para asegurar un 98% de nivel confianza de la medida realizada con el prototipo.

3.2. Diseño e implementación del proyecto de investigación

En el presente capítulo se describe la implementación del sistema pletismográfico en hardware y software, compuestos por cuatro bloques funcionales (sensado, procesamiento, comunicación y visualización) los cuales permitirán medir la concentración de oxígeno en la sangre y frecuencia cardiaca de una persona, mostrando los resultados de la medición en un dispositivo móvil con sistema operativo Android.

3.2.1. Implementación en Hardware

La implementación del hardware se encuentra conformado por varios componentes electrónicos, divididos en varias etapas en función de las tareas que se realicen en cada una, a continuación el sistema es descrito por el diagrama de bloques (ver **Figura 28**).

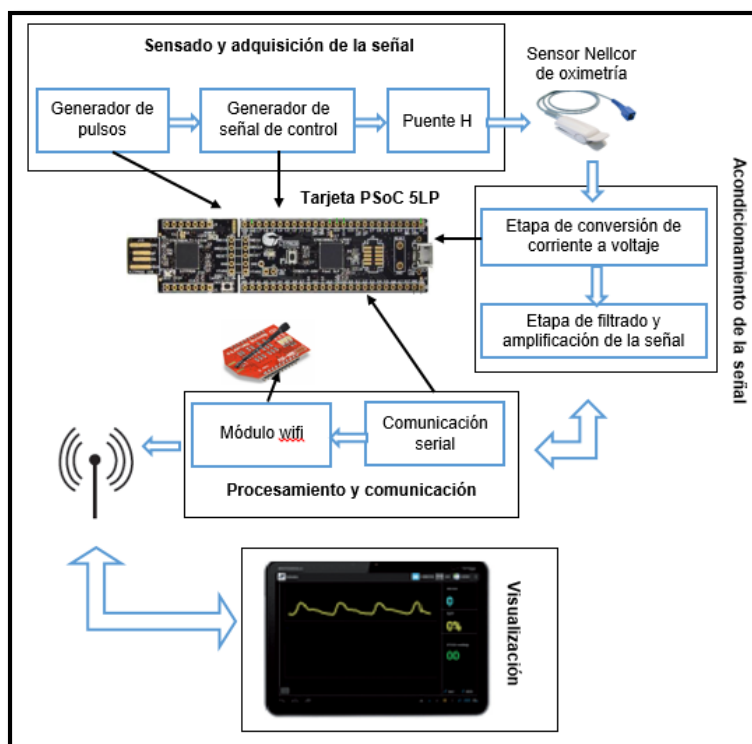


Figura 28: Implementación general del sistema de oximetría por Hardware.

3.2.2. Sensado y adquisición de la señal

Para el diseño del proyecto se optó por un sensor DS-100A de la compañía NELLCOR-COVIDIEN (**Figura 28**). Este sensor cuenta con un conector DB9 que facilita el procesamiento de datos, además de ser el más conocido actualmente en el medio de la biomedicina. Por esta razón es recomendado para este tipo de proyectos debido a que permite medir la saturación de oxígeno (SpO₂) y el pulso cardíaco (Bpm) al mismo tiempo.

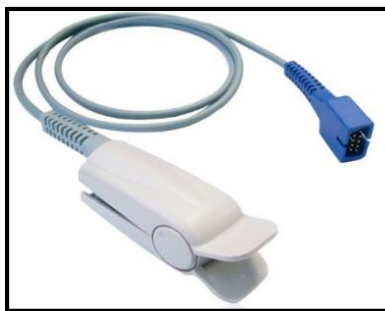


Figura 29: Sensor Nellcor de oximetría.

El sensor está compuesto por dos leds (luz roja e infrarroja), de longitudes de ondas diferentes y un fotodiodo el cual genera corriente dependiendo de la cantidad de longitud de onda que llegue hacer absorbida por el fotodiodo.

En la **figura 30** se observa la conexión interna de los dos leds, donde el led rojo está colocado inversamente con respecto al led infrarrojo para que al conmutar la polarización se encienda uno u otro, por lo que se requiere una etapa que controle el encendido y apagado de los leds de forma alterna, esta etapa consta de un generador pulsos, un generador de señales de control, y un circuito puente H.

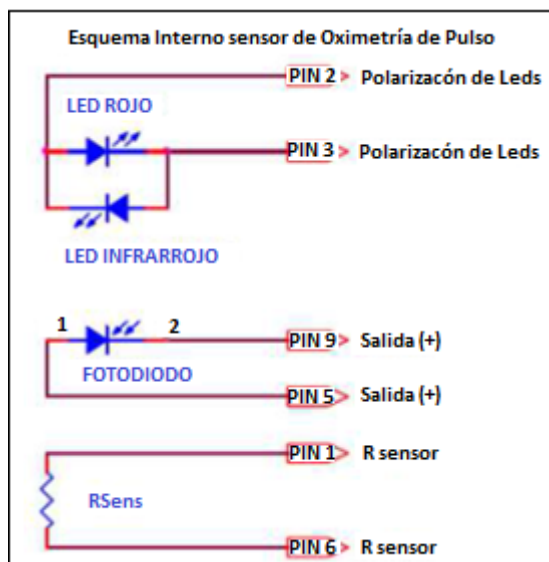


Figura 30: Conexión interna de leds del sensor Nellcor.
Fuente:

3.2.3. Generador de pulsos, control y puente H

a. Generador de pulso y generador de señal de control

Para generar la señal de pulso y señal de control se utilizó el módulo PWM y el Sample&Hold que posee la tarjeta de circuito impreso (PCB: Printed Circuit Board) de doble cara, donde el elemento central de procesamiento es el circuito programable de señal mixta PSoC 5LP de Cypress semiconductor mencionado en el capítulo 2.

En la figura 31 se indica el módulo y la tarjeta PSoC 5LP donde la señal de salida se asignara a un pin de la tarjeta, esta configuración es realizada mediante software, al finalizar se obtendrá el pulso de control PWM. La señal generada de pulso PWM a través de la tarjeta PSoC 5LP es ingresada al control del puente H.

Cabe mencionar que se debe utilizar dos módulos PWM para el control independiente del encendido y apagado de la luz roja e infrarroja simultáneamente.

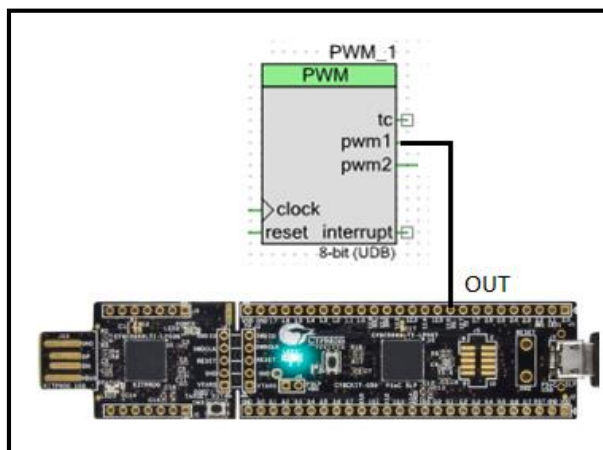


Figura 31: Conexión interna de la tarjeta PsoC.

El periodo de trabajo total es de 8ms, es decir: $T = T_{on} + T_{off}$. Ver **figura 32**.

Mediante las pruebas realizadas el tiempo seleccionado fue el adecuado debido a que presento una estabilidad en la señal adquirida evitando así la recolección de datos basura o ruido en un mayor porcentaje.

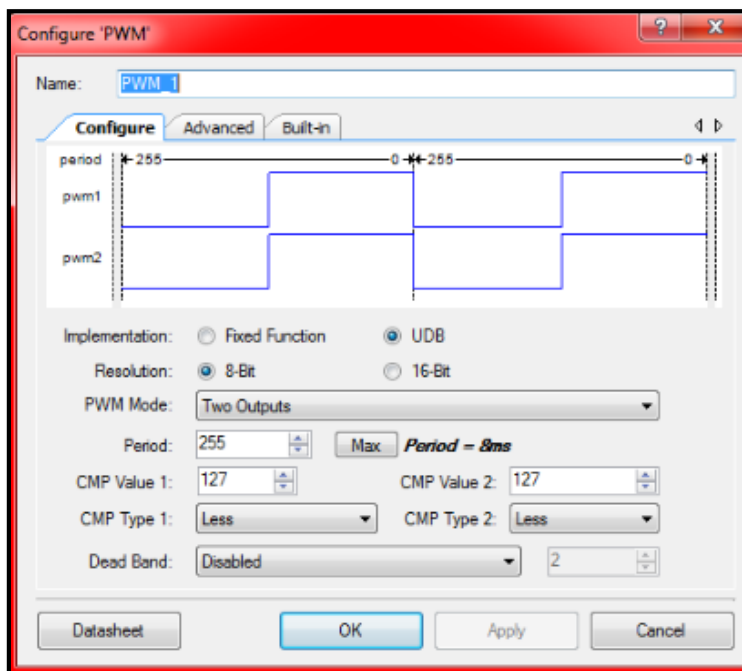


Figura 32: Pulso generado de PWM.

En la **figura 34** se observa el módulo que genera la señal de control en función del pulso de PWM, el cual permite obtener las señales producidas por el fotodiodo cuando este es incidido por los leds de luz roja e infrarroja individualmente. Es decir la señal de excitación de los Leds son pulsos generados por dos bloques PWM del PSoC, los cuales son programados para tener una señal PWM con periodo $t_m = 8\text{ms}$ y un ciclo de trabajo del 25%. Una señal PWM se desfasa en " $t+t_1$ " con respecto a la otra para permitir el encendido de un LED a la vez, y así obtener muestras de ambos Leds por separado (Ver **figura 33**)

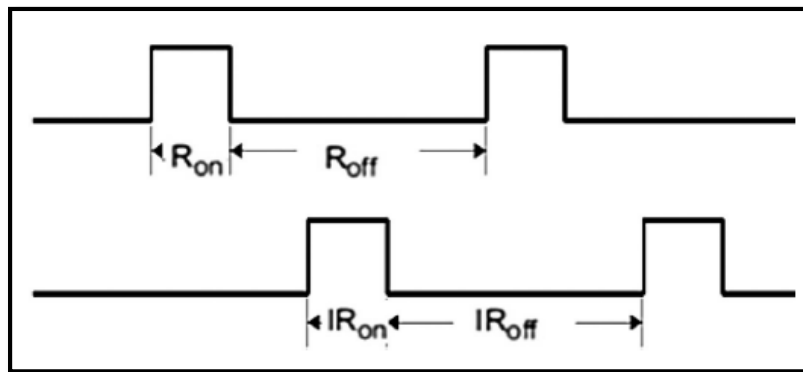


Figura 33: Señal de control.

Obtener la señal de salida individual facilita el cálculo de la concentración de oxígeno en la sangre y frecuencia cardiaca, debido a que se debe realizar un cálculo aritmético entre las dos señales para obtener el verdadero valor y la correcta forma de onda de la señal.

Cabe mencionar que este procedimiento es realizado en software, antes de obtener las señales producidas por el cuerpo humano debe haber sido filtrada y amplificada respectivamente.

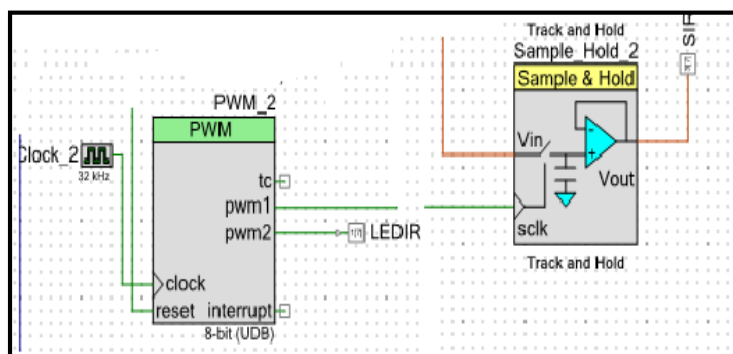


Figura 34: Modulo internos para generación del pulso de control.

b. Puente H

El puente H es un circuito electrónico para el control del sentido de giro en motores de corriente continua, para ello es necesario dos señales de control las cuales al activarse cambian la polaridad con la que se alimenta al motor y por tanto indican el avance o retroceso del mismo,

dichas señales de control son proporcionada por la tarjeta PsoC 5LP la cual genera el pulso PWM.

Para el presente proyecto el circuito no es utilizado para controlar el giro del motor, la función que tiene es indicar el encendido del led rojo y el led infrarrojo colocado inversamente para ello es necesario tener en cuenta las siguientes condiciones principales:

- 1 led que emite en el rango rojo a 662nm
- 1 led que emite en el rango infrarrojo a 905nm
- Los 2 leds están colocados opuestamente uno del otro
- Rango de corriente de alimentación para los leds es de 0-50mA
- 1 fotodiodo cuyo rango de producción de corriente es de 0-800uA

De acuerdo a las condiciones, el rango de corriente de alimentación máxima, para los leds es de 50mA y la mínima intensidad de corriente que necesita un diodo led para que emita luz es de 4mA, por esta razón es necesario controlar el suministro de corriente para tener activado el sensor y evitar el daño del mismo.

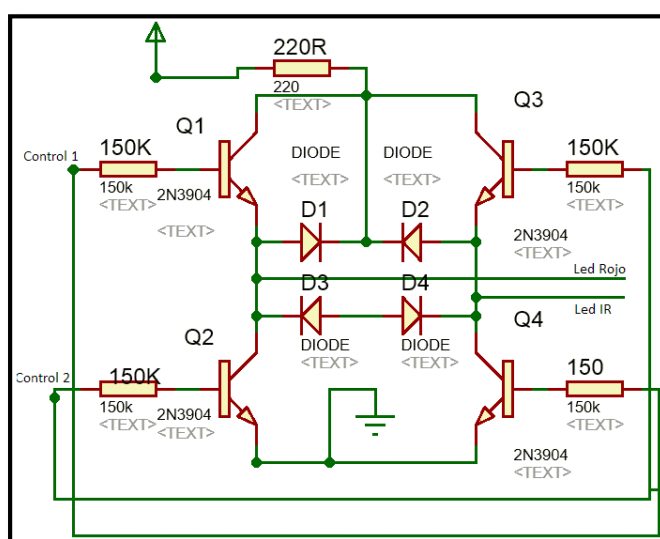


Figura 35: Circuito del puente H.

El puente H además de controlar el encendido de los leds tiene otra función la cual es controlar el suministro de corriente adecuado para el buen funcionamiento del sensor, la implementación del circuito (**figura 35**) se realiza con una alimentación de 5V y se reguló la corriente con un resistencia de 200Ω , lo cual nos da como resultado 25mA que es un valor dentro de los parámetros requeridos.

Para el encendido del led infrarrojo se aplica voltaje positivo a la señal de control1 que realizará el encendido de los transistores Q2 y Q3, lo que significa que el punto que va hacia el led rojo se va a Tierra y el punto que va hacia el led infrarrojo se va Vcc.

Para el encendido del led rojo se aplica voltaje positivo en la señal de control2 que realizará el encendido de los transistores Q1 y Q4, lo que significa que el punto que va hacia el led rojo da voltaje Vcc y en el punto del led infrarrojo se va a Tierra. Los diodos D1, D2, D3, D4 sirven como vía de escape para corrientes parásitas que se pueden almacenar debido a la inversión de polaridad.

El valor de las 4 resistencias se establece en 150K, las 4 resistencias colocadas en la base de los transistores deben tener el mismo valor para asegurar que la corriente que circulará por ellos sea la misma y que no sobrepase de 40mA para evitar la destrucción de los leds del sensor.

3.2.4. Acondicionamiento de la Señal

El sensor Nellcor DS-100A utilizado posee un fotodiodo el cual entrega una corriente en el orden de los uA dependiendo de la luz incidente que llega a él, debido a esto es necesario realizar una conversión de corriente a voltaje, además la señal es muy pequeña la cual pasaría desapercibida por lo que se necesita una etapa de amplificación.

a. Conversión de corriente a voltaje

Dado a las condiciones principales antes mencionadas del fotodiodo del sensor se sabe que produce una corriente en el rango de 0 a 800 μ A, dependiendo de la cantidad de luz incidente, la cual es muy pequeña por lo que necesita una etapa de amplificación.

Para realizar la conversión de corriente a voltaje se utilizó el módulo interno (ver **figura 36**) que posee la tarjeta PsoC 5LP (Hardware), mediante el ingreso de la señal por un pin de entrada (Sensor) de la tarjeta se obtiene la señal emitida por el fotodiodo. El módulo TIA facilita la conversión de corriente a voltaje sin utilizar circuitos externos, la configuración del módulo se realiza en software.

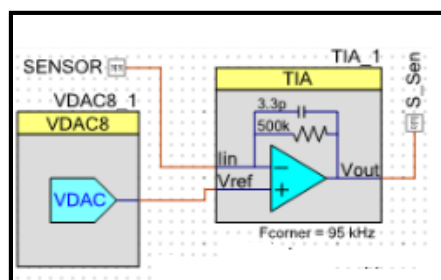


Figura 36: Módulos internos de conversión de corriente a voltaje.

La ganancia de la conversión viene definida por la siguiente **ecuación 1**:

$$V_{out} = V_{ref} - I_{sensor} * R_{int} \quad \text{Ec. (1)}$$

b. Filtrado del ruido de la señal

Una vez que se ha generado una señal que varía con las pulsaciones recibidas, hay que filtrar la señal para evitar los posibles ruidos derivados del sensor, ruidos de alta frecuencia que generalmente son causados por la fuente de poder del sistema, y amplificar la señal para que sea más fácil trabajar con ella.

Dado a que la frecuencia de la onda de señal pletismográfica tiene una frecuencia pasabanda de aproximadamente 0 a 10 Hz, se implementa un filtro pasa-bajo de segundo orden que permite el paso de las frecuencias más bajas y atenúa las frecuencias más altas. El filtro pasa-bajo de segundo orden es efectivo en este proyecto al atenuar ruido de alta frecuencia producido por la fuente de poder, luz y lámparas fluorescentes de acuerdo a las pruebas realizadas. En la **figura 37** se observa la configuración del filtro pasa-bajo de segundo orden.

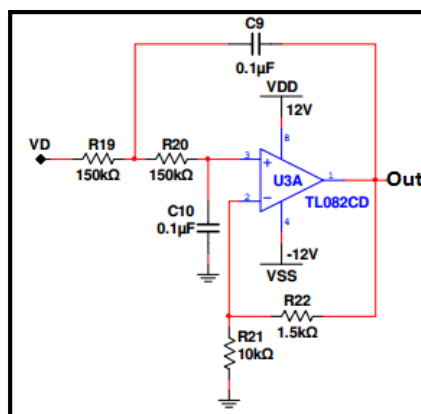


Figura 37: Circuito de filtro pasa-bajo de segundo orden.

La ganancia AV y frecuencia de corte fl son determinadas mediante las **ecuaciones 2 y 3** respectivamente:

$$Av = \frac{R21+R22}{R21} = \frac{(10+1.5)K\Omega}{10K\Omega} = 1.15 \quad \text{Ec. (2)}$$

$$Fl = \frac{1}{2 * \pi \sqrt{R19 * R20 * C10 * c9}} \quad \text{Ec. (3)}$$

$$Fl = \frac{1}{2 * \pi \sqrt{(120 * 120)K\Omega * (200 * 200)nF}} = 6.63 \text{ Hz}$$

En la **figura 38** se observa el diagrama total de filtrado y amplificación de las señal, se realiza una segunda amplificación debido a que la señal sigue siendo pequeña. Entonces con otra etapa de amplificación se mejora la señal y se puede observar que la señal está limpia y en un

rango aceptable para trabajar en ella permitiendo facilitar el cálculo correspondiente a la saturación de oxígeno y los pulsos cardiacos.

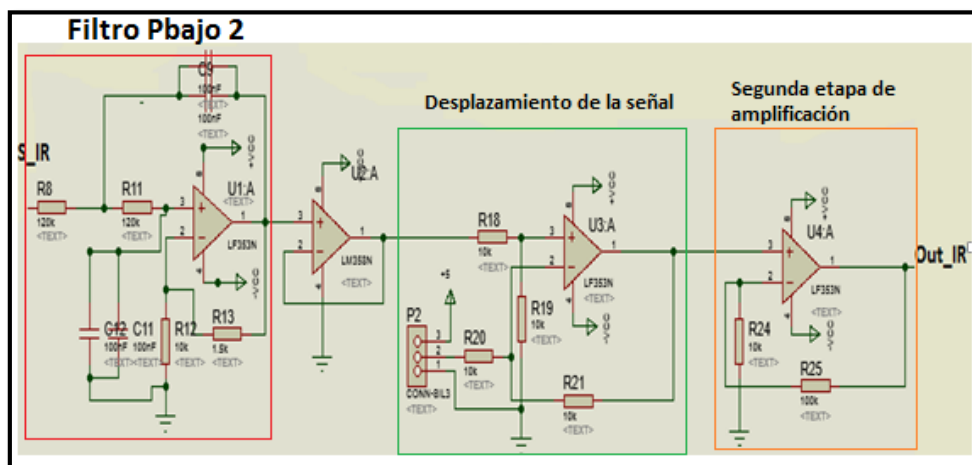


Figura 38: Circuito de filtrado de señal.

La etapa de filtrado se realizó con circuitos operaciones del mercado, la etapa de filtrado se realiza para las dos señales emitidas por el fotodiodo el cual produce al ser incidida por la señal de los leds luz roja e infrarroja.

3.2.5. Procesamiento y comunicación

Después de obtener una señal limpia y este apta para trabajar se ingresa nuevamente por un pin de entrada a la tarjeta PsoC 5LP, debido a que va a ser digitalizada por el módulo ADC y posteriormente mediante programación se realiza el código de secuencia para transmitir mediante comunicación UART los datos obtenidos de la señal de oximetría. La transmisión UART se realiza entre la tarjeta PsoC y la tarjeta WiFly 171 RN XV (ver **figura 39**). La tarjeta WiFly RN XV permitirá realizar un punto de comunicación inalámbrica por wifi para la respectiva conexión con el dispositivo Android.

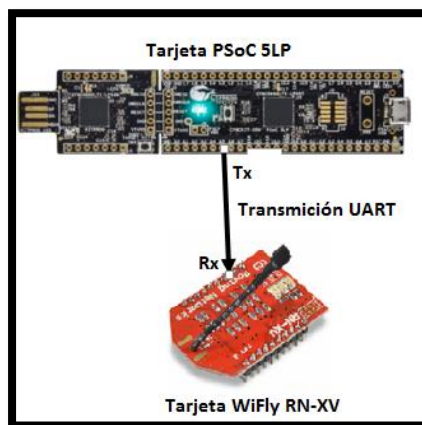


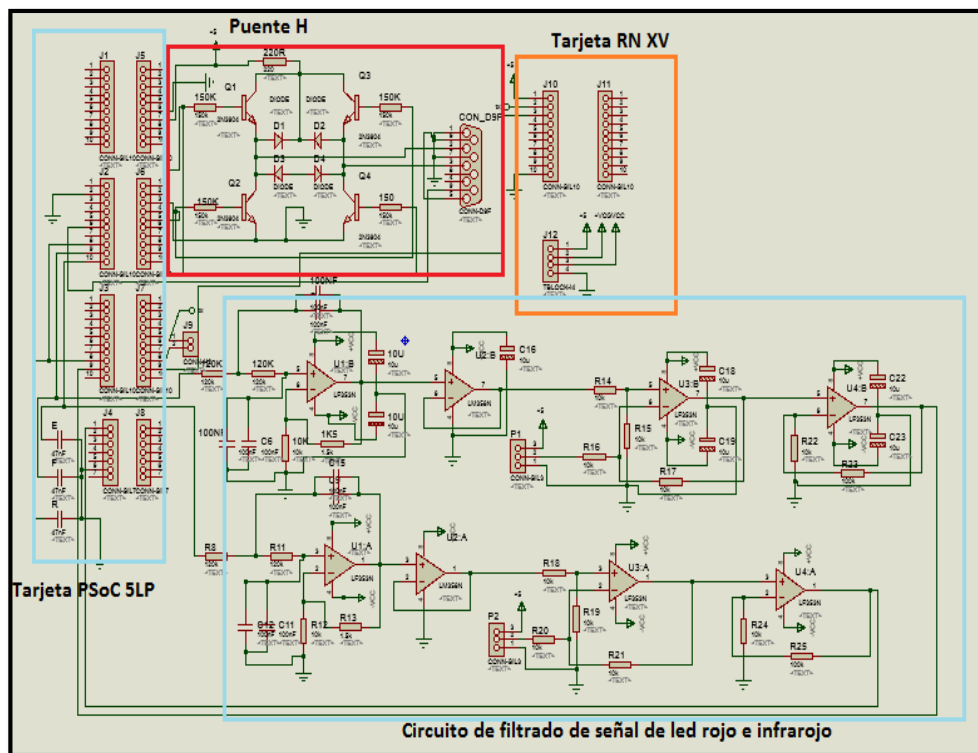
Figura 39: Transmisión UART entre tarjetas de comunicación.

La configuración de ambas tarjetas se detalla más adelante en la implementación de software.

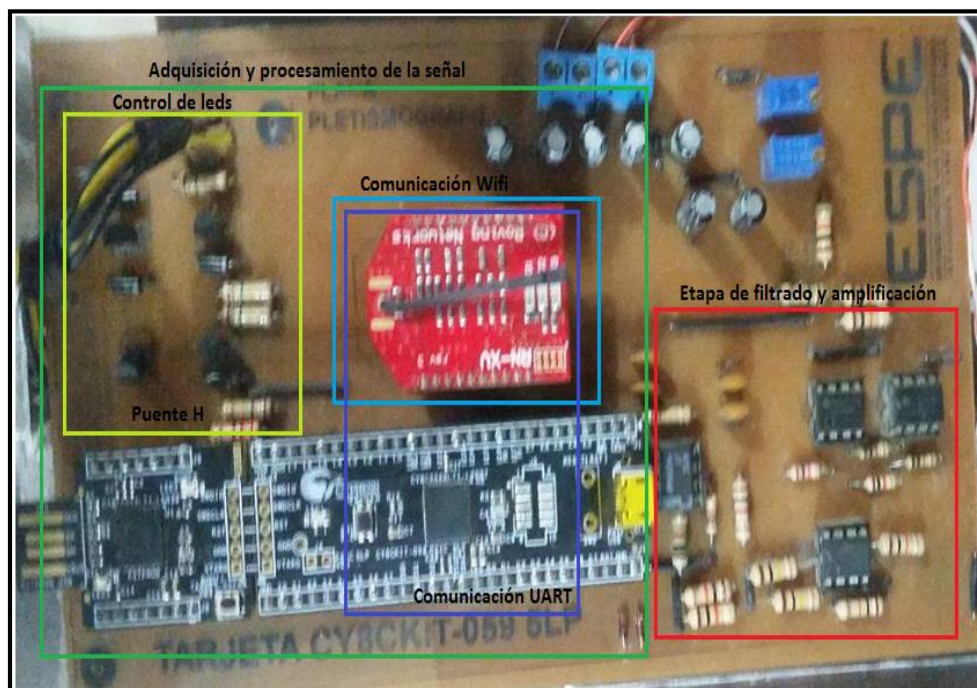
3.2.6. Visualización

La presentación y diseño de la aplicación para un dispositivo Android, se desarrollara con el software Android – Studio, el cual permite la instalación en cualquier dispositivo (Celular, Tablet... etc), la visualización es de acuerdo al usuario y será detallado en el implementación por software.

En la **figura 40:** a) Se observa la implementación del circuito que se utilizará en hardware., b) Se observa la placa implementa y donde están colocados todos los dispositivos electrónicos utilizados para la implementación del sistema de adquisición de datos de las señales de saturación de oxígeno y de pulsos cardiacos.



a)

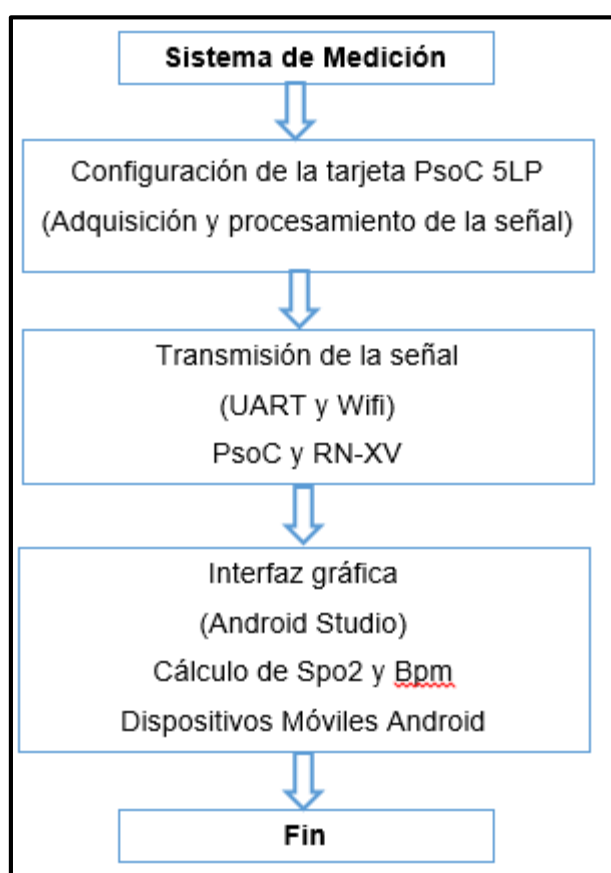


b)

Figura 40: a) Implementación en Isis del circuito para adquisición de la señal de oximetría., b) Placa implementada para colocar los dispositivos electrónicos.

3.3. Implementación por Software

El sistema a implementarse debe ser capaz de leer los datos que provienen de la tarjeta de adquisición de la señal de pulsos y procesar dichos datos a una interfaz gráfica adaptable para cualquier versión de dispositivo móvil con sistema operativo Android. En la **figura 41** se muestra el diagrama de bloques de todo el sistema implementado en software para que el sistema de medición de saturación de oxígeno y pulsos cardiacos entre en funcionamiento.



b)

Figura 41: Diagrama de bloques del software implementado

3.3.1. Implementación del PsoC 5LP

El PSoC va a ser la pieza central del proyecto, ya que va a ser el encargado de recibir la señal del pulso del paciente, procesarla y enviarla por transmisión UART a la tarjeta Wifly RN-XV. Además, aprovechando

sus componentes internos se va a introducir en la etapa de la sensorización, para poder fabricar el conversor de corriente a voltaje y generar el pulso de control PWM y así ahorrar componentes a la hora de comprar todo lo necesario.

En primer lugar se creará un nuevo proyecto (Ver **figura 41**), mediante el menú de la barra superior “File > New > Project”, se elige la plantilla que viene por defecto llamada “PSoC 4100 BLE / PSoC 4200 BLE Design”, se le da un nombre al proyecto (en este caso se ha elegido “Proyecto2”), se elige la ruta donde se guardará, y se hace click en “OK”. Con esto, se creará un nuevo proyecto, y en la ventana del PSoC Creator se abrirá los archivos siguientes:

- 1) **“TopDesign.cysch”**: es la ventana esquemática donde se colocarán los componentes, módulos, pines de entrada, etc., y todo lo que sea necesario para empezar a configura la tarjeta.
- 2) **“Proyecto2.cydwr”**: es la ventana donde se configura y se asigna el puerto al que se quieren conectar los pines analógicos y digitales que se han colocado en el esquemático, es decir se los pines de entrada y salida de la tarjeta PsoC 5LP.
- 3) **“main.c”**: Tras haber asignado los puertos a los pines correspondientes con las respectivas variables renombradas, ya se pueden añadir las primeras líneas de código en esta ventana. Es primordial que se envíe a compilar el programa antes de empezar generar las líneas de código en la ventana de “main.c”.

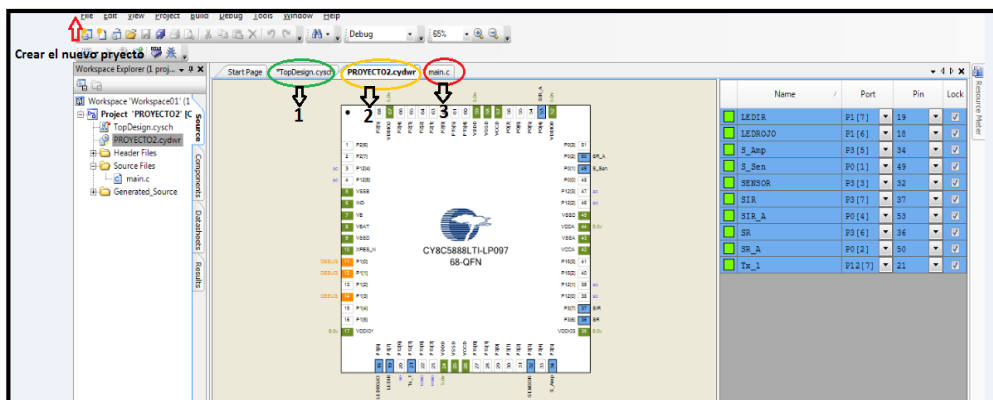


Figura 42: Ventana del proyecto creado en PSoC creator.

a. Configuración de la señal de pulso y control

Lo primero será añadir los dos módulos que se van a utilizar para la generación y control del pulso. Para ello, en la ventana de la derecha llamada “Component Catalog” se introduce “PWM” y “Sample Hold” en el cuadro de búsqueda, y se arrastra los componentes hacia el esquemático, como se indica en la **figura 43**.

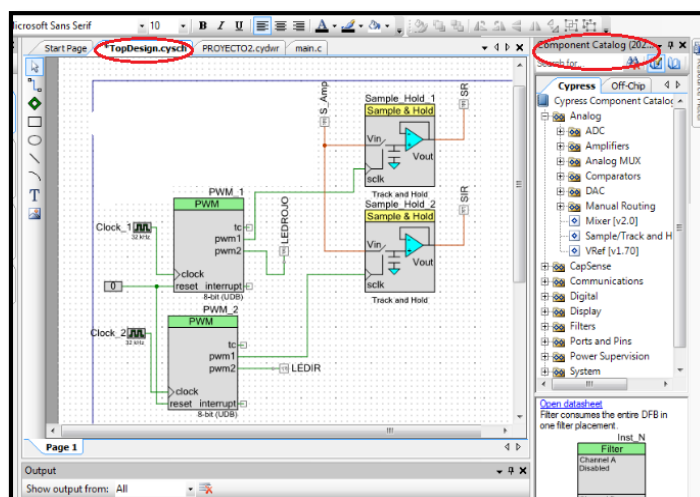


Figura 43: Componentes utilizados en el esquemático.

Una vez situados en el esquemático, se hace doble click sobre uno de ellos, y se configura de la siguiente manera:

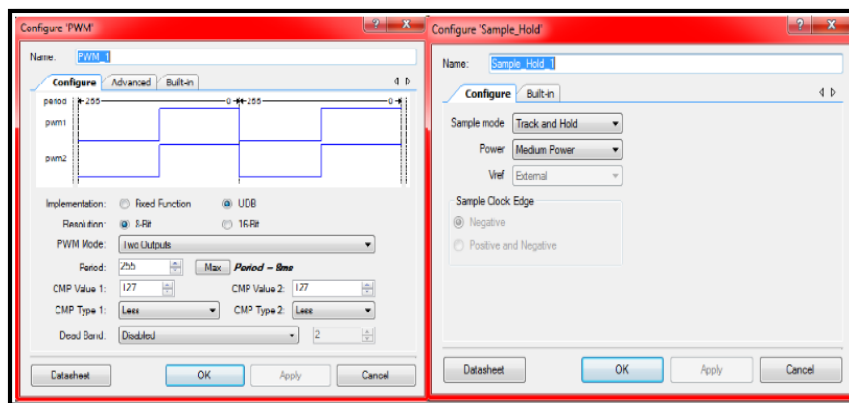


Figura 44: Ventana de configuración de los módulos PWM y Sample Hold.

Como se puede ver en la **figura 44**, lo primero es darle un nombre al componente, y configurar los módulos según lo necesitado. El módulo PWM_1 se le ha indicado que utilice toda la potencia que necesite para funcionar correctamente, y se le ha especificado que el tiempo en alto y bajo sea del 50%, con el módulo PWM_2 se repetí el procedimiento con la excepción que va a trabajar al contrario del PWM_1, es decir, cuando PWM_1 este en alto el PWM_2 estará en bajo. Estos módulos generan el pulso para activar el puente H y encender los leds de luz roja e infrarroja del sensor.

En el caso del módulo Sample_Hold (muestra y mantener) se configura a media potencia e internamente realiza y genera la señal de control para que la señal leída por el fotodiodo incidida por los dos Leds que emiten luz alterna con un periodo de 8 ms, sea separada y guardada la señal correspondiente de cada led de luz roja e infrarroja.

Tras realizar la configuración se deberá añadir los pines necesarios para poder enviar señales desde o hacia la tarjeta PSoC. Para ello hay que dirigirse al cuadro de búsqueda del “Component Catalog”, e introducir “analog pin”, se selecciona “Analog pin [v2.20]” y se arrastra al esquemático, se repite este proceso varias veces, hasta contar con los pines analógicos y digitales necesarios para recibir y enviar señales de los módulos que se utilicen.

Los pines se deben configurar como se muestra en la **figura 45**, se debe elegir si son digitales o analógicos según sea el caso y se debe dar un nombre a la variable. Este procedimiento se realiza en todos los pines que se van a utilizar en el esquemático para cada módulo.

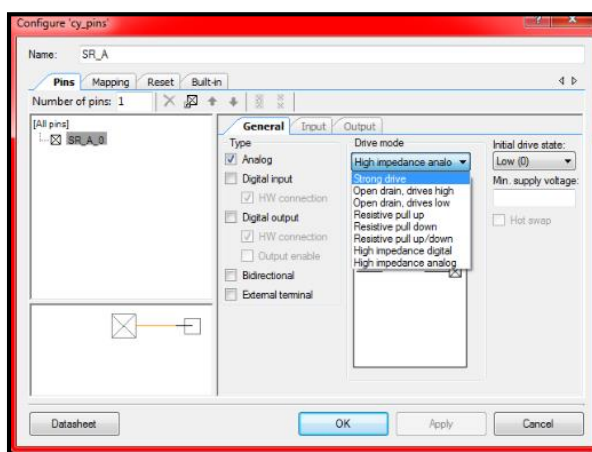


Figura 45: Ventana de configuración de pines entrada y salida.

b. Configuración del módulo de conversión de corriente a voltaje

Se debe añadir los dos módulos que se van a utilizar para realizar la conversión de corriente a voltaje. Para ello, en la ventana de la derecha llamada "Component Catalog" se introduce VDAC (que será utilizado como voltaje de referencia) y TIA (el cual permitirá realizar la conversión) en el cuadro de búsqueda, y se arrastra los componentes hacia el esquemático. Una vez situados en el esquemático, se hace doble click sobre uno de ellos, y se configura de la siguiente manera:

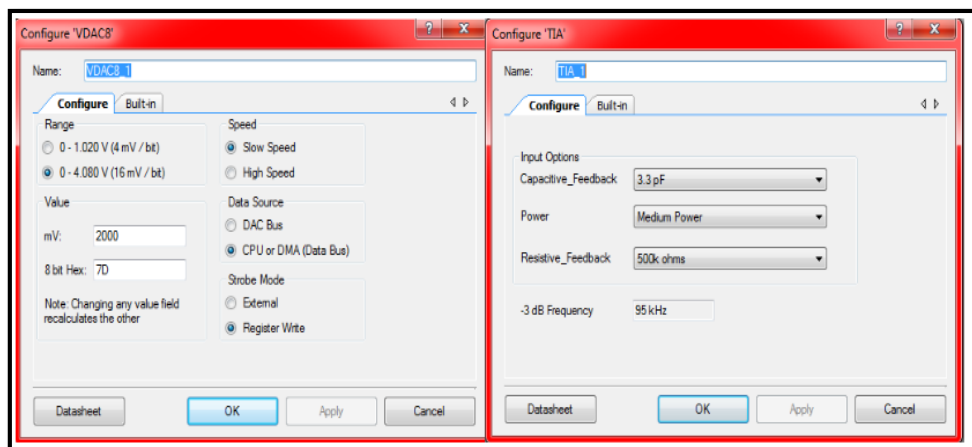


Figura 46: Ventana de configuración del módulo VDCA y TIA.

En el voltaje de referencia VDCA (Ver **figura 46**) se elige el rango de voltaje con el que se va a trabajar y los parámetros que están por defecto se los utiliza, en el caso del módulo TIA los parámetros deben ser elegidos correctamente para tener una conversión correcta debido a que el voltaje de la salida viene definida por la ecuación 1 que se indicó anteriormente.

c. Configuración del módulo de procesamiento de la señal

Para procesar la señal y ser digitalizada se debe añadir el módulo correspondiente. Para ello, en la ventana de la derecha llamada “Component Catalog” se introduce ADC (que será utilizado como conversor de la señal analógica a digital) y se arrastra el componente hacia el esquemático. Una vez situado en el esquemático, se hace doble click sobre él, y se configura de la siguiente manera:

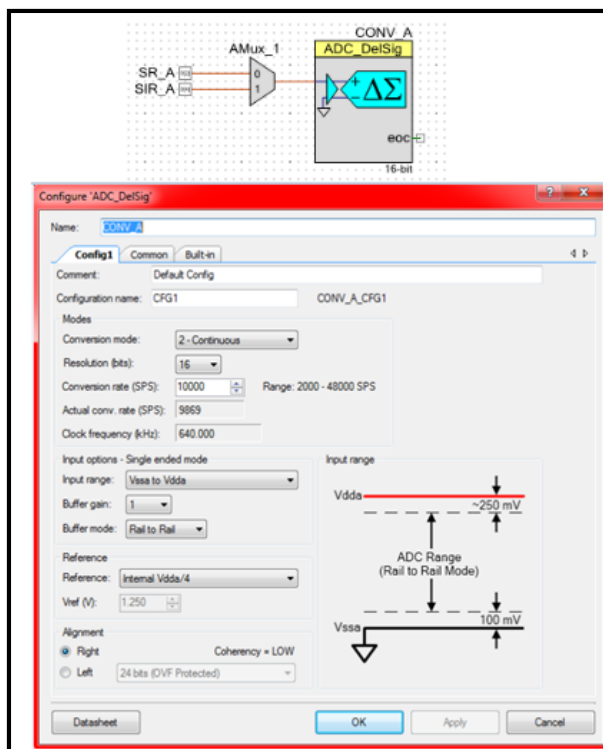


Figura 47: Ventana de configuración del módulo ADC.

Para el módulo de ADC (**figura 47**) se debe configurar la resolución de bits a cual se va a trabajar para la conversión de analógico a digital. Los parámetros por defecto se deben utilizar o caso contrario cambiar si es que fuera necesario.

A finalizar la configuración en la ventana esquemática y haber seleccionado los módulos y pines con los que va a trabajar, hay que dirigirse a la ventana izquierda llamada “Proyecto2.cydwr”, como se indica en la **figura 48**, se hace click sobre él, y en la ventana de la derecha se asigna el puerto al que se quieren conectar los pines analógicos y digitales que se han colocado en el esquemático. En este caso, y debido al funcionamiento interno del PSoC, se ha optado por utilizar los puertos que la documentación del PSoC consideraba más adecuados para utilizar. No se recomienda utilizar otros, ya que durante la fase de pruebas ha habido algunos problemas cuando no se usaban los puertos estipulados en la documentación.

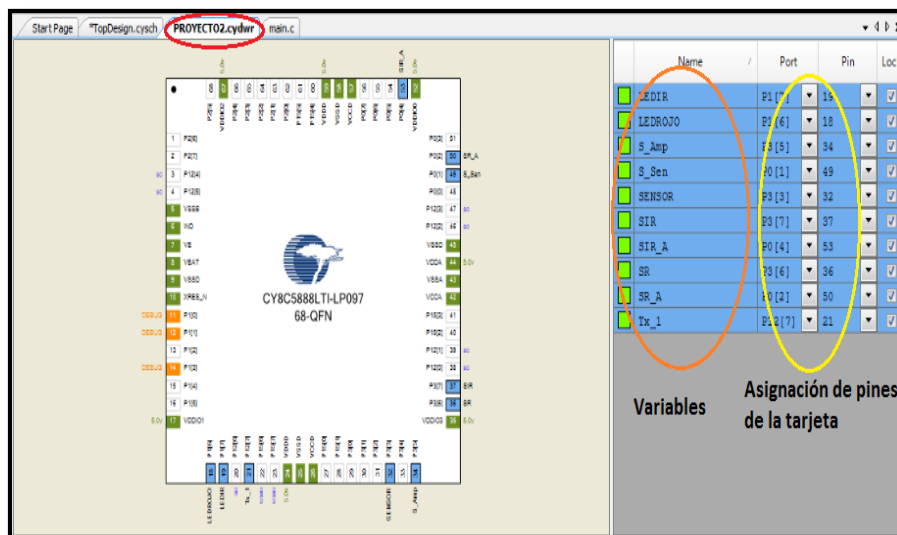


Figura 48: Vista de asignación de pines de entrada y salida.

Una vez asignado los puertos a los pines correspondientes, ya se pueden añadir las primeras líneas de código en el fichero “main.c”, pero antes es conveniente compilar lo que se realizó en el esquemático, para que PSoC Creator genere el fichero “project.h”, y desde el “main.c” se puedan utilizar los componentes que se han añadido en el esquemático. Para ello, en el menú superior se hace click en “Build > Build Proyecto2”. Si no ha habido ningún fallo en el esquemático, la compilación terminará y se podrá editar el fichero “main.c”, ver **figura 49**.

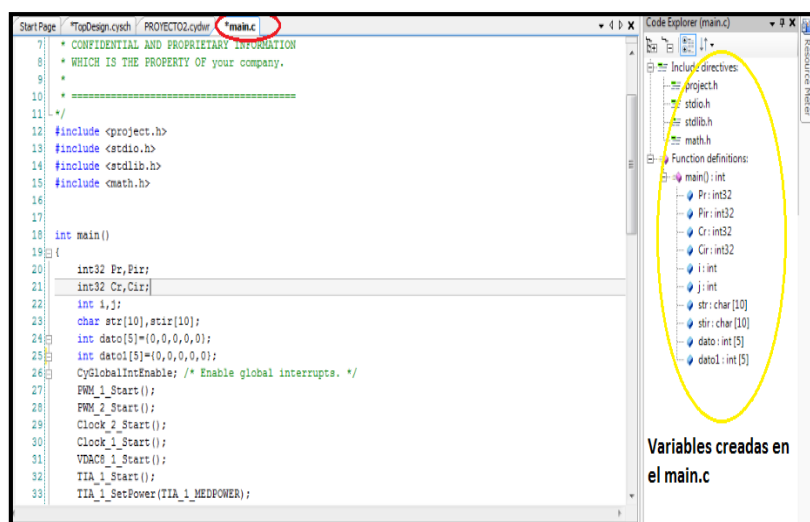


Figura 49: Vista de main.c.

El código fuente de main.c se puede observar en el anexo A y en la **figura 50** se observa el diagrama de flujo con la secuencia general que realiza la tarjeta PsoC 5LP para la adquisición de la señal de oximetría tomada del paciente.

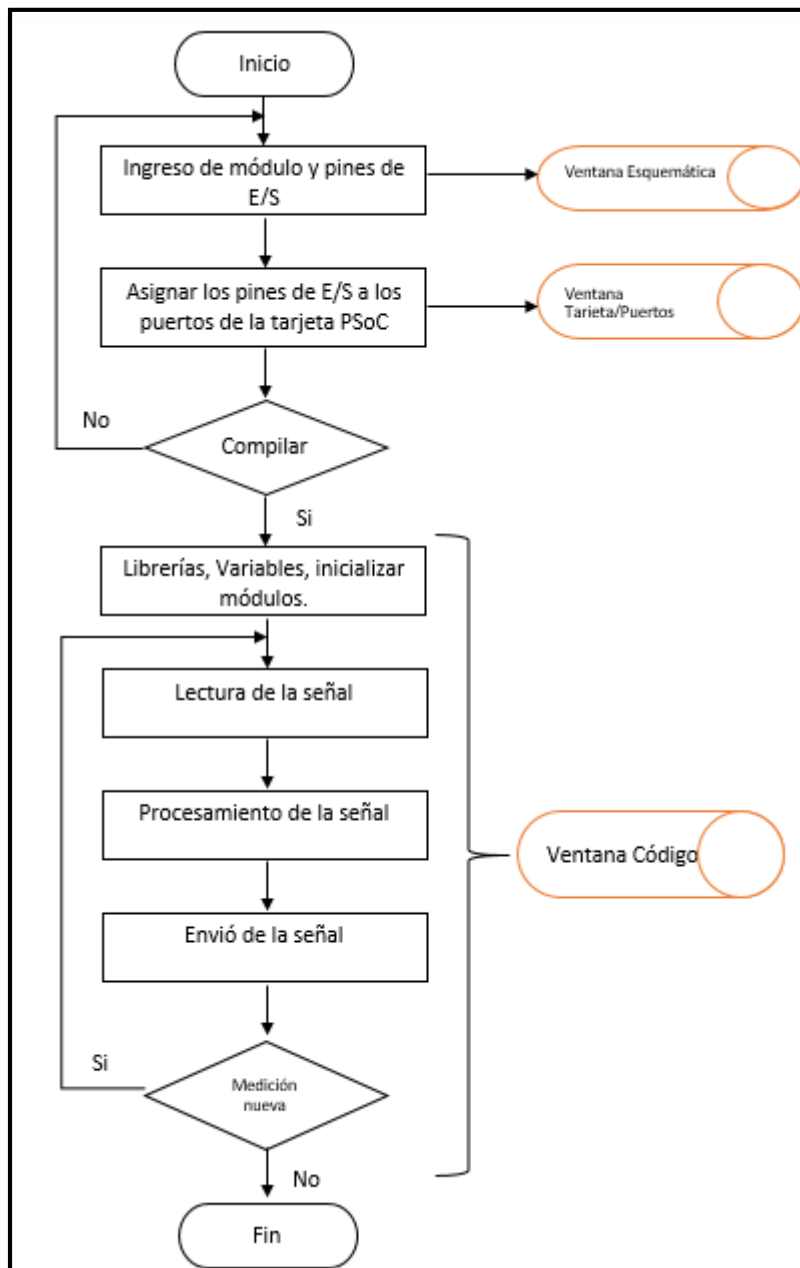


Figura 50: Diagrama de flujo general.

3.3.2. Transmisión de la señal procesada

En este bloque se realizara la configuración de la tarjeta PsoC 5LP y la tarjeta Wifly para levantar la conexión y transmisión entre ellas mediante la comunicación UART.

Configuración UART en PSOC creator

Para realizar la comunicación UART en la tarjeta se debe añadir el módulo correspondiente. Para ello, en la ventana de la derecha llamada “Component Catalog” se introduce UART y se arrastra el componente hacia el esquemático, como se indica en la **figura 51**. Una vez situado en el esquemático, se hace doble click sobre él, y se configura de la siguiente manera:

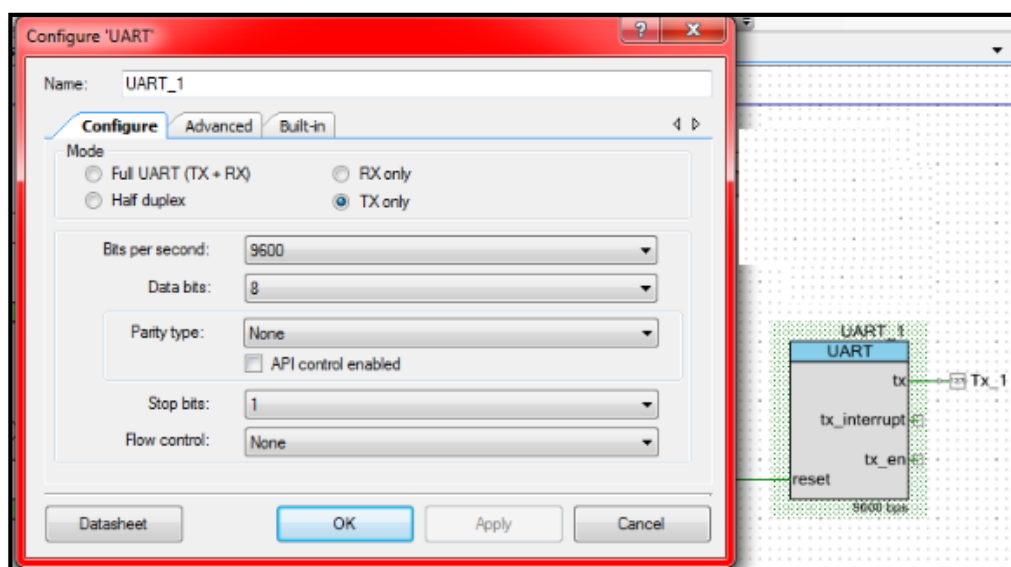


Figura 51: Configuración del módulo UART.

Para establecer la comunicación serial UART se debe configura los siguientes parámetros:

- Bit por segundo.
- Bit de datos.
- Bit de paridad

- Bit de parada

Cabe recalcar que la transmisión va ser unidireccional ya que solo se envía datos y no se recibe, por tal razón se configura al módulo en modo de transmisión. En la **figura 52** se observa el diagrama de flujo con la secuencia de envío de datos de la señal del paciente.

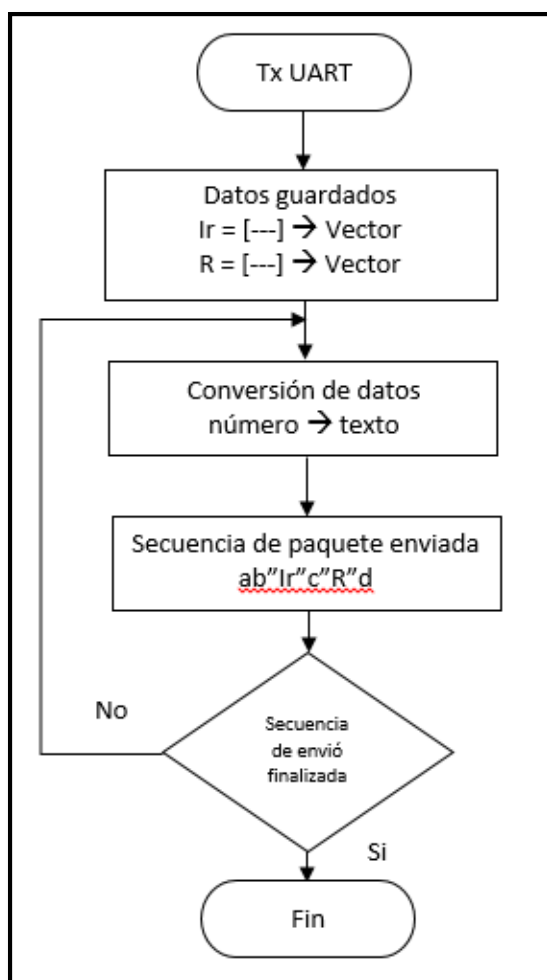


Figura 52: Diagrama de flujo secuencia de transmisión UART.

Configuración de la tarjeta Wifly RN-XV

El módulo de radio “WiFLY” es un completo conjunto de tarjetas con acceso a dispositivos inalámbricos LAN. El dispositivo tiene una tarjeta con pila TCP/IP y aplicaciones, requiriendo solamente 4 pines (Power, Tx, Rx y Tierra), para diseñar. Una vez la configuración inicial es aplicada, el radio puede automáticamente tener acceso a redes Wi-Fi y enviar o recibir datos

sobre UART. Además permite construir aplicaciones de redes: cliente DHCP, cliente DNS, ARP, ping ICMP, FTP, TELNET, HTTP, UDP, TCP.

Observando las características de la tarjeta se implementa la configuración respectiva para crear un enlace de comunicación de red cliente UDP, en donde permitirá que el dispositivo móvil acceda a esta red y pueda recibir los datos de las señales pulsátil de los leds rojo e Infrarrojo, permitiendo así el respectivo cálculo de la saturación de oxígeno y pulsos cardiacos emitidas por el paciente mediante la aplicación creada en Android Studio. Además la tarjeta RN-XV permitirá la conexión con la tarjeta PsoC 5LP mediante la transmisión UART, ver **Figura 53**.

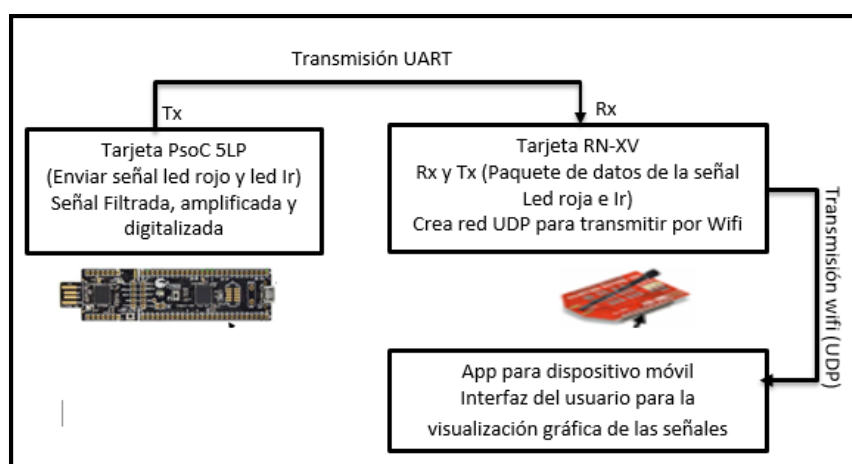


Figura 53: Esquema de la función de las tarjetas.

Hay dos modos en el modo WiFLY, es decir el modo de Datos y el modo Comandos. En el modo Datos, el módulo está listo para aceptar conexiones entrantes o iniciar conexiones externas. Para configurar los parámetros y/o revisar la configuración actual, el módulo debe estar en el modo comando (también llamado modo de configuración). En cualquier momento, el módulo puede estar en el modo Comando o en el modo Datos.

Por ejemplo: para entrar al modo Comandos desde el modo Datos, usted necesita enviar:

- \$\$\$ //El módulo responderá con CMD indicando que está en modo Comando.

- \$\$\$<CR> //El módulo pudo no entrar en modo Comando.

Mientras este en modo Comando, el dispositivo aceptara bytes ASCII como Comandos. Cada comando terminara con una carga de retorno <CR>. Para salir del modo Comando, se envía “**exit<CR>**”. El dispositivo responderá con **EXIT** indicando que este ha salido del modo Comando y cambiado a modo Datos.

Parámetros, tales como el SSID, Canal, Dirección IP, Opciones de Puerto Serial, y todos los otras opciones pueden ser vistas y configuradas en el modo Comando.

Los caracteres ASCII pueden ser enviados a través de un terminal emulador conectado a la UART o vía Telnet. Cuando usamos la interface UART, las opciones de comunicación deberían ser las de defecto que usa el módulo WiFLY. El estándar es 9600 baudios, 8 bits, no paridad, 1 bit de parada, y el control de flujo de hardware deshabilitado.

Ingresando \$\$\$ en el terminal emulador, usted debería ver CMD como respuesta. Esto verificara que su cable y configuración común son correctos. La mayor parte de los comandos validos retornaran con una respuesta **AOK**, y algunos inválidos retornaran con una descripción **EER**.

Para salir del modo Comando, escribimos “**exit<CR>**”.

Después de haber manipulado y observar que la tarjeta responde a los comandos realizados procedemos a crear la red UDP, los comandos para habilitar la transferencia de datos UDP son:

Primero se procede a conectar a una red:

- **Set wlan ssid<”nombre”>**: Configura el nombre de la red que se está creando.
- **Set wlan phrase <”contraseña”>**: Configura la contraseña para el modo WPA y WPA2.

Segundo configurar el protocolo y número de puerto:

- **Set ip proto 1:** Habilita UDP como el protocolo.
- **Set ip host <ip address>:** Configura la dirección IP del host remoto.
- **Set ip remote <port>:** Configura el número de puerto que el host este escuchando.
- **Set ip local <port>:** Configura el número de puerto que el módulo WiFLY escuchara.
- **Save:** Guardara la configuración en un archivo.
- **Reboot:** Reiniciara el módulo para que los cambios tomados hagan efecto.

Si se intenta enviar datos por caracteres típicos físicamente por el teclado o si su micro-controlador no envía datos bastante rápido, el módulo WiFLY enviara paquetes con menor bytes de datos. Para evitar esto, se configura el flujo de tiempo al valor más alto. Por default este está configurado en 10 milisegundos. Entonces a esta velocidad se debe transmitir los datos desde PsoC 5LP hacia la tarjeta RN-XV

Desde que UDP sea un protocolo sin conexión, los datos empiezan fluir tan pronto que el modulo es reiniciado. A diferencia de TCP, este no requiere que usted “ABRA” la conexión para ser establecida. El módulo WiFLY-GSX actúa como una guía de datos, así que los datos serán enviados sobre el enlace Wi-Fi vía protocolo UDP (en este caso) y los datos vendrán sobre el enlace Wi-Fi (vía Protocolo UDP en este caso) para ser enviados a la UART.

A continuación se detalla los parámetros de configuración de la red creada:

- **Set wlan ssid<”nombre”>:** El nombre de la red creada es “ WiFi-Tesis-d4”.
- **Set wlan phrase <”contraseña”>:** No se ingresa contraseña es decir se deshabilita esta opción.
- **Set ip proto 1:** Habilita UDP como el protocolo.

- **Set ip host <ip address>**: 10.10.10.1: Dirección IP del servidor.
- **Set ip remote <port>**: Configura el número de puerto que el host este escuchando en este caso es 50000.
- **Set ip local <port>**: 10.10.10.11 es la IP del dispositivo local.
- **Save**: Guardara la configuración en un archivo.
- **Reboot**: Reiniciara el módulo para que los cambios tomados hagan efecto.

Definido los parámetros se verifica si el dispositivo está conectado y recibiendo los datos correctos, ver **figura 54**.



Figura 54: Dispositivo conectado y recibiendo datos correctos.

3.3.3. Interfaz gráfica en Android Studio

Tras haber implementado el sistema de medida y haber programado el PSoC para que obtenga las señales del paciente y las envíe mediante la tarjeta Wifly de conexión inalámbrica, hay que crear la aplicación para

Android que permita recibir las pulsaciones del PSoC a través de la tarjeta Willy RN-XV por wifi y mostrarlas en tiempo real.

Lo primero será crear un nuevo proyecto, entonces se abre Android Studio, se pulsa en “Start a new Android Studio project”. En la primera ventana se establece el nombre de la aplicación. En este proyecto se ha nombrado “Pletismografo”. Se elige la carpeta donde se guardara el proyecto y se pulsa en “Next”.

Ahora se tiene que elegir la plataforma o plataformas en las que se ejecutará la aplicación. En este proyecto se ha elegido “Phone and Tablet”, y la versión mínima del SDK se ha establecido en la API 19, correspondiente a Android 4.4 KitKat, dado que esta versión soporta el uso del Wifi manager. Una vez elegida se hace click sobre “Next”.

La siguiente pantalla permite elegir el tipo de Activity con el que comenzará la aplicación. En este proyecto se ha elegido la “Blank Activity”. Por lo que se selecciona y se hace click en “Next”.

Se llegará a la última pantalla, en la que se debe dar un nombre a la actividad. En este proyecto se ha dejado el nombre que viene por defecto, “MainActivity”. Se hace click en “Finish”, y comenzará la creación del proyecto y su posterior compilación para verificar que todos los archivos se han creado correctamente. Cuando la creación del proyecto haya terminado, en la ventana principal de Android Studio se habrá abierto el fichero “MainActivity.java”.

Estructura de la aplicación de Android

Con el proyecto ya creado, se van a comentar los distintos ficheros de los que va a estar formado este proyecto, ya que van a ser los que definan la interfaz de la aplicación y las tareas que va a llevar a cabo.

El proyecto tiene un archivo principal “.java”:

- MainActivity.java: este archivo contiene la actividad principal, y es el primero que se ejecuta cuando se abre la aplicación. Se va a

encargar de mostrar la interfaz de usuario, lanzar el servicio de comunicación, actualizar las pulsaciones por minuto (Bpm) y la saturación de oxígeno (Spo2) en la interfaz gráfica, etc. (Ver **figura 55**).

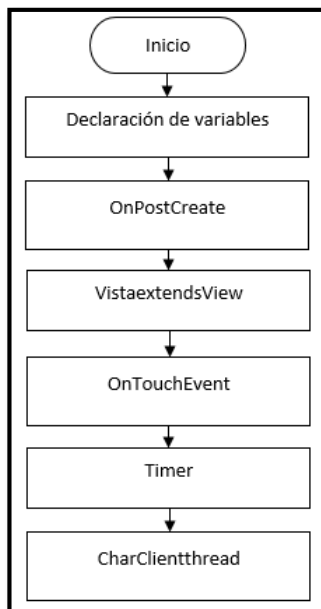


Figura 55: Métodos utilizados en el MainActivity.

La figura anterior detalla los métodos utilizados para el desarrollo de aplicación el cual empieza con la declaración de variables globales.

Método OnPostCreate: Este método se ejecuta al abrir la App en el dispositivo móvil, tienen como función: llamar al método de “Vista” el cual genera la pantalla de interfaz con el usuario, crear las variables para la comunicación UDP, establecer el hilo o canal de comunicación y finalmente genera el sonido “beep” por cada pulso cardiaco obtenido de la señal del paciente.

Método VistaExtendsView: Este método permite manejar las características del gráfico de la señal dentro de la pantalla del dispositivo, además aquí se ejecuta el código para el cálculo respectivo de la saturación de oxígeno en la sangre (SPO2) y las pulsaciones por minuto (BPM), en la **figura 56** se observa el diseño de la interfaz gráfica para visualización respectiva de las señales SPO2 y BPM.

A continuación se detalla los procesos que realiza en este método:

- Declaración de variables para dibujar la señal SPO2 y BPM.
- Reseteo de los valores iniciales de la gráfica.
- Graficar: cuadrículas, fondo, señales y valores del diseño de la interfaz gráfica del usuario.
- Validación de datos dentro de la pantalla del dispositivo móvil.
- Gráficos de líneas de referencia, valores de edad del paciente y alarmas.
- Uso de ventanas emergente para cambiar la edad del paciente y alarmas.
- Graficar: la variable de BPM, SPO2 y zoom.
- Aplicación de la varianza para descartar valores erróneos generados por el sensor.
- Calculo del pulso (promedio) y SPO2.
- Calculo del vector tiempo para graficar y calcular las señales de SPO2 y BPM.
- Determinar valores picos máximos y mínimos de las señales recibidas por el paciente.

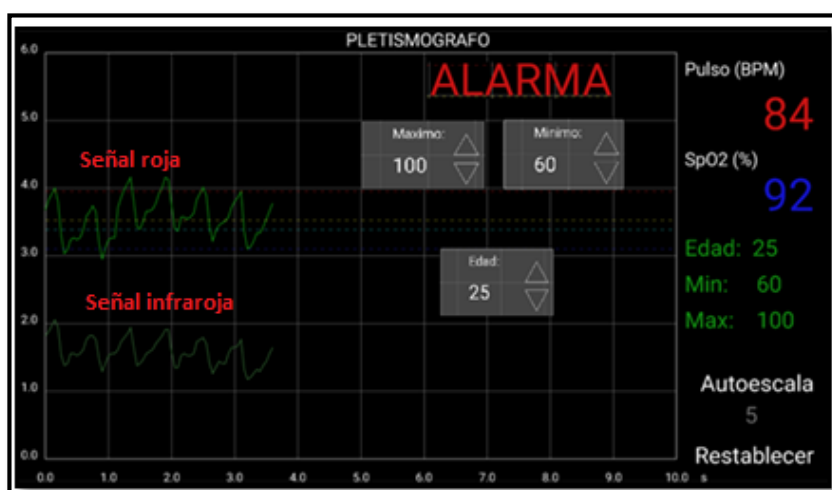


Figura 56: Diseño de la interfaz gráfica para el usuario.

Es importante encontrar el valor pico máximo y mínimo de la señal pulsátil detectada para la luz roja y la luz infrarroja, porque permiten obtener el cociente R (**ecuación (4)**) necesario para el cálculo del SPO2.

$$R = \frac{\frac{\text{Absorción max.Led rojo}}{\text{Absorción min.Led rojo}}}{\frac{\text{Absorción max.Led Infrarojo}}{\text{Absorción min.Led Infrarojo}}} \quad \text{Ec. (4)}$$

La fórmula para el cálculo (**ecuación (5)**) de la Saturación de Oxígeno es:

$$SPO2 = (110 - (25 * R)) \quad \text{Ec. (5)}$$

Para la obtención de la frecuencia cardiaca se determina sacando el valor medio de la señal AC pulsátil, para luego realizar una comparación con la misma señal origen, ya que esta sobrepasará su valor medio al momento en que se produzca un latido cardiaco, que serán contados en el transcurso de un minuto.

Debido a que la señal pulsátil recibida es graficada en un tiempo de 10 segundos la formula Para la obtención de los latidos de una persona en el lapso de un minuto se obtiene a partir de la ecuación:

$$BPM = \frac{\text{contador} * 60}{10} \quad \text{Ec. (6)}$$

Método OnTouchEvent: Permite manejar los comando emergentes cuando presionas la pantalla del móvil, es donde se ejecuta el código para modificar los valores de auto escala, restablecer la señal y activar o desactivar la alarma.

Método Timer: Permite realizar el desplazamiento de los datos adquiridos de la señal según el Ts establecido por la interfaz, es decir, que la señal se desplazara en toda la pantalla del móvil. Además aquí se genera el código para resetear el índice a cero, y lograr que la señal vuelva a empezar desde el inicio de la pantalla. Por último se envía el comando para graficar la señal pulsátil adquirida.

Método ChatClientThread: Se encarga de la comunicación UDP por el wifi. A continuación se detalla los procesos que realiza en este método:

- Se declara las variables para la comunicación.
- Se inicia la comunicación UDP.
- Se recibe el paquete de datos.
- Se realiza la conversión de texto a números.
- Se acondiciona los valores para ser graficados de acuerdo al tamaño de la pantalla.

Al finalizar y después de depurar errores que se presenta en el transcurso de la ejecución del código, se observa la interfaz gráfica de presentación y la interfaz donde se puede visualizar la señal y los datos correspondiente al cálculo del SPO2 y BPM respectivamente (**figura 57**).

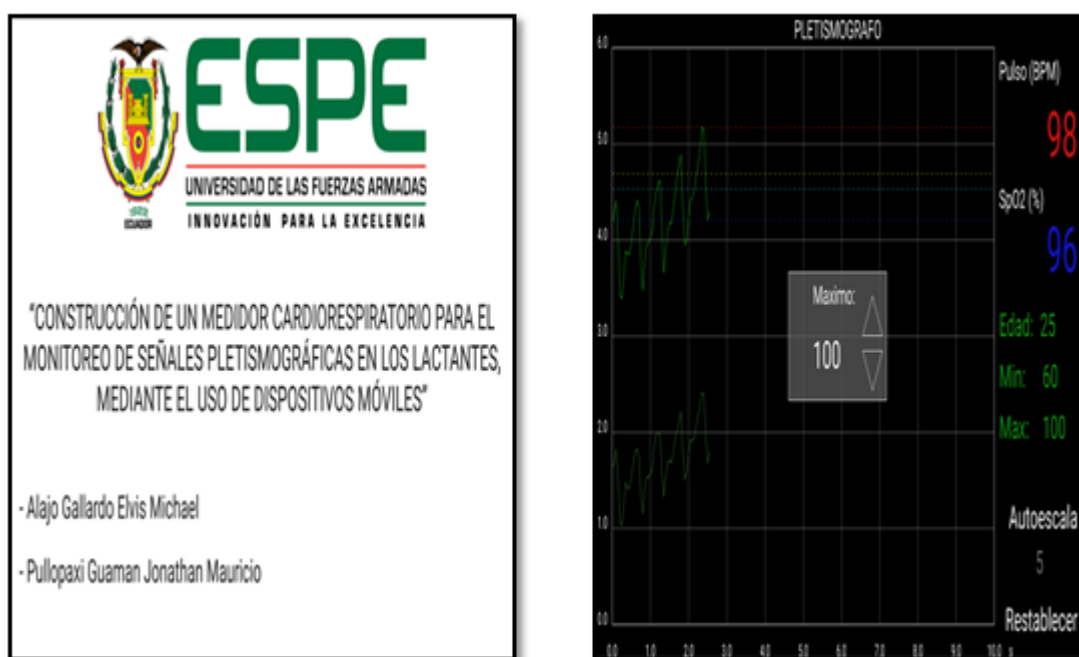
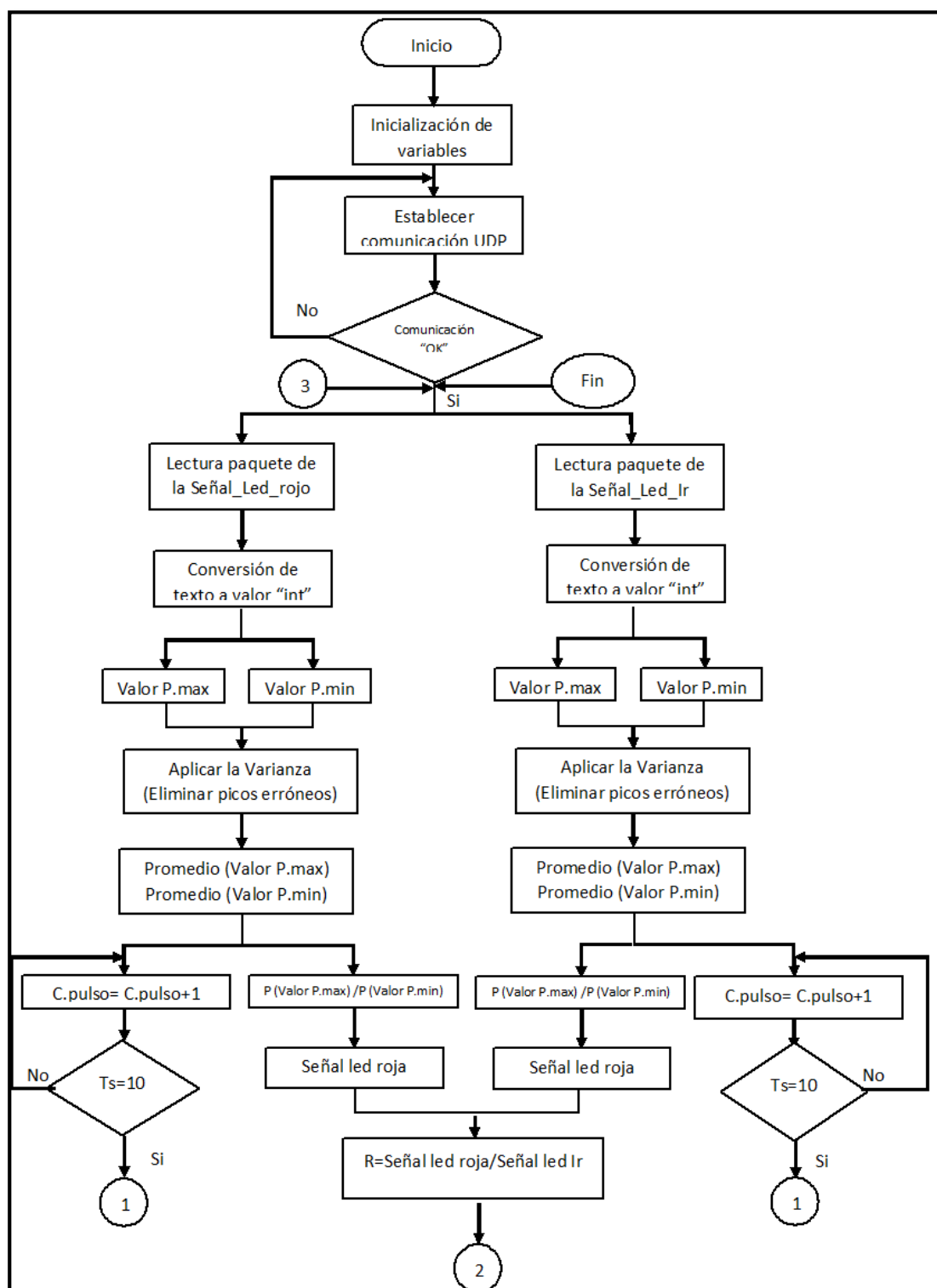


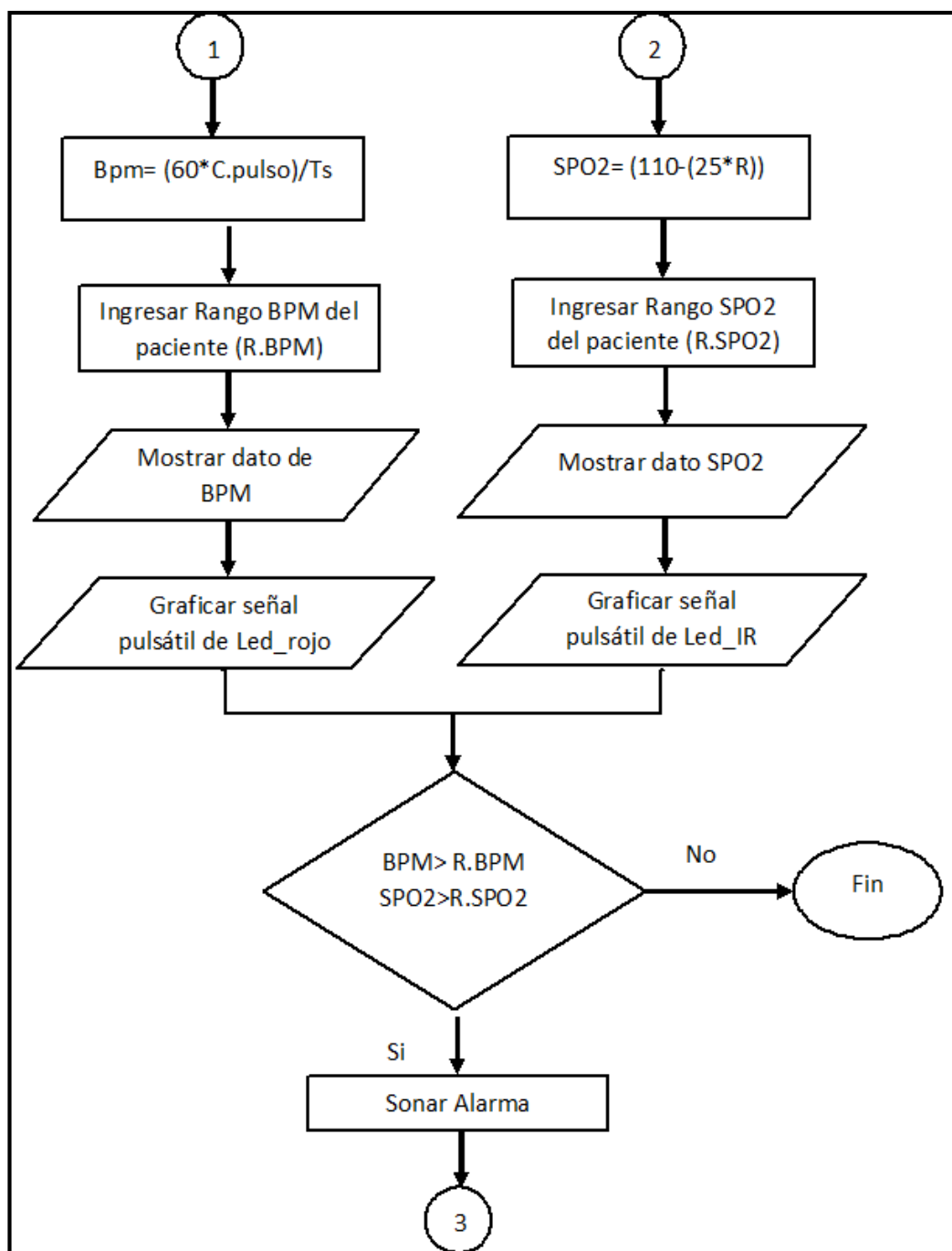
Figura 57: Interfaz gráfica de presentación de la señal.

El código generado de la programación en Android Studio para la aplicación del dispositivo móvil se encuentra en el **Anexo B**. En la **figura 58** se hace referencia a la descripción del flujograma general realizado en

Android Studio para el desarrollo de la aplicación móvil para la detección y monitoreo de la señales de saturación de oxígeno y ritmo cardiaco.



a)



b)

Figura 58: Diagrama de flujo general realizado en Android Studio. a) Cálculo de BPM y SPO2. b) Presentación del gráfico y datos de la señal pulsátil del paciente.

El código generado de la programación en Android Studio para la aplicación del dispositivo móvil se encuentra en el **Anexo B**.

3.4. Metodología de la investigación

Para la elaboración de este proyecto se utilizarán los métodos de investigación descritos a continuación:

Investigación bibliográfica / documental: En la actualidad existe mucha información sobre la implementación de algoritmo para la determinación de señales respiratorias, por lo que es conveniente explotar esos conocimientos para el beneficio de la sociedad, analizando e interpretando la diferente técnica y herramientas para el desarrollo del mismo. Este método se lo utilizará recopilando información sobre: señales fisiológicas, dispositivos móviles con plataforma Android, pulsímetro.

Investigación de campo: Este método se utilizará para conocer el proceso de obtención de señal del ritmo cardiaco, y funcionamiento del pulsímetro (Sensor SPO2).

Investigación aplicada: Este método se utilizará para diseñar e implementar el algoritmo de programación del dispositivo móvil con plataforma Android para poder visualizar las señales cardiacas en el mismo.

3.5. Técnicas de análisis de datos

Las técnicas que se utilizarán en la recopilación de información y análisis de señales serán:

- Para obtener toda la información necesaria sobre obtención de señal del ritmo cardiaco así como el pulsímetro y comunicaciones vía wifi a dispositivos móviles, y temas relacionados con el proyecto, se utilizará la técnica documental, mediante la utilización de fuentes secundarias como: documentos técnicos, libros,

enlaces electrónicos, tesis de grado, publicaciones electrónicas, paper, etc. Además se utilizará los repositorios internacionales actualizados que tiene la universidad.

- La técnica de la observación científica de campo y entrevista a los Ingenieros colaboradores del proyecto que tienen experiencia en el tema, son fuentes primarias también muy necesarias para recolectar toda la información requerida. (Técnicas de recolección de información).
- La técnica experimental se utilizará para dar solución a los problemas mediante la técnica prueba/error al momento de empezar a realizar la obtención de la señal cardiorrespiratoria del usuario.

CAPÍTULO IV

4. RESULTADOS DE LA INVESTIGACIÓN

4.1. Pruebas de sistema con el paciente

Las pruebas se realizaron en el en la ciudad de Latacunga en la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE-L y en sus alrededores para la cual se encuentran considerados como sujetos de prueba a 15 bebés lactantes desde 3 hasta 6 meses y a otros 15 lactantes de 6 a 12 meses además de niños de 7 a 12 años y adultos de 18 a 50 años.

Como ya se mencionó anteriormente el elemento patrón se utilizó un (monitor u oxímetro) para realizar todas las pruebas de campo a continuación se muestran imágenes de pacientes (**figura 59**) a las que se les realizó el diagnóstico con el prototipo y el elemento patrón.



Figura 59: (a) Sujetos de pruebas niño de 15 días de nacido.



Figura 60: (a) Sujetos de pruebas niña de 15 días de nacida.



(a)

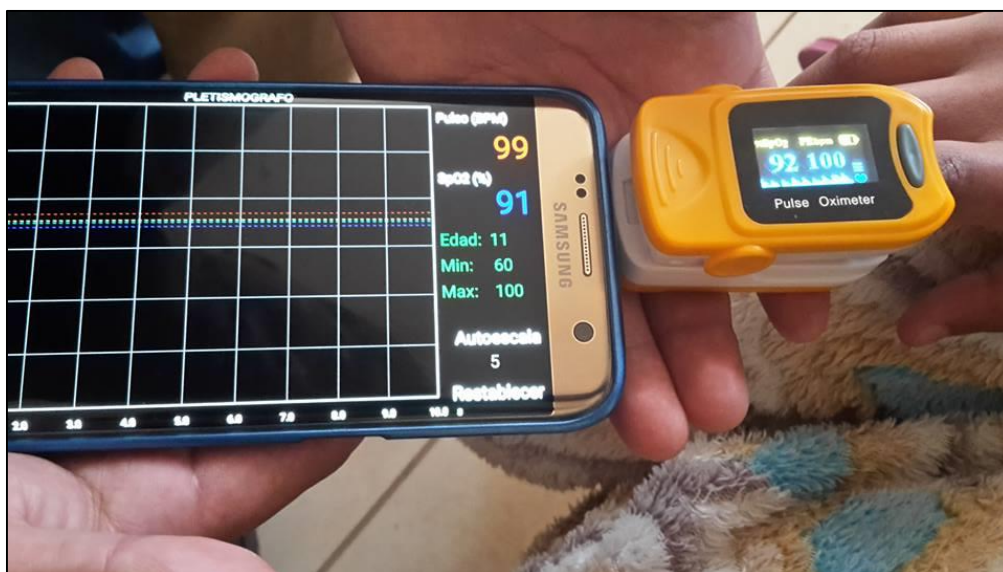


(b)

Figura 61: (a) Sujetos de pruebas niña de 7 años (b) comparación con elemento patrón.



(a)



(b)

Figura 62: (a) Sujetos de pruebas niña de 11 años (b) comparación con elemento patrón



(a)



(b)

Figura 63: (a) Sujetos de pruebas adulto mayor mujer de 34 años (b) comparación con elemento patrón.



(a)

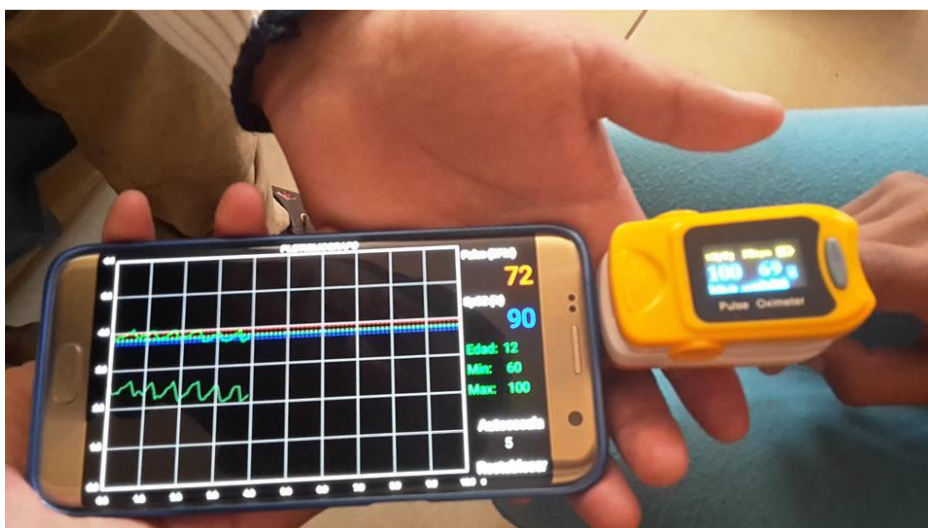


(b)

Figura 64: (a) Sujetos de pruebas niña de 5 años (b) comparación con elemento patrón.



(a)



(b)

Figura 65: (a) Sujetos de pruebas niña de 12 años (b) comparación con elemento patrón.



(a)



(b)

Figura 66: (a) Sujetos de pruebas niña de 6 años (b) comparación con elemento patrón.

En las **figuras (a) 61, 62, 63, 64, 65 y 66** se puede observar cómo fueron realizadas cada una de las pruebas el equipo que conforma el sistema de monitoreo de ondas pletismográficas en los lactantes, **figuras (59, 60)** niños y adultos mediante el uso de dispositivos móviles en las **figuras (b) 61, 62, 63, 64, 65 y 66** se observa como la información es presentada en un teléfono móvil en la aplicación implementada explicada en el capítulo anterior.

4.2. Resultados obtenidos

Las pruebas realizadas son de forma experimental como se observa en las figuras anteriores se efectuaron diferentes lecturas con el medidor cardiorrespiratorio, pudiéndose observar los resultados en la pantalla del dispositivo móvil (Smartphone).

Para cada una de las pruebas se observa que la variación de medida entre porcentaje con respecto al elemento patrón no es muy grande como se comprueba en el capítulo 3 y se estima que la variación es de 1 o 2 puntos de diferencia entre nuestro equipo y el elemento patrón lo que se asemeja en la **tabla 10** los resultados de cada una de las pruebas realizadas se comprueba con la **tabla 9** se puede determinar que todas las pruebas realizadas dan como resultado que las personas sometidas a las pruebas están o tienen una frecuencia cardíaca normal ya aceptable es decir los latidos por minuto de los sujetos de prueba son normales.

Tabla 9
Valores normales de la frecuencia cardíaca

EDAD	LATIDOS POR MINUTO (lpm)
Recién nacidos (0 – 30 meses de edad)	100 a 150
Bebés (3 – 6 meses de edad)	90 a 120
Bebés (6 – 12 meses de edad)	80 a 120
Niños de 1 – 10 años	70 a 120
Niños de más de 10 años y adultos (incluyendo a adultos mayores)	60 a 100
Atletas bien entrenados	40 a 60

Fuente: (Vallejos & Grijalva, 2016, pág. 16)

El error que se presenta en las mediciones generalmente no sobrepasa el 2,5 % de error como se sabe el equipó tiene una confiabilidad el 98% es decir que se encuentre dentro del rango aceptable para estos equipos cabe mencionar que elemento patrón tiene un error de +-2%, entonces se sacó el error del prototipo con respecto al equipo y se tiene que el error es bastante aceptable.

Tabla 10
Valores de la frecuencia cardiaca de pruebas de 5 a 34 años

Edad de sujeto de prueba	Prototipo LPM	Elemento patrón LPM	Error (%)	Valores normales de frecuencia cardiaca normal
5 años	82	83	1,20	Frecuencia normal de niños de 1 a 10 años 70-120 LPM
6 años	85	83	2,41	
7 años	89	89	0,00	
11 años	99	100	1,00	Frecuencia normal de 10 años en adelante 60-120 LPM
12 años	70	69	1,45	
13 años	87	86	1,16	
34 años	83	83	0,00	

En la siguiente **tabla 11** se indica los valores comparativos obtenidos durante las mediciones para los bebes de 3 -6 meses de igual forma se efectuó la pruebas con el prototipos y luego con el elemento patrón.

Tabla 11
Valores de la frecuencia cardiaca de pruebas de 3 a 6 meses

Edad de sujeto de prueba	Prototipo LPM	Elemento patrón LPM	Error (%)	Valores normales de frecuencia cardiaca bebes de 3-6 meses
3 meses	98	99	1,01	Frecuencia normal 90-120 LPM
3 meses	91	92	1,09	
4 meses	94	94	0,00	
5 meses	99	100	1,00	
6 meses	98	99	1,01	
6 meses	100	99	1,01	
6 meses	101	103	1,94	

El error que se presenta en las mediciones de los bebes no sobrepasa el 1,5 % de se tiene que el error es bastante aceptable incluso menor que en las personas de mayor edad por lo que el objetivo se cumple ya que el equipo está más orientado a ser utilizado en bebes lactantes.

En la siguiente **tabla 12** se indica los valores comparativos obtenidos durante las mediciones para los bebés de 6 - 12 meses de igual forma se efectuó la pruebas con el prototipos y luego con el elemento patrón y luego sacar el error correspondiente a cada una de las pruebas.

Tabla 12
Valores de la frecuencia cardiaca de pruebas de 6 a 12 meses

Edad de sujeto de prueba	Prototipo LPM	Elemento patrón LPM	Error (%)	Valores normales de frecuencia cardiaca bebés de 6-12 meses
7 meses	88	89	1,12	Frecuencia normal 80-120 LPM
7 meses	90	89	1,12	
7 meses	86	86	0,00	
7 meses	89	88	1,14	
8 meses	90	91	1,10	
8 meses	89	89	0,00	
10 meses	91	90	1,11	
12 meses	88	89	1,12	

4.3. Análisis de los resultados

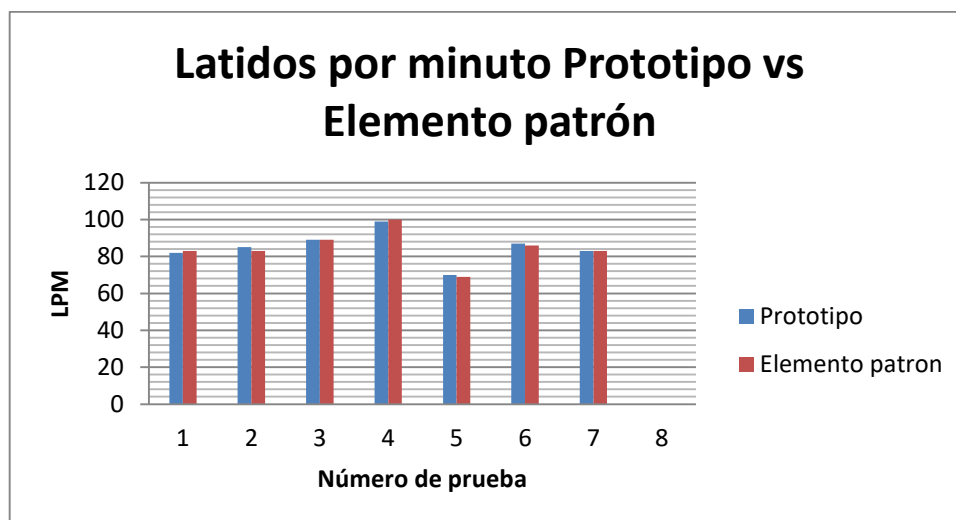
En las pruebas realizadas se puede concluir con un análisis de los resultados para cada una de las pruebas para lo cual se sacó el error teniendo como un elemento patrón el oxímetro teniendo en cuenta que el elemento patrón tiene un error de $\pm 2\%$ de error en su medida por lo que en cada sujeto de prueba se realizó como mínimo tres mediciones para asegurar un valor de medida según su repetitividad del instrumento tanto del prototipo como del equipo.

4.3.1. Análisis de resultados pruebas de 3 a 6 meses

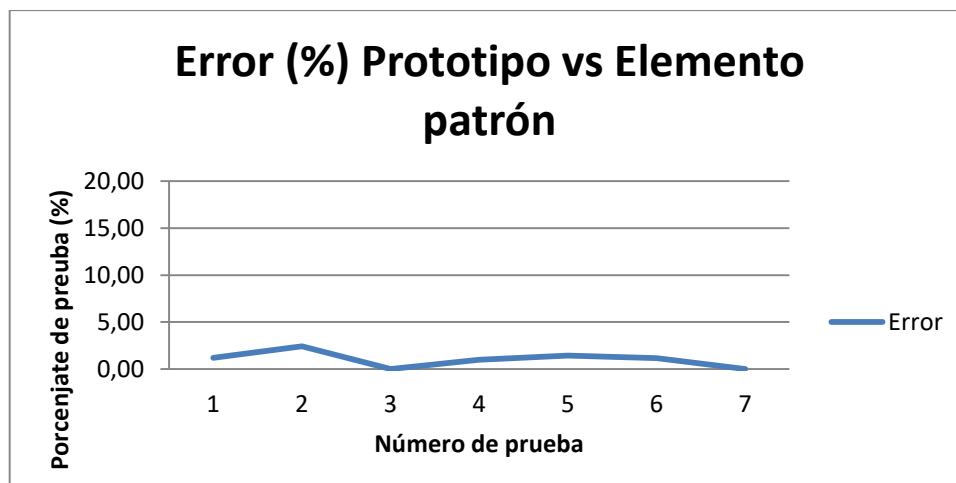
Los bebés de 3 a 6 meses se puede observar que el error en este caso es de 0% como mínimo y llega a alcanzar un valor de 1,94% **tabla 13** como se observa en el gráfico de la **figura 62 (b)** y se observa el comportamiento del error entre pruebas siendo muy mínima su variación

Tabla 13
Valores de la frecuencia cardiaca de pruebas de 3 a 6 meses

N°	Prototipo LPM	Elemento patrón LPM	Error (%)	Valores normales de frecuencia cardiaca bebes de 3-6 meses
1	98	99	1,01	Frecuencia normal 90-120 LPM
2	91	92	1,09	
3	94	94	0,00	
4	99	100	1,00	
5	98	99	1,01	
6	100	99	1,01	
7	101	103	1,94	



(a)



(b)

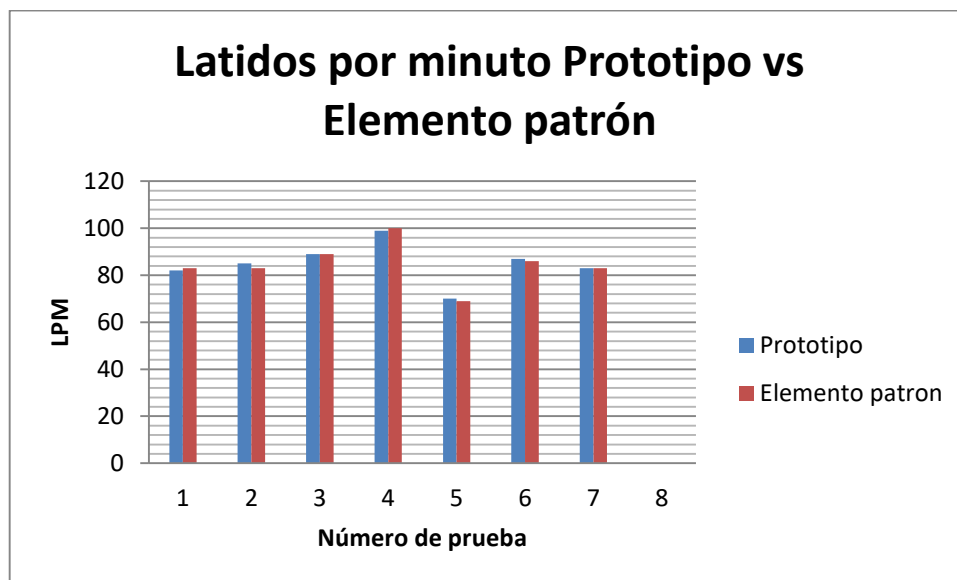
Figura 67: (a) Diagrama de barras de pruebas de bebes de 3 a 6 meses (b) comportamiento del error entre pruebas

4.3.2. Análisis de resultados pruebas de 6 a 12 meses

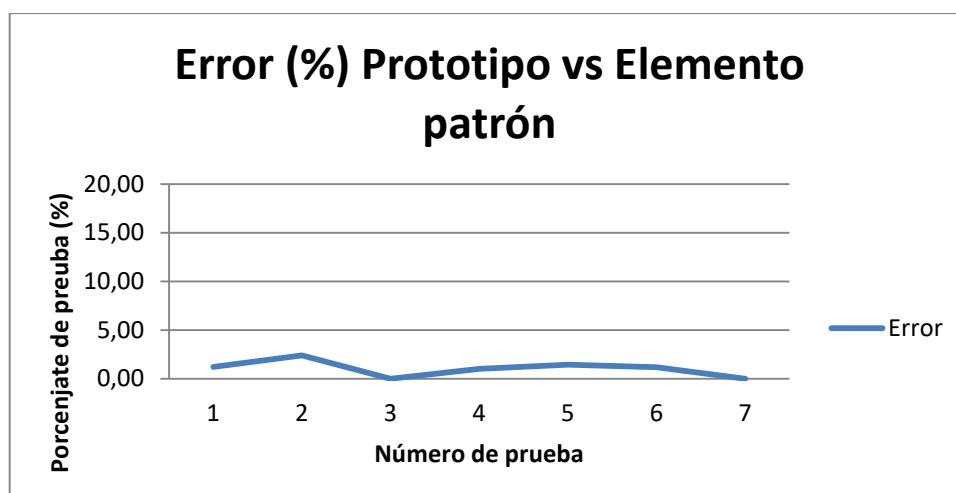
Para los bebés de 6-12 meses el error máximo es de 1,12 % observado en la **tabla 14**, en la **figura 63 (b)** se aprecia el comportamiento del error por lo que es mínimo. El equipo construido tiene la posibilidad de detectar al tomar el pulso si los resultados de los valores obtenidos se encuentran fuera del rango normal de frecuencia cardiaca.

Tabla 14
Valores de la frecuencia cardiaca de pruebas de 6 a 12 meses

N°	Prototipo LPM	Elemento patrón LPM	Error (%)	Valores normales de frecuencia cardiaca bebés de 6-12 meses
1	88	89	1,12	Frecuencia normal 80-120 LPM
2	90	89	1,12	
3	86	86	0,00	
4	89	88	1,14	
5	90	91	1,10	
6	89	89	0,00	
7	91	90	1,11	
8	88	89	1,12	



(a)



(b)

Figura 68: (a) Diagrama de barras de pruebas de bebés de 6 a 12 meses (b) comportamiento del error entre pruebas

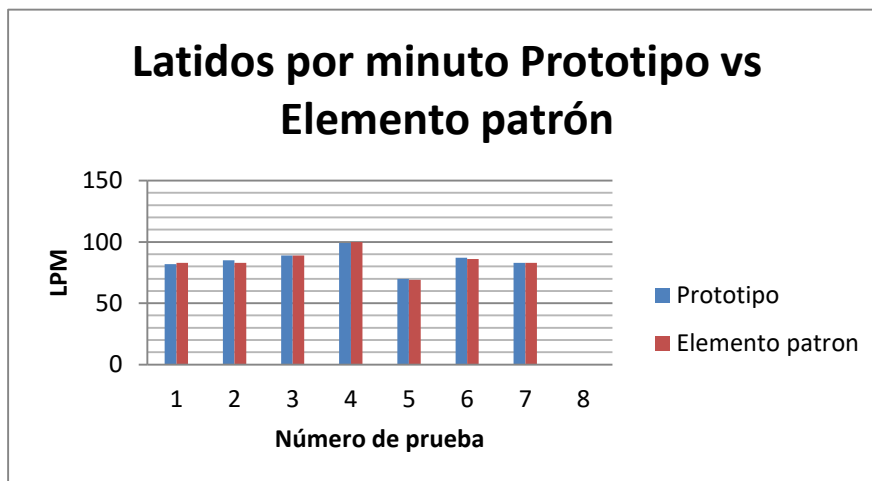
4.3.3. Análisis de resultados pruebas de 5 a 34 años

Para los niños y personas que comprenden la edad de 5 a 34 años con los que se realizó las pruebas el error máximo que presentaron es de 2.41 % observado en la **tabla 15**, en la **figura 64** (b) se aprecia el comportamiento del error por lo que es mínimo a pesar que una prueba presento un error que sobrepaso el 2% de error el equipo se mantiene dentro del rango aceptable cumpliendo con el objetivo del proyecto. El equipo construido tiene la posibilidad de detectar al tomar el pulso si los resultados de los valores obtenidos se encuentran fuera del rango normal de frecuencia cardiaca.

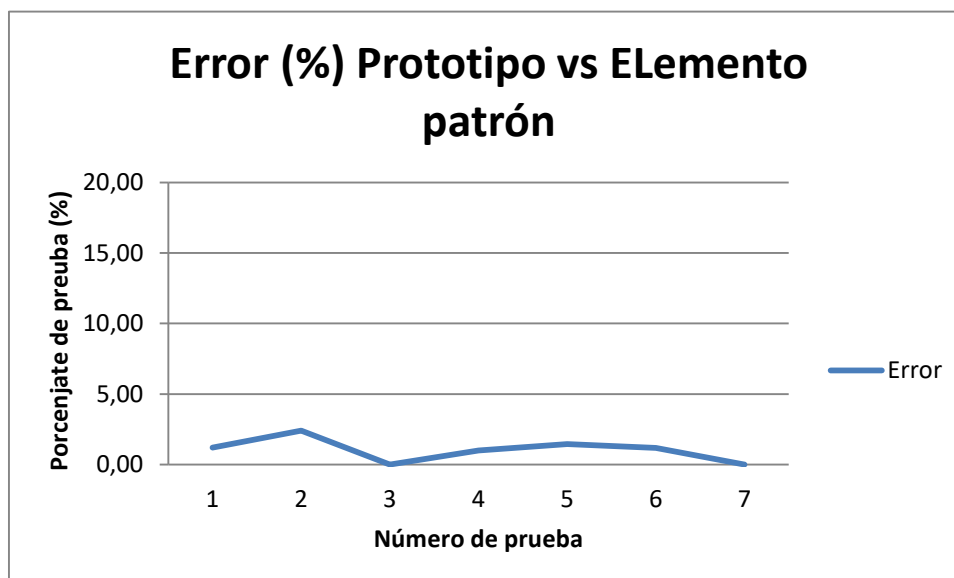
Tabla 15

Valores de la frecuencia cardiaca de pruebas de 5 a 34 años

N°	Prototipo LPM	Elemento patrón LPM	Error (%)	Valores normales de frecuencia cardiaca normal
1	82	83	1,20	Frecuencia normal de niños de 1 a 10 años 70-120 LPM Frecuencia normal de 10 años en adelante 60-120 LPM
2	85	83	2,41	
3	89	89	0,00	
4	99	100	1,00	
5	70	69	1,45	
6	87	86	1,16	
7	83	83	0,00	



(a)



(b)

Figura 69: (a) Diagrama de barras de pruebas de bebés de 5 a 34 años (b) comportamiento del error entre pruebas

4.4. Costo beneficio del equipo

El costo beneficio del proyecto radica en que la investigación permite tener un equipo que está dentro de los márgenes de error además que está aprobado por un profesional del área de salud y que además de todo esto utiliza tecnología que casi todo el mundo puede acceder para ser así más amigable con el usuario teniendo muchos benéficos como:

- Bajo costo de implementación
- Es inalámbrico
- Se puede observar la señal pletismográfica en el dispositivo móvil en tiempo real.
- Posee una alarma sonora y visual en caso de que el paciente tenga el número de pulsos anormal.

En la siguiente **tabla 16** se detalla el precio de los componentes utilizados durante la elaboración práctica del proyecto, con el objetivo de conocer el costo total del mismo y realizar una comparación respecto a los equipos comerciales utilizados con para la medición del pulso cardiaco por lo que el costo del proyecto con respecto a los beneficios que ofrece el mismo es muy acertado ya que tienen casi el mismo valor pero el prototipo tiene beneficios que el elemento patrón no tiene.

Tabla 16
Costo del proyecto

COMPONENTE	CANTIDAD	PRECIO \$
Tarjeta PSoC 5LP Prototyping Kit (CY8CKIT-059)	1	49
Módulo wifly RN-XV	1	40
Sensor Nellcor neonatal	1	30

Tabla 17
Costo beneficio del proyecto

COMPONENTE	CANTIDAD	PRECIO \$	COSTO \$
Prototipo	1	119	25
Oxímetro	1	95	25

En la siguiente **tabla 17** se observa que el costo beneficio es de \$ 20 dólares americanos con respecto al oxímetro por lo que no tienen una gran diferencia de costo pero si el prototipo sería implementado en masa su costo bajaría igualando o inclusive menor al costo del elemento patrón

Tabla 18
Costo beneficio del proyecto vs oxímetro profesional

COMPONENTE	CANTIDAD	PRECIO \$	COSTO \$
Prototipo	1	119	2881
Oxímetro	1	3000	-2881

Este equipo para medir el pulso se implementó de forma tal que se puede evidenciar que sea mucho más económico que uno de carácter comercial y sea profesional utilizado en los centros de salud hospitales y clínicas. Por citar un ejemplo de un equipo profesional es un oxímetro de la marca Nellcore tiene un costo de \$ 3000 dólares americanos aproximadamente en el mercado internacional, pero si a eso se le suma el precio de importación será mucho mayor mientras que el valor del prototipo solamente tiene un costo de \$ 119 dólares americanos, lo cual equivale a un ahorro del 2881 además de los beneficios que tiene el equipo teniendo un ahorro muy significativo además de los beneficios anteriormente mencionados.

CAPÍTULO V

5. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

CONCLUSIONES

- En este proyecto se diseñó e implementó un prototipo de medición de señales de pulsioximetría portátil, que permite la monitorización de pacientes lactantes, niños y adultos usando dispositivos móviles Android, así como la supervisión de signos vitales de cada paciente en tiempo real. En relación a la precisión de las mediciones del pulsioxímetro digital (equipo patrón), se calculó que la medición de la frecuencia cardíaca (BPM) presenta un error de 1,82%.
- Este prototipo está diseñado para ser compatible con sensores tipo Nellcor que tenga conector DB9, la cual permite un fácil remplazo del mismo, debido a que es un sensor comercial. Teniendo como resultado una medición confiable del sistema cardiorrespiratorio de diferentes pacientes.
- La tarjeta de procesamiento de la señal mixta (PSoC) utilizada en el prototipo permite al diseñador, realizar modificaciones o adiciones al prototipo sin mayores cambios al hardware, reduciendo así el tiempo de diseño.
- Se demostró con este prototipo que no es necesario contar con un sistema de alta tecnología para medir los signos vitales el cual implica altos gastos económicos además de no ser necesario de ir a un centro médico para tales fines.

- De la implementación del software se concluye que la creación de aplicaciones para el sistema operativo de código abierto Android los trabajos futuros estarán enfocados en el desarrollo de aplicaciones en el área de la medicina como herramientas para trabajar a tiempo real, conexiones con servidores para la generación y desarrollo de formularios etc., que puede ser de gran ayuda al trabajo de los médicos.
- La conexión de los leds rojo e infrarrojo internos del sensor están conectados inversamente uno respecto al otro por lo que se requiere una etapa de control de encendido y apagado de los leds de forma alterna, para ello se utilizó un puente H donde las señales que controlan su inversión fueron configuradas para que no se activen simultáneamente.

RECOMENDACIONES

- Con el desarrollo de este proyecto práctico disponible y accesibles para cualquier usuario debido a la poca complejidad de diseño y construcción de un prototipo de monitoreo de ondas pletismográficas cardiorrespiratorias para lactantes, se hacen las siguientes recomendaciones para el uso y aplicación.
- En las pruebas con el prototipo se determinó que en el momento de la medición se necesita un extremo cuidado puesto que cualquier movimiento brusco por parte del paciente así como la iluminación excesiva de fluorescentes afecta en el procesamiento de la señal provocando una salida de datos erróneos.

- Es importante tomar en cuenta todas las librerías así como permisos para el funcionamiento de la aplicación en el celular y la correcta configuración de las mismas puesto que si no se incorpora alguna de ellas la aplicación no se ejecutara en el celular.
- De acuerdo a las características del sensor Nellcor DS-100A no se debe sobrepasar los 50mA por precaución a posibles daños del sensor y tampoco debe estar por debajo de 4mA, ya que es la intensidad mínima que se aplica a un led para que se encienda.
- Se recomienda la adquisición de estos elementos del prototipo con garantía de calidad para asegurarnos de la confiabilidad y eficiencia del sistema.
- Es necesario asegurarnos de las normas médicas, parámetros establecidos para las mediciones, teniendo en cuenta los rangos normales permisibles de los resultados obtenidos en el monitoreo cardiorrespiratorio
- Se recomienda consultar con un médico los resultados obtenidos para valorar alguna anomalía o la posibilidad de un margen de error de las mediciones.
- Se recomienda también el seguimiento en el monitoreo cardiorrespiratorio a los lactantes frecuentemente para comparar los resultados obtenidos periódicamente.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- academiaandroid. (08 de 01 de 2015). *academiaandroid*. Recuperado el 20 de 10 de 2016, de <https://academiaandroid.com/android-studio-v1-caracteristicas-comparativa-eclipse/>
- Alfonso, M. L. (2002). *Estructura y función del cuerpo humano (2a)*. Madrid: Harcourt Brace.
- ASAMBLEA CONSTITUYENTE DEL ECUADOR. (2009). *ASAMBLEA CONSTITUYENTE DEL ECUADOR*. Manabi. Recuperado el 13 de 09 de 2016
- Barreda, M. M. (11 de 2008). *“Reanimación Soporte Vital Pediátrico.”*. Recuperado el 20 de 02 de 2015, de <http://ciclosdeporte.files.wordpress.com>
- Centro de Información Cardiovascular. (5 de junio de 2000). *Texas Heart Institute*. Obtenido de Texas Heart Institute: http://www.texasheart.org/HIC/Anatomy_Esp/cond_sp.cfm
- cypress. (2010). *cypress*. Recuperado el 11 de 08 de 2016, de <http://www.cypress.com/documentation/datasheets/psoc-5lp-cy8c58lp-family-datasheet-programmable-system-chip-psoc>
- Héctor Mejía Salas, M. M. (2012). Oximetría de pulso. *Revista de la Sociedad Boliviana de Pediatría*, 21-29.
- IET. (10 de Agosto de 2012). *Electrónica estudio.com*. Obtenido de Electrónica estudio.com: <http://www.electronicaestudio.com/>
- INEC. (2013). *Anuario de estadísticas vitales nacimientos y defunciones 2013*. Quito-Ecuador: Jurídica.
- inteligenciaartificialyrobotica*. (2016). Recuperado el 25 de 10 de 2016, de <http://www.inteligenciaartificialyrobotica.com/esp/item/168/modulo-rn-xv-wifly-con-antena>
- José López-Sendón, E. L. (17 de junio de 2007). *Revista Española de Cardiología*. Obtenido de Revista Española de Cardiología: <http://www.revespcardiol.org/es/reduccion-frecuencia-cardiaca-otras-opportunidades/articulo/13108779/>
- José Luis López, A. M. (2010). Exploración funcional II. Volúmenes. *Neumosur*, 85-97.
- Juliana Villegas González, O. A. (2012). *Semiología de los signos vitales: Una mirada novedosa a un problema vigente*. Bogotá-Colombia: Observatorio Colombiano de Ciencia y Tecnología.
- Juliet, S. D. (22 de junio de 2007). *Cirugía Vascolar Actualizada*. Obtenido de Cirugía Vascolar Actualizada:

<http://cirugiavascularactual.blogspot.com/2007/06/pletismografa-y-fotopletismografa-en-el.html>

Mallagray, E. P. (2010). *Pletismografía. Presiones segmentarias*. Madrid-España: Médica Panamericana.

Marisol Jiménez Molina, J. T. (26 de febrero de 2014). Las constantes vitales, monitorización básica. Obtenido de <http://www.eccpn.aibarra.org/temario/seccion1/seccion1.htm>

Mirta Araceli Martínez Toyos, P. R. (2009). Arritmia más frecuente en Pediatría. Taquicardia Paroxística Supraventricular. *Gaceta Médica espirituana*, 5-10.

pcpuntofijo. (2015). *pcpuntofijo*. Recuperado el 12 de 09 de 2016, de <http://www.pcpuntofijo.blogspot.com>

scielo. (s.f.). *scielo*. Recuperado el 11 de 08 de 2016, de <http://www.scielo.org.co/scielo.php?pid>

Silvia Ines Navarro de Juarez, A. L. (1991). Actividad eléctrica del corazón. *Ciencia t tecnología*, 101-108.

Solaa, C. R. (2005). Oximetría de pulso en la asistencia neonatal en 2005. Revisión de los conocimientos actuales. *Anales de pediatría*, 17-24.

Tomiello, F. L. (4 de agosto de 2012). *Nuevas tecnologías y salud*. Obtenido de Nuevas tecnologías y salud: http://www.tomiello.4mg.com/rich_text_6.html

Torre, R. D. (2008). *Probabilidad y estadística para ciencias y energía*. Barcelona: DELTA.

Universidad de Vermont. (2 de diciembre de 2007). *Equipamientos de Biomédica*. Obtenido de Equipamientos de Biomédica: http://its.uvm.edu/medtech/module_es.html

Vallejos, J., & Grijalva, P. (2016). *Diseño y construcción de una red de monitoreo de signos vitales en adultos mayores con deficiencia de movilidad*.

Workz, M. (2012). *Arduino Programming with MATLAB and Simulink*. New York-Estados Unidos: Assistant jobs.

yostlabs. (2016). *Yost Labs Inc*. Recuperado el 12 de 09 de 2016, de <https://www.yostlabs.com>

ANEXOS

ANEXO A

Programación de adquisición de datos y comunicación UART tarjeta SPoc.

```

/* =====
 *
 * Copyright YOUR COMPANY, THE YEAR
 * All Rights Reserved
 * UNPUBLISHED, LICENSED SOFTWARE.
 *
 * CONFIDENTIAL AND PROPRIETARY INFORMATION
 * WHICH IS THE PROPERTY OF your company.
 *
 * =====
 */
#include <project.h>
#include <stdio.h>
#include <stdlib.h>
#include <math.h>

int main()
{
    int32 Pr,Pir;
    int32 Cr,Cir;
    int i,j;
    char str[10],stir[10];
    int dato[5]={0,0,0,0,0};
    int dato1[5]={0,0,0,0,0};
    CyGlobalIntEnable; /* Enable global interrupts. */
    PWM_1_Start();
    PWM_2_Start();
    Clock_2_Start();
    Clock_1_Start();
    VDAC8_1_Start();
    TIA_1_Start();
    TIA_1_SetPower(TIA_1_MEDPOWER);
    Sample_Hold_1_Start();
    Sample_Hold_1_SetPower(Sample_Hold_1_MEDPOWER);
    Sample_Hold_2_Start();
    Sample_Hold_2_SetPower(Sample_Hold_2_MEDPOWER);
    CONV_A_Start();
    UART_1_Start();
    AMux_1_Start();

    for(;;)
    {
        for(i=0;i<5;i++) {
            AMux_1_FastSelect(0);
            CONV_A_StartConvert();
            CONV_A_IsEndConversion(CONV_A_WAIT_FOR_RESULT);
            Pr=CONV_A_GetResult32();
            CONV_A_StopConvert();
            Cr=Pr/64;
            dato[i]=Cr;
            AMux_1_FastSelect(1);
            CONV_A_StartConvert();
        }
    }
}

```

```
CONV_A_IsEndConversion(CONV_A_WAIT_FOR_RESULT);
Pir=CONV_A_GetResult32();
CONV_A_StopConvert();
Cir=Pir/64;
dato1[i]=Cir;
CyDelay(50);
}

UART_1_PutString("a");

for(j=0;j<5;j++){
UART_1_PutString("b");
sprintf(str,"%d",dato[j]);
UART_1_PutString(str);
UART_1_PutString("c");
sprintf(stir,"%d",dato1[j]);
UART_1_PutString(stir);
}
UART_1_PutString("d");
}
}
```

ANEXO B

Programación Android Studio

```

package com.tesis.pletismografo;

import android.content.Context;
import android.graphics.Canvas;
import android.graphics.Color;
import android.graphics.Paint;
import android.graphics.Path;
import android.os.CountDownTimer;
import android.support.v7.app.AppCompatActivity;
import android.os.Bundle;
import android.view.MotionEvent;
import android.view.View;
import android.widget.Toast;

import java.io.DataInputStream;
import java.io.DataOutputStream;
import java.io.IOException;
import java.net.DatagramPacket;
import java.net.DatagramSocket;
import java.net.InetAddress;
import java.net.UnknownHostException;

import android.media.AudioManager;
import android.media.SoundPool;

public class Pletismografo extends AppCompatActivity {
    final int nDatos=5; //número de datos que vienen en el paquete UDP
    final int Ts=50; //tiempo de muestreo en ms
    boolean dato=false; //bandera para saber si hubo datos
    boolean rst=true; //bandera para reniciar el dibujo
    float xData[]=new float[nDatos]; //vector para guardar los datos
    tiempo
    float yData[]=new float[nDatos]; //vector para guardar los datos mV
    float yData1[]=new float[nDatos]; //vector para la segunda grafica
    float vectorPulso[]= new float[50]; //vector para guardar los pulsos
    y eliminar errores con la varianza
    float aux=0; //variable auxiliar para intercambiar valores
    float varianza=0;
    float mediana=0;
    int contT=0; //contador para graficar cada intervalo de Ts
    (ms)
    float intervalo=0; //variable para calcular el intervalo de px por Ts
    (ms)
    int index=0; //variable para tomar el valor de los vectores de datos
    int edad=25;
    int AlarmaMin=60;
    int AlarmaMax=100;
    int ventana=0; //variable para sacar la ventana emergente
    String texto="";
    float anchoTotal=0; //variable global para guardar el ancho del
    canvas
    float altoTotal=0; //variable global para guardar el alto del
    canvas
    float tiempo=0; //tiempo transcurrido
    float tiempoIn=0; //variable para guardar el tiempo del primer pico
    float tiempoFin=0; //variable para guardar el tiempo final
    float tiempoAntMax=0; //variable para guardar el tiempo del ultimo

```

```

pico Max, y filtrar picos muy rapidos (ruido)
float tiempoAntMin=0;//variable para guardar el tiempo del ultimo
pico Min, y filtrar picos muy rapidos (ruido)
float pulso=0; //variable para calcular el pulso
float sumPulso=0;
int contPul=0; //variable para contar numero de pulsos
float spo2=100; //variable para calcular el SpO2
float zoom=1; //variable para modificar el zoom de
la señal, multiplicador
int offset=0; //variable para desplazar la señal,
sumar o restar cada 0.1 de la pantalla
int offsetIR=0;//variable para desplazar la señal, sumar o restar
cada 0.1 de la pantalla
boolean auto=false; //para saber si se presiono
autoescala y calcular valores de offset
float Xcoo=0;
float Ycoo=0;
SoundPool sp; //variables para reproducir sonido
int soundId;
boolean sonido=true; //boolean para apagar /prender alarma
boolean play=true;

float y=300;
float y1=300;
//variables para la señal roja
float nivelBPM=y;
float nivelMin=y;
float picoMax=y; //variable para calcular el pico maximo
float picoMin=y; //variable para calcular el pico mínimo
float picoMaxAnt=y; //variable para guardar el pico máximo anterior
float picoMinAnt=y; //variable para guardar el pico mínimo
anterior
float picoMaxRef=y; //variables para referencia de picos
anteriores
float picoMinRef=y;
//variables para la señal IR
float nivelBPMIR=y;
float nivelMinIR=y;
float picoMaxIR=y; //variable para calcular el pico maximo
float picoMinIR=y; //variable para calcular el pico mínimo
float picoMaxAntIR=y;//variable para guardar el pico maximo anterior
float picoMinAntIR=y; //variable para guardar el pico mínimo
anterior
float picoMaxRefIR=y; //variables para referencia de picos
anteriores
float picoMinRefIR=y;
float Rspo2=0; //variable para calcular R, para luego
SpO2

//----- variables para comunicacion UDP -----
--
static final int SocketServerPORT = 8080;//puerto del servidor UDP
static final int localPort=50000; //puerto para el socket local
static final String ipLocal="10.10.10.1 //ip del dispositivo local
ChatClientThread chatClientThread = null;
String datoUDP;
//-----
--

@Override
protected void onCreate(Bundle savedInstanceState) {

```

```

String textAddress = "10.10.10.1"; //DIRECCION DEL SERVIDOR
super.onCreate(savedInstanceState);
Vista vista =new Vista(this);
setContentView(vista);

//----- INICIAR LA COMUNICACION UDP -----
--
chatClientThread = new ChatClientThread(textAddress,
SocketServerPORT);
chatClientThread.start();
//-----
--
sp = new SoundPool(1,AudioManager.STREAM_MUSIC,1);
soundId = sp.load(this, R.raw.ecg, 1);

}
class Vista extends View{
    Path path = new Path();
    Path pathIR= new Path();
    Path pathSemilinea=new Path();
    Path pathSemilinea2=new Path();
    Path pathSemilineaMin=new Path();
    Path pathSemilineaMax=new Path();
    public Vista(Context context){
        super(context);
    }
    public void onDraw(Canvas canvas) {
        int ancho = canvas.getWidth(); //ancho de la pantalla
        int alto = canvas.getHeight(); //ancho de la pantalla
        anchoTotal = (float) (ancho); //ancho total del canvas
        altoTotal = (float) (alto); //alto total del canvas
        Paint paint = new Paint();
        intervalo=(float) ((0.78*anchoTotal)/(10000/Ts));
        if (rst) {
            //reset de valores para picos maximos y minimos
            picoMax=y;
            picoMin=y;
            picoMaxAnt=y;
            picoMinAnt=y;
            picoMaxRef=y;
            picoMinRef=y;
            nivelBPM = alto - (((picoMinAnt - picoMaxAnt) / 2) + (alto -
picoMinAnt));
            nivelMin=alto - (((picoMinAnt - picoMaxAnt) / 4) + (alto -
picoMinAnt));
            picoMaxIR=y1;
            picoMinIR=y1;
            picoMaxAntIR=y1;
            picoMinAntIR=y1;
            picoMaxRefIR=y1;
            picoMinRefIR=y1;
            nivelBPMIR = alto - (((picoMinAntIR - picoMaxAntIR) / 2) +
(alto - picoMinAntIR));
            nivelMinIR=alto - (((picoMinAntIR - picoMaxAntIR) / 4) +
(alto - picoMinAntIR));
            rst=false;
            path.reset();
            pathIR.reset();
            path.moveTo((float) (ancho * 0.04), y);
            pathIR.moveTo((float) (ancho * 0.04), y1);
            Rspo2=Rspo2/(contPul);

```

```

        spo2=(float) ((-3.44*Rspo2*Rspo2)-(20.11*Rspo2)+112.6);
        //varianza para eliminar datos erroneos
    if(contPul>1)
    {
        pulso=sumPulso/(contPul-1//calculo del promedio de todos los
        pulsos
        varianza = 0;
        for (int n = 0; n < (contPul - 1); n++) {
            varianza=varianza+((vectorPulso[n]-pulso)*(vectorPulso[n]-
            pulso));
        }
        varianza = varianza / (contPul - 1);
        varianza = (float) (Math.sqrt(varianza));
        //ordenar el vector de menor a mayor
        for (int n = 1; n < (contPul - 1); n++)
        for (int m = 0; m < (contPul - 1 - n); m++)
        if (vectorPulso[m] > vectorPulso[m + 1])
        {
            aux = vectorPulso[m];
            vectorPulso[m] = vectorPulso[m + 1];
            vectorPulso[m + 1] = aux;
        }
        if ((contPul - 1) % 2 == 1)
        {
            mediana = vectorPulso[((contPul - 1) / 2)];
        }
        else
        {
            mediana=vectorPulso[((contPul-1)/2)]+vectorPulso[((contPul-1)/2)-
            1];
            mediana = mediana / 2;
        }
        //realizar el promedio entre valores correctos
        pulso = 0;
        sumPulso = 0;
        for (int n = 0; n < (contPul - 1); n++)
        {
            if(vectorPulso[n]>=(mediana-varianza)&vectorPulso[n]<=(mediana+
            varianza))
            {
                pulso = pulso + vectorPulso[n];
                sumPulso++;
            }
        }
        pulso = pulso / (sumPulso);
    }
    sumPulso=0;
    Rspo2=0;
    contPul = 0;
    contT=0;
    timer();
}
//validar rangos que no se salga de la cuadrícula de figura
if (yData[index] > (alto * 0.95))
yData [index]=(float) (alto * 0.95);
if (yData [index]< (alto * 0.05))
yData [index]=(float) (alto * 0.05);
//validar rangos que no se salga de la cuadrícula de figura
if (yData1[index] > (alto * 0.95))
yData1 [index]=(float) (alto * 0.95);
if (yData1 [index]< (alto * 0.05))

```

```

yData1 [index]= (float) (alto * 0.05);

//calcular tiempo

xData [index]=(float) ((double) (contT*intervalo)+(ancho*0.04));
if(contT<=(10000/Ts)){
    contT++;
}
else{
contT=0;
rst=true;
y=yData [index];
y1=yData1 [index];
}
//graficar fondo
canvas.drawColor(Color.BLACK);
//graficar cuadrícula
paint.setStyle(Paint.Style.STROKE);
paint.setStrokeWidth(2);
paint.setColor(Color.argb(255, 110, 110, 110));
for (int i = 1; i < 10; i++)
    canvas.drawLine((float) ((i * ancho * 0.078) + ancho * 0.04),
(float) (alto * 0.05), (float) ((i * ancho * 0.078) + ancho * 0.04),
(float) (alto * 0.95), paint);
for (int i = 1; i < 6; i++)
    canvas.drawLine((float) (ancho * 0.04), (float) ((i * alto * 0.15)
+ alto * 0.05), (float) (ancho * 0.82), (float) ((i * alto * 0.15) +
alto * 0.05), paint);
//graficar cuadrado de grafica
paint.setColor(Color.WHITE);
canvas.drawRect((float) (ancho * 0.04), (float) (alto * 0.05),
(float) (ancho * 0.82), (float) (alto * 0.95), paint);
//graficar titulo
paint.setTextSize((float) (alto * 0.04));
paint.setStyle(Paint.Style.FILL);
paint.setTextAlign(Paint.Align.CENTER);
canvas.drawText("PLETISMOGRAFO", (float) (ancho / 2), (float) (ancho
* 0.02), paint);
//graficar textos de escalas X Y
paint.setTextSize((float) (ancho * 0.015));
paint.setTextAlign(Paint.Align.CENTER);
for (int i = 0; i < 11; i++)
canvas.drawText(Float.toString((float) (i)), (float) ((i * ancho *
0.078) + ancho * 0.04), (float) (alto), paint);
paint.setTextAlign(Paint.Align.LEFT);
canvas.drawText("s", (float) (ancho * 0.85), (float) (alto), paint);
paint.setTextAlign(Paint.Align.RIGHT);
for (int i = 0; i < 7; i++)
canvas.drawText(Float.toString((float) (i)), (float) (ancho * 0.03),
(float) (((6 - i) * alto * 0.15) + alto * 0.05), paint);
paint.setTextAlign(Paint.Align.LEFT);

//graficar textos "Pulsos" "SpO2" y variables
paint.setTextSize((float) (alto * 0.04));
paint.setTextAlign(Paint.Align.LEFT);
canvas.drawText("Pulso (BPM)", (float) (ancho * 0.83), (float) (alto
* 0.1), paint);
canvas.drawText("SpO2 (%)", (float) (ancho * 0.83), (float) (alto *
0.3), paint);

//graficar señal

```

```

paint.setStrokeWidth(3);
paint.setColor(Color.argb(255, 20, 150, 20));
paint.setStyle(Paint.Style.STROKE);

//GRAFICAR SEÑAL
path.lineTo((float)((contT*intervalo)+(ancho*0.04)), yData[index]);
canvas.drawPath(path, paint);

//calcular los picos maximos y minimos
if (yData[index] <= picoMax) {
    picoMax = yData[index];
} else if (yData[index] > picoMax & yData[index] <= picoMaxRef) {
    if (picoMax < nivelBPM) {
        picoMaxRef = picoMax;
        picoMinRef = picoMax;
        picoMin = picoMax;
        picoMaxAnt = picoMax;
        aux=picoMax;
    }
    nivelBPM = alto - (((picoMinAnt - picoMaxAnt) / 2) + (alto -
    picoMinAnt));
    nivelMin=alto - (((picoMinAnt - picoMaxAnt) / 3) + (alto -
    picoMinAnt));

    Rspo2=Rspo2+((picoMinAntIR*picoMaxAnt)/(picoMaxAntIR*picoMinAnt));

    if(((5000/(tiempo-tiempoAntMax))>AlarmaMin || (5000/(tiempo-
    tiempoAntMax))<AlarmaMax))
        sp.play(soundId,1,1,1,0,0);
        if (contPul > 0) {
            tiempoFin = tiempo;
        } else {
            tiempoIn = tiempo;
        }
        if (contPul>0){
            sumPulso=sumPulso+(5000/(tiempo-tiempoAntMax));
            if((contPul-1)<50)
                vectorPulso[contPul-1]=(5000/(tiempo-tiempoAntMax));
        }
        tiempoAntMax = tiempo;
        contPul = contPul + 1;
        //auto escala para el offset
        while (aux< (0.15 * altoTotal) && offset>=0) {
            offset--;
            aux = (aux + ((float) (0.05 * altoTotal )));
        }
    }
}
if (yData[index] >= picoMin) {
    picoMin = yData[index];
} else if (yData[index] < picoMin & yData[index] >= picoMinRef) {
    if(picoMin>nivelMin) {
        picoMinRef = picoMin;
        picoMaxRef = picoMin;
        picoMax = picoMin;
        picoMinAnt = picoMin;
        aux=picoMin;
        tiempoAntMin = tiempo;
        nivelBPM = alto - (((picoMinAnt -
    picoMaxAnt) / 2) + (alto - picoMinAnt));
        nivelMin=alto - (((picoMinAnt -
    picoMaxAnt) / 3) + (alto - picoMinAnt));
    }
}

```



```

        //nivelBPM = alto - (((picoMinAnt -
picoMaxAnt) / 2) + (alto - picoMinAnt));
        //autoescala para el offset
        while (aux > (0.5 * altoTotal)) {
            offset++;
            aux = (aux - ((float) (0.05 *
altoTotal)));
        }
    }
}
//***** SEÑAL IR *****+
paint.setColor(Color.argb(255, 50, 100, 50));
//graficar señal IR
pathIR.lineTo((float) ((contT*intervalo)+(ancho*0.04)),
yData1[index]);
canvas.drawPath(pathIR, paint);
//calcular los picos maximos y minimos
if (yData1[index] <= picoMaxIR) {
    picoMaxIR = yData1[index];
} else if (yData1[index] > picoMaxIR & yData1[index] <=
picoMaxRefIR) {
    if (picoMaxIR < nivelBPMIR) {
        picoMaxRefIR = picoMaxIR;
        picoMinRefIR = picoMaxIR;
        picoMinIR = picoMaxIR;
        picoMaxAntIR = picoMaxIR;
        aux=picoMaxIR;
    }
    nivelBPMIR = alto - (((picoMinAntIR - picoMaxAntIR) / 2) + (alto -
picoMinAntIR));
    nivelMinIR=alto - (((picoMinAntIR - picoMaxAntIR) / 3) + (alto -
picoMinAntIR));
    while (aux<(0.45*altoTotal) && offsetIR>=0) {
        offsetIR--;
        aux = (aux + ((float) (0.05 * altoTotal )));
    }
}
if (yData1[index] >= picoMinIR) {
    picoMinIR = yData1[index];
} else if (yData1[index] < picoMinIR & yData1[index] >=
picoMinRefIR) {
    if(picoMinIR>nivelMinIR) {
        picoMinRefIR = picoMinIR;
        picoMaxRefIR = picoMinIR;
        picoMaxIR = picoMinIR;
        picoMinAntIR = picoMinIR;
        aux=picoMinIR;
        nivelBPMIR = alto - (((picoMinAntIR -
picoMaxAntIR) / 2) + (alto - picoMinAntIR));
        nivelMinIR=alto - (((picoMinAntIR -
picoMaxAntIR) / 3) + (alto - picoMinAntIR));
        //nivelBPM = alto - (((picoMinAnt - picoMaxAnt)
/ 2) + (alto - picoMinAnt));
        while (aux>(0.8*altoTotal)) {
            offsetIR++;
            aux = (aux -((float) (0.05 * altoTotal)));
        }
    }
}
}
}

```

```

//graficar línea de referencia de BPM
pathSemilinea.reset();
paint.setStrokeWidth(1);
paint.setColor(Color.argb(255, 250, 250, 50));
for (double i = ancho * 0.04; i < (ancho * 0.81); i = i + ancho *
0.01) {
    pathSemilinea.moveTo((float) (i), nivelBPM);
    pathSemilinea.lineTo((float) (i + ancho * 0.005), nivelBPM);
}
canvas.drawPath(pathSemilinea, paint);

//graficar línea de referencia para picos mínimos
pathSemilinea2.reset();
paint.setStrokeWidth(1);
paint.setColor(Color.argb(255, 50, 250, 250));
for (double i = ancho * 0.04; i < (ancho * 0.81); i = i + ancho *
0.01) {
    pathSemilinea2.moveTo((float) (i), nivelMin);
    pathSemilinea2.lineTo((float) (i + ancho * 0.005), nivelMin);
}
canvas.drawPath(pathSemilinea2, paint);

//GRAFICAR LINEAS MAXIMO Y MINIMO

pathSemilineaMax.reset();
paint.setColor(Color.argb(255, 250, 50, 50));
for (double i = ancho * 0.04; i < (ancho * 0.81); i = i + ancho *
0.01) {
    pathSemilineaMax.moveTo((float) (i), picoMaxAnt);
    pathSemilineaMax.lineTo((float) (i + ancho * 0.005), picoMaxAnt);
}
canvas.drawPath(pathSemilineaMax, paint);
pathSemilineaMin.reset();
paint.setColor(Color.argb(255, 50, 50, 250));
for (double i = ancho * 0.04; i < (ancho * 0.81); i = i + ancho *
0.01) {
    pathSemilineaMin.moveTo((float) (i), picoMinAnt);
    pathSemilineaMin.lineTo((float) (i + ancho * 0.005), picoMinAnt);
}
canvas.drawPath(pathSemilineaMin, paint);

//graficar variables edad, min y max
    tiempo=((Ts*contT)/10);
    paint.setStrokeWidth(3);
    paint.setColor(Color.argb(255, 20, 150, 20));
    paint.setStyle(Paint.Style.FILL);
    paint.setTextAlign(Paint.Align.LEFT);
    paint.setTextSize((float) (alto * 0.05));
    canvas.drawText("Edad: "+edad, (float) (ancho * 0.83),
(float) (alto * 0.50), paint);
    canvas.drawText("Min: "+AlarmaMin, (float) (ancho *
0.83), (float) (alto * 0.58), paint);
    canvas.drawText("Max: "+AlarmaMax, (float) (ancho *
0.83), (float) (alto * 0.66), paint);

//ventana emergente para seleccionar edad, min y max de
alarmas
    if (ventana!=0) {
        paint.setStyle(Paint.Style.FILL);
        paint.setStrokeWidth(2);
        paint.setColor(Color.argb(175, 100, 100, 100));

```

```

        canvas.drawRect((float) (ancho * 0.4), (float) (alto
* 0.4), (float) (ancho * 0.6), (float) (alto * 0.6), paint);
        paint.setColor(Color.argb(255, 250, 250, 250));
        paint.setTextSize((float) (alto * 0.04));
        switch (ventana){
            case 1:
                canvas.drawText("Edad:", (float) (ancho*0.45), (float) (alto*0.45), paint
);
                    paint.setTextSize((float) (alto * 0.06));

                canvas.drawText(Integer.toString(edad), (float) (ancho*0.45), (float) (a
lto*0.55), paint);
                    break;
            case 2:
                canvas.drawText("Minimo:", (float) (ancho*0.45), (float) (alto*0.45), pai
nt);
                    paint.setTextSize((float) (alto * 0.06));

                canvas.drawText(Integer.toString(AlarmaMin), (float) (ancho*0.45), (flo
at) (alto*0.55), paint);
                    break;
            case 3:
                canvas.drawText("Maximo:", (float) (ancho*0.45), (float) (alto*0.45), pai
nt);
                    paint.setTextSize((float) (alto * 0.06));
                canvas.drawText(Integer.toString(AlarmaMax), (float) (ancho*0.45), (flo
at) (alto*0.55), paint);
                    break;
        }
        paint.setStyle(Paint.Style.STROKE);
        paint.setTextSize((float) (alto * 0.08));
        canvas.drawText("▲", (float) (ancho*0.55), (float) (alto*0.5), paint);
        canvas.drawText("▼", (float) (ancho*0.55), (float) (alto*0.58), paint);
        canvas.drawRect((float) (ancho * 0.4), (float) (alto * 0.4), (float)
(ancho * 0.6), (float) (alto * 0.6), paint);
    }
    //graficar las variables pulso y spo2
    if(pulso<0 | pulso >200)
        pulso=0;
    if (spo2>100)
        spo2=100;
    if (spo2<0)
        spo2=0;

        paint.setStyle(Paint.Style.FILL);
        paint.setColor(Color.argb(255, 200, 20, 20));
        paint.setTextAlign(Paint.Align.RIGHT);
        paint.setTextSize((float) (alto * 0.1));
        canvas.drawText(Integer.toString(Math.round(pulso)),
(float) (ancho * 0.99), (float) (alto * 0.22), paint);
        paint.setColor(Color.argb(255, 20, 20, 200));
        canvas.drawText(Integer.toString(Math.round(spo2)),
(float) (ancho * 0.99), (float) (alto * 0.4), paint);
        if(pulso!=0 & (pulso<AlarmaMin || pulso>AlarmaMax)) {
            if (sonido)
                sp.play(soundId, 1, 1, 1, 0, 0);
            paint.setColor(Color.argb(255, 200, 20, 20));
            canvas.drawText("ALARMA", (float) (ancho * 0.5),
(float) (alto * 0.2), paint);
        }
    }
}

```

```

//GRAFICAR BOTONES y VARIABLES DE ZOOM Y OFFSET
paint.setStrokeWidth(2);
paint.setColor(Color.WHITE);
paint.setStyle(Paint.Style.FILL);
paint.setTextAlign(Paint.Align.RIGHT);
paint.setTextSize((float) (alto * 0.05));

canvas.drawText("Autoescala", (float) (ancho*0.99), (float) (alto*0.8),p
aint);

canvas.drawText("Restablecer", (float) (ancho*0.99), (float) (alto*0.96)
, paint);
    paint.setColor(Color.argb(255, 110, 110, 110));
    paint.setTextSize((float) (alto * 0.05));

canvas.drawText(Integer.toString((int) (zoom)), (float) (ancho*0.92), (f
loat) (alto*0.87), paint);
    dato=false;
    }
    public boolean onTouchEvent(MotionEvent e){
        Xcoo=e.getX();
        Ycoo=e.getY();
        int v=1;
        if(e.getAction()==MotionEvent.ACTION_DOWN){
            if(Xcoo>(anchoTotal*0.82) & Xcoo<(anchoTotal*0.99) &
Ycoo>(altoTotal*0.72) & Ycoo<(altoTotal*0.8)) {
                if ((picoMinAnt - picoMaxAnt) > 0) {
                    zoom = ((float) (0.25 * altoTotal) /
(picoMinAnt - picoMaxAnt))*zoom;
                    auto=true;
                }
            }

if (zoom>5)
zoom=5;
}
if(Xcoo>(anchoTotal*0.82) & Xcoo<(anchoTotal*0.99) &
Ycoo>(altoTotal*0.88) & Ycoo<(altoTotal*0.97)) {
    zoom = 1;
    offset=0;
    offsetIR=0;
}
if(ventana!=0)
{
    if(Xcoo>(anchoTotal*0.56) & Xcoo<(anchoTotal*0.6) &
Ycoo>(altoTotal*0.44) & Ycoo<(altoTotal*0.50))
    {
        switch (ventana) {
            case 1:
                edad++;
                break;
            case 2:
                AlarmaMin++;
                break;
            case 3:
                AlarmaMax++;
                break;
        }
        v = 0;
    }
}

```

```

if(Xcoo>(anchoTotal*0.56) & Xcoo<(anchoTotal*0.6) &
Ycoo>(altoTotal*0.52) & Ycoo<(altoTotal*0.58))
{
    switch (ventana) {
        case 1:
            edad--;
            break;
        case 2:
            AlarmaMin--;
            break;
        case 3:
            AlarmaMax--;
            break;
    }
    v = 0;
}
}
if(v!=0)
    if (Xcoo > (anchoTotal * 0.90) & Xcoo < (anchoTotal * 0.99) & Ycoo
    > (altoTotal * 0.47) & Ycoo < (altoTotal * 0.53))
        ventana = 1;
    else {
        if (Xcoo > (anchoTotal * 0.90) & Xcoo < (anchoTotal * 0.99) & Ycoo
        > (altoTotal * 0.55) & Ycoo < (altoTotal * 0.61))
            ventana = 2;
        else {
            if (Xcoo > (anchoTotal * 0.90) & Xcoo < (anchoTotal * 0.99) & Ycoo
            > (altoTotal * 0.63) & Ycoo < (altoTotal * 0.69))
                ventana = 3;
            else
                ventana = 0;
        }
    }
}
if(pulso!=0 & (pulso<AlarmaMin || pulso>AlarmaMax))
    if (Xcoo > (anchoTotal * 0.05) & Xcoo < (anchoTotal * 0.8))
        sonido=!sonido;
    }
    return true;
}

public void timer (){
    new CountdownTimer(20000,Ts) {
        @Override
        public void onTick(long millisUntilFinished) {
if ((index+1)<nDatos) {
            index++;
            invalidate();
        }
        if(dato) {
            index = 0;
            dato=false;
            invalidate();
        }
    }
    @Override
    public void onFinish() {
        if (dato)
            invalidate();
    }
}.start();
}
}
}

```

```

//***** THREAD PARA COMUNICACIÓN *****
private class ChatClientThread extends Thread {
    String dstAddress;
    int dstPort;
    boolean goOut = false;

    ChatClientThread(String address, int port) {
        dstAddress = address;
        dstPort = port;
    }

    @Override
    public void run() {
        DataOutputStream dataOutputStream = null;
        DataInputStream dataInputStream = null;

        try {
            DatagramSocket socket = new
DatagramSocket (localPort, InetAddress.getByName (ipLocal));
            byte[] buf = new byte[512];
            DatagramPacket packet = new
DatagramPacket (buf,buf.length);
            while (!goOut) {
                socket.receive (packet);
                datoUDP = new String (packet.getData (), 0,
packet.getLength ());
                texto="";
                if (datoUDP.length()>0 ) {
                    texto=datoUDP;
                    if (texto.startsWith("a") &
texto.contains("d") ){
                        dato=true;
                    }

                    //convertir texto a valores
                    int indexTxt=1,indexY=0,indexY1=0;
                    while (texto.charAt (indexTxt)!='d') {

                        if (texto.charAt (indexTxt)=='b') {
                            indexTxt++;
                            yData [indexY]=0;
                        }

                        while (texto.charAt (indexTxt)!='c' & texto.charAt (indexTxt)!='d') {

                            yData [indexY]=(yData [indexY]*10)+(texto.charAt (indexTxt)-'0');
                            indexTxt++;
                        }
                        if ((indexY+1)<nDatos)
                            indexY++;
                    }
                    if (texto.charAt (indexTxt)=='c') {
                        indexTxt++;
                        yData1 [indexY1]=0;
                    }

                    while (texto.charAt (indexTxt)!='b' & texto.charAt (indexTxt)!='d') {

                        yData1 [indexY1]=(yData1 [indexY1]*10)+(texto.charAt (indexTxt)-'0');
                        indexTxt++;
                    }
                    if ((indexY1+1)<nDatos)
                        indexY1++;
                }
            }
        }
    }
}

```

```

    if(texto.charAt(indexTxt)!='b' & texto.charAt(indexTxt)!='d')
        indexTxt++;
    }
    for(int i=0;i<nDatos;i++) {
        yData[i] = (float) (((-0.9 * altoTotal * yData[i]) / 1023) + (0.95
* altoTotal));
        yData[i] = yData[i]*zoom;
        if (auto) {
            offset=0;
            while (yData[i] > (0.5 * altoTotal)) {
                yData[i] = (yData[i]) - ((float) (0.05 * altoTotal));
                offset++;
            }
        }else {
            yData[i] = (yData[i]) - ((float) (0.05 * altoTotal * offset));
        }
    }

    for(int i=0;i<nDatos;i++) {
        yData1[i] = (float) (((-0.9 * altoTotal * yData1[i]) / 1023) + (0.95
* altoTotal));
        yData1[i] = yData1[i]*zoom;
        if (auto) {
            offsetIR=0;
            while (yData1[i] > (0.8 * altoTotal)) {
                yData1[i] = (yData1[i]) - ((float) (0.05 * altoTotal));
                offsetIR++;
            }
            auto=false;
        }else {
            yData1[i] = (yData1[i]) - ((float) (0.05 * altoTotal *
offsetIR));
        }
    }
}

} catch (UnknownHostException e) {
    e.printStackTrace();
    final String eString = e.toString();
    Pletismografo.this.runOnUiThread(new Runnable() {
        @Override
        public void run() {
            Toast.makeText(Pletismografo.this, eString,
            Toast.LENGTH_LONG).show();
        }
    });
} catch (IOException e) {
    e.printStackTrace();
    final String eString = e.toString();
    Pletismografo.this.runOnUiThread(new Runnable() {
        @Override
        public void run() {
            Toast.makeText(Pletismografo.this, eString,
            Toast.LENGTH_LONG).show();
        }
    });
} finally {

```

```

        if (dataOutputStream != null) {
            try {
                dataOutputStream.close();
            } catch (IOException e) {
                // TODO Auto-generated catch block
                e.printStackTrace();
            }
        }

        if (dataInputStream != null) {
            try {
                dataInputStream.close();
            } catch (IOException e) {
                // TODO Auto-generated catch block
                e.printStackTrace();
            }
        }
    }

    Pletismografo.this.runOnUiThread(new Runnable() {
        @Override
        public void run() {
            }
    })
    private void disconnect() {
        goOut = true;
    }
}
}

```




ESPE
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA
CARRERA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA E
INSTRUMENTACIÓN.

CERTIFICACIÓN

Se certifica que el presente trabajo fue desarrollado por los señores **ALAJO GALLARDO ELVIS MICHAEL** y **PULLOPAXI GUAMAN JONATHAN MAURICIO**.

En la ciudad de Latacunga a los 13 días del mes de marzo del 2017

Ing. Cesar Naranjo

DIRECTOR DEL PROYECTO

Aprobado por:



Ing. Franklin Silva

DIRECTOR DE CARRERA

Dr. Rodrigo Vaca

SECRETARIO ACADÉMICO