



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA Y REDES DE COMUNICACIÓN

DISEÑO DE UN SISTEMA DE DETECCIÓN DEL SÍNDROME DE LA MUERTE

SÚBITA EN LACTANTES DE 2 A 6 MESES

TRABAJO DE GRADO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE INGENIERA

EN ELECTRÓNICA Y REDES DE COMUNICACIÓN

AUTORA: ERIKA GUISELLE PASPUEL POZO

DIRECTOR: ING. OMAR RICARDO OÑA ROCHA

Ibarra – Ecuador

2019



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

BIBLIOTECA UNIVERSITARIA

AUTORIZACIÓN DE USO Y PUBLICACIÓN A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

1. IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA

En cumplimiento del Art. 144 de la Ley de Educación Superior, hago la entrega del presente trabajo a la Universidad Técnica del Norte para que sea publicado en el Repositorio Digital Institucional, para lo cual pongo a disposición la siguiente información:

DATOS DE CONTACTO			
CÉDULA DE IDENTIDAD:	100337255-2		
APELLIDOS Y NOMBRES:	Paspuel Pozo Erika Guiselle		
DIRECCIÓN:	Pimampiro – Rosendo Tobar 7-104 y Vía Mariano Acosta		
EMAIL:	egpaspuelp@utn.edu.ec		
TELÉFONO FIJO:	062937135	TELÉFONO MÓVIL:	0969723391
DATOS DE LA OBRA			
TÍTULO:	DISEÑO DE UN SISTEMA DE DETECCIÓN DEL SÍNDROME DE LA MUERTE SÚBITA EN LACTANTES DE 2 A 6 MESES.		
AUTORA:	Paspuel Pozo Erika Guiselle		
FECHA:	21 de enero del 2019		


PROGRAMA:	Prepagado
TITULO POR EL QUE OPTA:	Ingeniera en Electrónica y Redes de Comunicación
DIRECTOR:	Ing. Omar Oña

2. CONSTANCIAS

El autor manifiesta que la obra objeto de la presente autorización es original y se la desarrolló, sin violar derechos de autor de terceros, por lo tanto, la obra es original y que es el titular de los derechos patrimoniales, por lo que asume la responsabilidad sobre el contenido de la misma y saldrá en defensa de la Universidad en caso de reclamación por parte de terceros.

Ibarra, a los 21 días del mes de enero de 2019

EL AUTOR:



Erika Guiselle Paspuel Pozo

CC: 100337255-2

CERTIFICACIÓN



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

CERTIFICACIÓN

INGENIERO OMAR RICARDO OÑA ROCHA, DIRECTOR DEL PRESENTE
TRABAJO DE TITULACIÓN CERTIFICA:

Que, el presente Trabajo de Titulación "DISEÑO DE UN SISTEMA DE DETECCIÓN DEL SÍNDROME DE LA MUERTE SÚBITA EN LACTANTES DE 2 A 6 MESES". Ha sido desarrollado por la señorita Erika Guiselle Paspuel Pozo bajo mi supervisión.

Es todo en cuanto puedo certificar en honor a la verdad

Ing. Omar Ricardo Oña Rocha

CC: 100161547-3

DIRECTOR

AGARDECIMIENTOS

Dios, tu amor y bondad no tienen fin, me permites sonreír ante mis logros que son resultado del sacrificio diario, me pones pruebas que me ayudan a ser mejor cada día, aprendo de mis errores y me doy cuenta de que con tus bendiciones he logrado comprender que el tiempo de Dios es perfecto.

Mis más sinceros agradecimientos a mis padres, a mi madre Martha Pozo me dio el regalo más grande que alguien puede dar la confianza, ella creyó en mí, agradezco las noches en vela que pasó conmigo durante el periodo universitario, su compañía me ayudó a seguir luchando. A mi padre Rodolfo Paspuel es mi ejemplo de constancia, dedicación y mi fortaleza de inspiración diaria, gracias por su apoyo incondicional y moral. Agradezco a mis hermanos y hermanas por brindarme su comprensión, respeto y apoyo, sus palabras de aliento me brindaron fuerza para no parar y seguir mirando hacia mi meta. Gracias a los más pequeños de mi familia Kamila, Nicolás y Mateo ellos fueron la inspiración del tema de mi tesis, con sus ocurrencias me facilitaron la creación del proyecto. Al resto de mi familia gracias ya que todos aportaron en mi crecimiento de vida profesional.

Un sincero y especial agradecimiento a los docentes que me impartieron su sabiduría durante el periodo universitario en el aula de clase, gracias a los guías de este trabajo Ing. Omar Oña, Ing. Carlos Vásquez, Ing. Jaime Michilena cada uno me brindo su conocimiento y consejo para la creación de este proyecto de grado.

DEDICATORIA

Este trabajo va dedicado a mis padres Martha y Rodolfo, ya que en todo momento han apoyado y respetado mis decisiones, se han sacrificado para hacer de mí una mujer de provecho para la sociedad, por el impulso que me brindaron en los momentos más difíciles de mi carrera universitaria, por heredarme el tesoro de la educación, por sus consejos y lucha diaria hacen que cada día sea mejor persona, por el simple hecho de ser mis Padres, merecen mi más sincero respeto y admiración.

Guiselle

ÍNDICE DE CONTENIDOS

IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA.....	II
CERTIFICACIÓN	IV
AGARDECIMIENTOS	V
DEDICATORIA	VI
ÍNDICE DE CONTENIDOS	VII
ÍNDICE DE FIGURAS.....	XIII
ÍNDICE DE TABLAS	XVI
Resumen.....	XVII
Abstract.....	XVIII
1. Capítulo 1. Antecedentes	1
1.1 Tema.....	1
1.2 Problema.....	1
1.3 Objetivos	3
1.3.1 Objetivo general.	3
1.3.2 Objetivos específicos.....	3
1.4 Alcance.....	4
1.5 Justificación.....	5
2. Capítulo II. Justificación teórica	9

2.1 Síndrome de la muerte súbita del lactante.....	9
2.1.1 Epidemiología.....	10
2.1.2 Patogenia	12
2.1.2.1 Teoría Respiratoria.....	12
2.1.2.2 Teoría Cardíaca.....	12
2.1.3 Frecuencia Cardíaca en Lactantes	13
2.2 Sensores de Pulsos Cardíaco	15
2.2.1 Sensor electrónico.....	15
2.2.2 Sensor de Pulso Amped.....	15
2.3 Hardware de código abierto	17
2.3.1 Placa Arduino	18
2.3.1.1 Principales funciones de Arduino	18
2.3.1.2 Características de Arduino.....	18
2.4 Software de código abierto.....	21
2.4.1 Entorno de desarrollo de arduino.....	22
2.4.1.1 Estructura general de un sketch de arduino	24
2.5 Comunicaciones inalámbricas.....	25
2.5.1 Tipos de redes inalámbricas	26
2.5.2 Protocolos de redes inalámbricas WBAN	27
2.5.2.1 Zigbee	28

2.5.2.2 GSM/GPRS.....	30
2.6 Metodología de desarrollo del software	30
2.6.1 Metodología en cascada.....	30
2.6.2 Metodología en V	33
2.6.3 Metodología en Espiral.....	34
3. Capítulo III. Diseño	37
3.1 Introducción	37
3.2 Análisis de la situación actual	37
3.3 Descripción General del Sistema de detección del SMSL.....	38
3.3.1 Propósito.....	38
3.3.2 Alcance del sistema	38
3.3.3 Características.....	38
3.3.4 Perspectiva del usuario	39
3.4 Establecimiento de Fronteras del funcionamiento del prototipo.....	39
3.4.1 Funciones del sistema electrónico.....	40
3.4.1.1 Placa de desarrollo	40
3.4.1.2 Sensor de Pulso cardiaco	40
3.4.1.3 Comunicación celular	40
3.4.1.4 Batería	41
3.4.1.5 Dispositivo Móvil	41

3.4.2 Encuesta.....	41
3.4.2.1 Análisis y conclusiones de la encuesta	42
3.5 Requerimientos del Sistema de Detección del Síndrome de la muerte súbita en lactantes de 2 a 6 meses de edad	44
3.5.1 Requerimientos de usuarios.....	45
3.5.3 Requerimientos de Arquitectura.....	47
3.5.4 Accesorios de detección de pulsos	49
3.6 Elección del Hardware y Software.....	52
3.6.1 Elección del Hardware.....	53
3.6.1.1 Elección del sensor de pulsos cardiacos	53
3.6.1.1.1 Sensor de Pulsos Amped SEN11574	54
3.6.1.2 Elección del módulo de comunicación inalámbrica	55
3.6.1.2.1 Módulo Xbee Serie 1.....	56
3.6.1.3 Elección del módulo de comunicación celular	58
3.6.1.3.1 Módulo GPRS/SIM900.....	59
3.6.1.4 Elección de la placa electrónica de procesamiento.....	61
3.6.1.4.1 Arduino UNO.....	63
3.6.1.5 Sistema de Alimentación	64
3.6.1.5.1 Batería de Litio.....	64
3.6.1.6 Arquitectura del sistema Hardware.....	65

3.6.2 Elección del Software.....	66
3.6.2.1 IDE de Arduino.....	68
3.7 Diagrama de Bloques	69
3.7.1 Diagrama de conexiones.....	71
3.7.1.1 Diagrama de Pines del Sensor Amped.....	71
3.7.1.2 Diagrama de Pines del Módulo Xbee Serie 1	72
3.7.1.3 Diagrama de Pines de la Placa Arduino UNO	73
3.7.1.4 Diagrama de Pines del Módulo Shield GPRS/GSM SIM900.....	74
3.7.1.5 Fuente de Alimentación	75
3.8 Diagrama del circuito	77
3.9 Diagrama de flujo.....	79
4. Capítulo IV. Implementación Y Pruebas De Funcionamiento	83
4.1 Desarrollo del software	83
4.2 Desarrollo De Hardware.....	85
4.2.1 Prueba de Integración de los elementos	85
4.2.2 Integración de los elementos en MANILLATx.....	90
4.2.3 Integración de los elementos SMSLRx.....	91
4.3 Pruebas de funcionamiento del prototipo (MANILATx y SMSLRx)	93
4.4 Resultados	101
4.5 Conclusiones.	103

4.6	Recomendaciones.....	104
	Referencias	107
	Glosario de Términos	113
	Anexos	115
	Anexo 1. Código de Programación.....	115
	Anexo 2. Manual de Usuario del prototipo electrónico.....	126
	Anexo 3. Formato de Encuesta.	129

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1: Porcentaje de MSIL según su causa en el año 2013. Modificado del Center Disease Control. Breakdown of Sudden Unexpected Infant Death by Cause, 2013 (Center Disease Control)	11
Figura 2. Representación de la onda del pulso	16
Figura 3. IDE de Arduino	23
Figura 4. Sketch de Arduino	24
Figura 5. Tipos de redes inalámbricas	26
Figura 6. Metodología en cascada	31
Figura 7. Modelo en V	33
Figura 8. Modelo en cascada	35
Figura 9. Diagrama de bloques del funcionamiento lógico del sistema	52
Figura 10. Sensor de Pulsos Amped	54
Figura 11. Módulo Xbee Serie 1 antena integrada	57
Figura 12. Módulo GPRS/SIM900	60
Figura 13. Batería de Litio	65
Figura 14. Diagrama de funcionamiento del sistema Hardware	66
Figura 15. Sketch de Arduino	68
Figura 16. Diagrama de bloques del Funcionamiento del sistema electrónico	70
Figura 17. Distribución de pines del sensor amped	72
Figura 18. Distribución de Pines del módulo Xbee	72
Figura 19. Distribución de Pines Arduino UNO	73
Figura 20. Distribución de Pines de Shield GPRS/GSM SIM900	74

Figura 21. Diagrama de MANILLATx.....	78
Figura 22. Diagrama de conexión SMSLRx.....	78
Figura 23. Distribución de los elementos en la muñequera	79
Figura 24. Diagrama de flujo del funcionamiento del sistema	81
Figura 25. Declaración de variables para el desarrollo del software	84
Figura 26. Código para la lectura y procesamiento del pulso cardiaco	84
Figura 27. Manilla TX	85
Figura 28. Prueba del funcionamiento del sensor de pulsos.....	85
Figura 29. Prueba de funcionamiento del Arduino UNO	86
Figura 30. Prueba de funcionamiento SIM 900	86
Figura 31. Conexión del sensor de pulsos con el Arduino	87
Figura 32. Oxímetro.....	88
Figura 33. Monitor Serial muestra los pulsos tomados por el sensor	88
Figura 34. Toma de pulsos con el Sensor Amped	88
Figura 35. Toma de pulsos con oxímetro.....	88
Figura 36. Diagrama de Simulación del prototipo electrónico completo	89
Figura 37. Dispositivo que conforma la MANILLATx.....	90
Figura 38. Proceso de implementación del dispositivo en la manilla.....	90
Figura 39. Resultado ManillaTx	91
Figura 40. Dispositivos que conforma la MANILLATx	91
Figura 41. Proceso de Implementación de los elementos	92
Figura 42. Resultado SMSLRx	92
Figura 43. Toma de pulsos en reposo con Oxímetro Usuario Final 1	94

Figura 44. Aumento de pulsos indicado por el Oxímetro	94
Figura 45. Toma de pulsos con sensor Figura 46. Alerta mediante mensaje de texto	95
Figura 47. Toma de pulsos en reposo con Oxímetro Usuario Final 2	96
Figura 48. Aumento de pulsos indicado por el Oxímetro	96
Figura 49. Toma de pulsos con sensor Figura 50. Alerta mediante mensaje de texto	97
Figura 51. Toma de pulsos en reposo con Oxímetro Usuario Final 3	98
Figura 52. Aumento de pulsos indicado por el Oxímetro	98
Figura 53. Toma de pulsos con sensor Figura 54. Alerta mediante mensaje de texto	99
Figura 55. Circuito de transmisión MANILLATx.....	100
Figura 56. Sistema de recepción SMSLRx	100
Figura 57. Recepción de Alarma	101
Figura 58. Botón de Encendido y Apagado de la MANILLATx	126
Figura 59. Encendido del Sistema SMSLRx	126
Figura 60. Botón de establecimiento de red GSM/GPRS.....	127
Figura 61. Encendido de led indicadores del establecimiento de la RED GSM/GPRS	127
Figura 62. Alerta por medio de llamada	128
Figura 63. Alerta mediante Mensaje de texto	128
Figura 64. Resultados de encuesta – Pregunta 1	130
Figura 65. Resultados de encuesta – Pregunta 2.....	131
Figura 66. Resultados de encuesta – Pregunta 3.....	132
Figura 67. Resultados de encuesta – Pregunta 4.....	132
Figura 68. Resultados de encuesta – Pregunta 5.....	133
Figura 69. Resultados de encuesta – Pregunta 6.....	134

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Frecuencia cardiaca en lactantes	14
Tabla 2. Características del sensor Amped	16
Tabla 3. Comparación entre placas Arduino.....	20
Tabla 4. Tipos de Redes Inalámbricas	26
Tabla 5. Descripción de Stakeholders.....	44
Tabla 6. Requerimientos del sistema	45
Tabla 7. Requerimientos Funcionales del sistema.....	46
Tabla 8. Requerimientos Funcionales del sistema.....	48
Tabla 9. Tipos de sensores	53
Tabla 10. Especificaciones Técnicas del Sensor de pulsos.....	55
Tabla 11. Tipos de módulos Xbee	56
Tabla 12. Especificaciones técnicas del módulo Xbee serie 1.....	58
Tabla 13. Tipos de módulos para comunicación celular.....	58
Tabla 14. Especificaciones Técnicas de SIM900	61
Tabla 15. Características para la elección de Arduino.....	62
Tabla 16. Tipos de módulos Baterías.....	64
Tabla 17. Tipos de entornos de desarrollo de Arduino.....	67
Tabla 18. Especificaciones de Voltaje de cada Elemento.....	75
Tabla 19. Datos Usuario final 1	93
Tabla 20. Datos Usuario final 2	95
Tabla 21. Datos Usuario final 3	97
Tabla 22. Resultados de las pruebas de funcionamiento	102

Resumen.

El presente proyecto presenta una manilla para bebé que lleva integrada un sistema de detección de pulsos, mediante un sensor que monitorea la frecuencia cardiaca del lactante, la principal funcionalidad es de establecer el posible síndrome de la muerte súbita en lactantes mediante el aumento de pulsos cardiacos.

En la fase de construcción del prototipo se utilizó un sensor de pulsos cardiacos conectado a un módulo, que permitió el envío de datos mediante comunicación inalámbrica a un sistema embebido, el cual procesa la información receptada y compara con los rangos de frecuencia cardiaca establecidos, permitiendo al dispositivo GSM/GPRS enviar una alerta en forma de llamada o mensaje dependiendo cual sea el caso.

Una vez terminada la construcción del sistema se establecieron pruebas de funcionamiento, las que demostraron la confiabilidad del dispositivo. Se tomó los pulsos a niños mediante el uso de un oxímetro, después con el sensor de pulsos utilizado en el proyecto se volvió a tomar los pulsos en un niño, la lectura entre los dos es de 1bpm a 2bmp, lo que garantiza la confiabilidad del elemento electrónico. El uso del dispositivo se lo hizo mientras el lactante dormía, de esta manera se recogieron las muestras de pulsos y se establecieron los rangos: alto, donde sobrepasan los pulsos cardiacos corriendo peligro el infante de una taquicardia y medio que es el aumento de 8 pulsos el que indica un susto o un aumento de temperatura leve del bebé, con los dato establecidos se realizó las pruebas, en caso que los pulsos del lactante sobrepase el rango establecido se obtiene como resultado una alerta en forma de mensaje o de llamada que llegará al teléfono móvil del encargado del niño.

Abstract

This project presents a baby handle, which has a pulse detection system integrated by a sensor that monitors the baby's heart rate. Its main function is to establish the possible syndrome of sudden death in infants by increasing cardiac pulses.

In the construction phase of the prototype, a cardiac pulse sensor connected to a module was used, which allowed data to be sent by wireless communication to an embedded system. The information received is processed here and compared to the established heart rate ranges. This allows the GSM / GPRS device to send an alert via a phone call or message depending on the case.

Once the construction of the system was completed, operational tests were established, which demonstrated the reliability of the device. Pulses were taken from children using an oximeter. After that, with the pulse sensor used in the project, the pulses were taken again in a child. The reading between the two is from 1bpm to 2bpm, which guarantees the reliability of the electronic element. The use of the device was done while the infant was sleeping. In this way, the pulse samples were collected, and the following ranges were established: The first is high, which is where the heart pulses pass, at risk of a tachycardia in the infant. The second is medium, which is the increase of 8 pulses, which indicates a scare or a slight temperature increase of the baby. Therefore, tests were performed with the established data. In the event that the pulses of the infant exceed the established ranges, an alert is produced by means of a message or call that reaches the cell phone of the child's caretaker.

1. Capítulo 1. Antecedentes

1.1 Tema

DISEÑO DE UN SISTEMA DE DETECCIÓN DEL SÍNDROME DE LA MUERTE SÚBITA EN LACTANTES DE 2 A 6 MESES DE EDAD.

1.2 Problema

El ser humano está expuesto a un sinnúmero de enfermedades que pueden ser graves y es así como pueden llevar hasta la muerte. En el caso de los niños de corta edad como son los lactantes se encuentran más expuestos aún a enfermarse y a tener algún problema mientras duerme porque son personas aún indefensas, existen desde hace mucho tiempo atrás riesgos de muerte desconocidos mientras el bebé duerme una de ellas es lo denominado muerte súbita del lactante.

El síndrome de la muerte súbita del lactante se define como el fallecimiento inesperado de un niño menor de un año aparentemente sano que ocurre durante el sueño y que permanece sin explicación. A pesar de las investigaciones que vienen realizándose por expertos desde hace 20 años, las mismas que consisten en la práctica de la autopsia, investigación del lugar de fallecimiento y revisión de la historia clínica todavía se desconocen las causas, se pueden disminuir los riesgos, pero aún permanecen sin resolver los mecanismos que lo desencadenan. En países subdesarrollados la muerte inesperada del lactante mientras duerme no se lo conoce por como su nombre lo indica síndrome de la muerte súbita del lactante sino como un malaire o brujería como lo llamamos comúnmente, lo que conlleva a no tener conocimiento como tal de los que abarcan estas muertes, desencadenando un problema para la sociedad ya que no conocen a ciencia cierta porque sucede ya que no investigan los casos dados.

Los lactantes tienen el riesgo de sufrir lo denominado SMSL (Síndrome de la Muerte Súbita del Lactante) lo que implica el fallecimiento de un niño menor de un año mientras duerme, también se lo conoce como muerte en cuna o muerte blanca, esta es considerada como una de las primeras causas de muertes postnatal, en Estados Unidos aproximadamente 3500 niños mueren anualmente y Ecuador 7 de cada 1000 recién nacidos fueron víctimas de este síndrome. Uno de los factores que lo causa es la falta de respiración del infante ya que cuando este se encuentra dormido no tiene la capacidad de despertar cuando le falta el oxígeno debido a la incapacidad del cuerpo del bebé. Investigadores encontraron que los bebés fallecidos por muerte súbita tenían niveles de serotonina (es una sustancia química producida por el cuerpo humano que está presente en las neuronas y realiza la transmisión del impulso entre nervios y regulación de los procesos cardíacos del cuerpo, regulando la respiración, el ritmo cardíaco y la presión sanguínea mientras los bebés están dormidos) más bajos de lo normal en el tallo encefálico (controla la respiración y regulación del ritmo cardíaco). (Gonzales Quiros, 2016)

La Dra. M^a Isabel Izquierdo Macián y su grupo de trabajo de la muerte súbita Infantil, considera que la muerte súbita del lactante es un fenómeno presente a nivel mundial, es el principal factor de muerte del lactante y corresponde al 40% - 50% de mortalidad y de esta manera en países como lo es Estados Unidos y España corresponde a la tercera causa de muerte en menores de un año. Entre los primeros dos y seis meses el riesgo de muerte súbita del lactante es más elevado, lo que hace que la tasa de mortalidad en este ámbito aumente debido a que la respiración del niño puede ser alterada repentinamente y su ritmo cardíaco pueden variar mientras duerme dando lugar a una taquicardia, sin dar ningún síntoma de alerta a los padres ya que aparentemente el niño se muestra sano ante los pediatras, es por eso que estos no toman precauciones para evitar el SMSL.

Con lo expuesto en el problema se pretende desarrollar el diseño de un sistema innovador basado en tecnología usando sensores y plataformas de software y hardware libre, permitiendo contar las pulsaciones del lactante mientras este duerme, previniendo la muerte del mismo y de esta manera mejora su calidad de vida, el prototipo es el que permite conocer el ritmo cardiaco y si las pulsaciones del niño se alteran inesperadamente se enviará una señal de alerta a los padres y de esta manera ellos podrán saber conocer la salud del niño.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo general.

Diseñar un prototipo contador de frecuencia cardiaca para niños entre 2 y 6 meses de edad con un sistema de alerta temprana, mediante el uso de una plataforma de hardware y software de código abierto, para reducir el índice de mortalidad del síndrome de la muerte súbita del lactante.

1.3.2 Objetivos específicos.

- Estudiar la información acerca del síndrome la muerte súbita en lactantes y las causas que lo provocan para determinar los principales factores que puedan influenciar en el fallecimiento del infante.
- Diseñar un sistema que detecte el síndrome de la muerte súbita del lactante mediante su frecuencia cardiaca para niños de 2 a 6 meses de edad y una alerta temprana inalámbrica para dar una notificación inmediata a los padres para seguridad del bebé.
- Determinar el Hardware y Software necesarios para la realización del prototipo sistema contador de pulsaciones para lactantes de 2 a 6 meses de edad.
- Realizar las pruebas pertinentes del prototipo, para verificar su correcto funcionamiento.

1.4 Alcance

Se pretende desarrollar un prototipo sistemas de detección del síndrome de la muerte súbita del lactante para niños de 2 a 6 meses de edad, usando innovación y tecnología de hardware y software libre para reducir la tasa de mortalidad, en primera instancia se realizará el estudio del tema a fin en fuentes bibliográficas de la muerte súbita en lactantes se definirá las principales causas y problemas que provocan el denominado SMSL y también conocer la tasa de mortalidad de niños menores de un año.

Con la investigación de los problemas que causan el SMSL uno de los factores que inciden en este síndrome es el aumento inesperado de frecuencia cardiaca. El pulso promedio en un bebe de 2 a 6 meses de edad son de 120 pulsos por minuto, pero hay que tener en cuenta que los niños cuando tienen fiebre presentan un aumento en sus pulsaciones, en sus frecuencias cardíacas y latidos por minuto, pero es solo debido a la fiebre y a la aceleración de todo su metabolismo, más o menos 8 pulsaciones por minuto y hay que tener en cuenta que el riesgo más alto de padecer este síndrome es cuando el lactante se encuentra dormido en la noche. Por lo que es necesario diseñar un sistema que detecte el síndrome de la muerte súbita del lactante mediante el uso de la frecuencia cardiaca.

Un sistema innovar y tecnológico basado en placas de software libre y sensores que permiten crear un sistema embebido el cual permita contar las pulsaciones del lactante el mismo que será colocado en una parte del cuerpo del bebé será la respuesta a este síndrome. Este sistema permitirá conocer el ritmo cardiaco del lactante y si sobrepasa el nivel del rango normal por el aumento inesperado de pulsaciones debido a fiebre el sistema analizará y descartará la ejecución de la alerta temprana caso contrario se considerará el Síndrome de la Muerte súbita y se enviará la señal de

alarma a los encargados del niño o a los padres y que inmediatamente deberán despertar al bebé evitando una taquicardia al infante.

Para la selección de los equipos adecuados se realizará una tabla comparativa de los dispositivos existentes en el mercado y se seleccionará el adecuado para el prototipo. El dispositivo colocado en el cuerpo del bebé será de tamaño y peso reducido para que no afecte en su formación ya que el niño tiene corta edad, este será el encargado de censar los pulsos y de enviar la información al sistema principal el cual analizará y procesará estos datos y si los niveles sobrepasan el rango establecido se enviará una alerta al celular del encargado del lactante.

Para el sistema de alerta temprana se va a recopilar información de los pulsos cardiacos de niños lactantes de 2 a 6 meses de edad, con el fin de tener un historial para tener datos reales y de esta manera tener un promedio de pulsaciones del bebé y poderlos simular.

Las realizaciones de pruebas se harán mediante una simulación en el computador para reflejar lo que sucede en la vida real y de esta manera también verificar el correcto funcionamiento del prototipo.

1.5 Justificación

El SMSL es un fenómeno que se presenta a nivel mundial y esto continúa siendo una de las principales muertes de los bebés menores de un año ya que corresponde al 40-50% de mortalidad. Según la CDC (Centros para el Control y la Prevención de Enfermedades de los Estados Unidos) cada año ocurren aproximadamente 3500 casos de muerte en lactantes, en su gran mayoría no es posible encontrar una causa conocida de su muerte. Según las estadísticas del año 2013, de todas las muertes reportadas, un 45% de ellas correspondieron a SMSL lo que muestra aproximadamente 1500 casos, así mismo hubo un 31% por causa desconocida, y un 24% de muertes en cama,

publicado por el Center Disease Control, de esta manera, se puede concluir que el SMSL es la principal causa de muerte súbita en lactantes que están en edades de 2 y 6 meses. (Gonzales Quiros, 2016)

Es necesario contribuir con la comunidad infantil ya que es la más débil a la edad de 2 a 6 meses no dan síntomas de contraer el SMSL mientras duermen lo que hace difícil poder evitar la muerte y de esta manera es una de las causas principales de muerte neonatal. Para reducir la tasa de mortalidad a causa de este problema es necesario conocer la frecuencia cardiaca del bebé y despertarlo para que este se normalice.

SENPADLES (Secretaría Nacional de Planificación y Desarrollo) organismo actual del gobierno, han creado el Plan Nacional del Buen Vivir 2013 – 2017, el cual establece en su objetivo 3 lineamiento 3.2.a “Diseñar e implementar mecanismos integrales de promoción de la salud para prevenir riesgos durante todo el ciclo de vida, con énfasis sobre los determinantes sociales de salud.” y 3.2.d “Ampliar los servicios de diagnóstico, control y atención oportuna pre y posnatal a la madre y el recién nacido, para prevenir las enfermedades prevalentes de la infancia.”

UNICEF (Fondo de las Naciones Unidas para la Infancia) establece que “es necesario llegar a todas las mujeres y todos los bebés recién nacidos durante el periodo en el que son más vulnerables, como son los primeros meses de vida. La inversión en este periodo crítico es la que ofrece las mayores posibilidades de poner fin a las muertes neonatales y pueden prevenirse. La atención a las niñas y los niños debe iniciar desde el embarazo: la atención oportuna y de calidad durante este período ofrece importantes oportunidades de prevenir la transmisión intergeneracional de la mala salud, y tiene grandes repercusiones en la salud de la niña o el niño durante toda su trayectoria vital. El desafío actual es fortalecer la estrategia de desarrollo integral de la primera infancia, tanto en el cuidado prenatal como en el desarrollo temprano (hasta los 36 meses de edad), implementar

mecanismos eficaces y permanentes de prevención, vigilancia y control de niños, niñas y adolescentes”.

El prototipo pretende ayudar a los padres de familia y al niño menor de un año de entre 2 y 6 meses de edad que es el más propenso a desarrollar este síndrome, dando como solución un contador de frecuencia cardiaca el cual mida los pulsos cardiacos del infante los cuales deben estar acorde a la edad del bebé ya que si estos suben inesperadamente puede causar una taquicardia al infante lo que puede causar su muerte, el propósito es contribuir con la reducción de la tasa de mortalidad con el síndrome de la muertes súbita.

2. Capítulo II. Justificación teórica

En este capítulo trata de todo lo que se refiere a la fundamentación teórica donde se inicia con la introducción de del Síndrome de la muerte súbita de lactantes para luego entender lo que es un hardware y software libre aplicados en prototipos electrónicos los que nos facilitan el cuidado de las personas más vulnerables, de manera que estos serán utilizados para el diseño de un sistema de detección del síndrome de la muerte súbita en lactantes, como segundo punto se realizará la recolección de información por medio de una encuesta aplicada a pediatras, además se describirán los tipos de comunicaciones inalámbricas posteriormente se explicará el funcionamiento de una red de área personal y por último se usará un proceso adecuado para el desarrollo del software.

2.1 Síndrome de la muerte súbita del lactante

El ser humano está expuesto a un sin número de enfermedades que pueden ser graves y es así que pueden llevar hasta la muerte. En el caso de los niños de corta edad como son los lactantes se encuentran más expuestos aún a enfermarse y a tener algún problema mientras duerme porque son personas aún indefensas, existen desde hace mucho tiempo atrás riesgos de muerte desconocidos mientras el bebé duerme una de ellas es lo denominado muerte súbita del lactante.

En el libro blanco de la muerte súbita manifiestan que “el síndrome de la muerte súbita del lactante se define como el fallecimiento inesperado de un niño menor de un año aparentemente sano que ocurre durante el sueño y que permanece sin explicación. A pesar de las investigaciones que vienen realizándose por expertos desde hace 20 años, las misma que consisten en la práctica de la autopsia, investigación del lugar de fallecimiento y revisión de la historia clínica todavía se desconocen las causas, se pueden disminuir los riesgos, pero aún permanecen sin resolver los mecanismos que lo desencadenan. En países subdesarrollados la muerte inesperada del lactante

mientras duerme no se lo conoce por como su nombre lo indica síndrome de la muerte súbita del lactante sino como un malaire o brujería como lo llamamos comúnmente, lo que conlleva a no tener conocimiento como tal de los que abarcan estas muertes, desencadenando un problema para la sociedad ya que no conocen a ciencia cierta porque sucede ya que no investigan los casos dados.” (Izquierdo Macián, 2013)

2.1.1 Epidemiología.

Los lactantes tienen el riesgo de sufrir lo denominado SMSL (Síndrome de la Muerte Súbita del Lactante) esto implica la muerte de un niño de meses de edad a esto también se lo conoce como muerte blanca, esta es considerada como una de las primeras causas de muertes postnatal, en Estados Unidos aproximadamente 3500 niños mueren anualmente y Ecuador 7 de cada 1000 recién nacidos fueron víctimas de este síndrome. El pulso cardiaco es uno de los factores que causa el fallecimiento del infante debido a que cuando se encuentra dormido no tiene la capacidad de despertar por sí mismo cuando la frecuencia cardiaca aumente ya que el cuerpo del bebé recién está acoplándose.

Algunos investigadores encontraron que los bebés que habían fallecido por muerte súbita tenían niveles de serotonina (es una sustancia química producida por el cuerpo humano que está presente en las neuronas y realiza la transmisión del impulso entre nervios y regulación de los procesos cardiacos del cuerpo, regulando la respiración, el ritmo cardiaco y la presión sanguínea mientras los bebés están dormidos) más bajos de lo normal en el tallo encefálico (controla la respiración y regulación del ritmo cardiaco). (Gonzales Quiros, 2016)

La Muerte Súbita del Lactante es un fenómeno presente a nivel mundial, que continúa siendo la principal causa de muerte del lactante ya que corresponde al 40% - 50% de su mortalidad.

De la misma manera, en Estados Unidos corresponde a la tercera causa de muerte en menores de un año.

Según datos recientes del Center Disease Control, sus siglas en inglés CDC (Centros para el Control y la Prevención de Enfermedades de los Estados Unidos), cada año ocurren aproximadamente 3500 casos de MSIL (Muerte Súbita e Inesperada del Lactante) en menores de un año, de los cuales no es posible encontrar una causa conocida inmediata en su gran mayoría. De ahí que, según las siguientes estadísticas, de todas las muertes reportadas por MSIL (Muerte Súbita e Inesperada del Lactante) , un 45% de ellas correspondieron a SMSL (Síndrome de la muerte Súbita en Lactantes) (aproximadamente 1500 casos), así mismo hubo un 31% por causa desconocida, y un 24% de muertes en cama. De esta manera, se puede concluir que el SMSL es la principal causa de muerte súbita en lactantes de entre 1 y 12 meses de vida, como se indica en la figura 1.

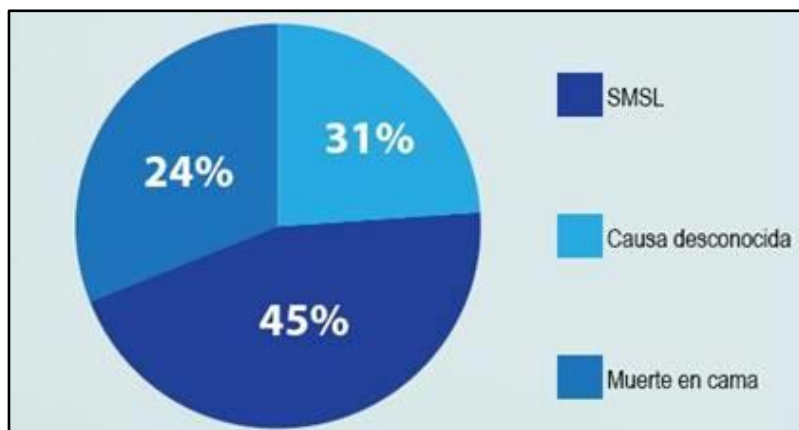


Figura 1: Porcentaje de MSIL según su causa en el año 2013. Modificado del Center Disease Control. Breakdown of Sudden Unexpected Infant Death by Cause, 2013 (Center Disease Control)

Fuente: <http://www.scielo.sa.cr/img/revistas/mlcr/v33n1//1409-0015-mlcr-33-01-00044-gf1.jpg>

2.1.2 Patogenia

“Las causas del SMSL continúan siendo oscuras y es probable que varios mecanismos diferentes puedan producir el mismo escenario clínico, con la muerte del niño mientras duerme o permanece en silencio. Actualmente se tienen en consideración principalmente dos teorías.” (Barranco, Blasco, & Mérida, 2016)

2.1.2.1 Teoría Respiratoria

La apnea se produce a consecuencia de una disfunción o inmadurez de los mecanismos de control respiratorio del tronco cerebral. La apnea crea una obstrucción parcial de la vía aérea superior (alteraciones anatómicas, infecciones respiratorias, pérdida de tono de los músculos faríngeos durante el sueño, decúbito prono, etc.), o por reflejos neurales como puede ocurrir en caso de reflujo gastroesofágico. (Barranco, Blasco, & Mérida, 2016)

2.1.2.2 Teoría Cardíaca

La teoría Cardíaca es una causa primaria de la muerte súbita del lactante esto sería una alteración del ritmo cardíaco, en posible relación a fallos de regulación del sistema nervioso vegetativo. Algunos investigadores han encontrado en hermanos casos de muerte inexplicable y casos de SMSL en niños abortados, estos presentaban frecuencias cardíacas altas o con escasa variabilidad, arritmias e intervalos QT alargados en comparación con los controles. No obstante, estas alteraciones fueron poco importantes y pudieran ser secundarias a la alteración respiratoria. (Barranco, Blasco, & Mérida, 2016)

“En un intento integrador, se ha tratado de explicar estas alteraciones del ritmo cardíaco y del control de la ventilación como secundarias a lesiones de áreas del tronco cerebral encargadas del control neurovegetativo, a consecuencia de una hipoxia mantenida o repetida. Así, muchos de

los factores de riesgo del SMSL ya comentados, son también situaciones capaces de dar lugar a un estado de hipoxemia crónica. Estos hechos se ven respaldados por diversos estudios en los que se ha identificado marcadores de taquicardia en lactantes que han fallecido de SMSL. Por otro lado, las alteraciones del tronco cerebral pueden ocasionar un cuadro de inestabilidad cardiorrespiratoria con hipoxemia crónica, cerrándose de este modo un círculo vicioso, sobre el que podrían influir también otras causas exógenas como posición al dormir, características del lecho, infecciones víricas, vacunaciones, factores genéticos, etc. A este síndrome se le conoce también como "muerte en la cuna" porque sucede con mayor frecuencia mientras los bebés duermen, generalmente entre las 10 de la noche y las 10 de la mañana.” (BabyCenter, 2017)

2.1.3 Frecuencia Cardíaca en Lactantes

(Arnaiz) “Los pulsos informan acerca del ritmo cardíaco, del volumen y carácter del mismo. En lactantes y preescolares la frecuencia cardíaca se obtiene mejor por auscultación. En los lactantes el pulso se logra palpando los pulsos femorales y braqueales. En un lactante tranquilo sobre 150 latidos por minuto. En un niño mayor sobre 120 latidos por minuto. Una frecuencia cardíaca de 220 latidos por minuto sugiere una taquicardia paroxística supraventricular”.

El pulso arterial es la onda pulsátil que produce la sangre percibida con los dedos, que se origina con la contracción del ventrículo izquierdo del corazón y que resulta en la expansión y contracción regular del calibre de las arterias. En la mayoría de los niños, el pulso es una medida correcta de la frecuencia cardíaca, aunque bajo ciertas circunstancias tales como, las arritmias, la frecuencia central suele ser mayor que la frecuencia periférica. (Cobo & Daza, 2011)

Los latidos del corazón varían dependiendo de varios factores tales como edad, estado físico y estímulos. Un niño tiene un corazón más pequeño y por lo tanto su corazón necesita batir

más rápidamente para bombear la cantidad apropiada de sangre. La frecuencia cardíaca para los bebés es de 120 por minuto, para un niño es de aproximadamente 90 veces por minuto, y para una persona mayor de 18 años es de 70 veces por minuto. Una persona físicamente apta tiene una frecuencia cardíaca más baja en comparación con una persona inactiva. Los estímulos que resultan en estrés, miedo o emoción resultarán en un latido cardíaco rápido. Los nervios conectados al corazón regulan la velocidad con la que el músculo cardíaco se contrae. Curiosamente, en una vida media, el corazón late continuamente más de 2,5 millones de veces. (Ahmed, 2009)

Tabla 1. *Frecuencia cardíaca en lactantes*

Edad	Frecuencia cardíaca en reposo
0 a 3 meses	100 - 150
3 a 6 meses	90 - 120
6 a 12 meses	80 - 120

Fuente: <http://www.tupediatraonline.com/consultas-frecuentes/2015/03/18/pulsaciones-cardiacas-normales-en-bebes-y-ninos-y-cuando-se-alteran/>

Hay que saber también que los niños cuando tienen fiebre presentan un aumento en sus pulsaciones, en sus frecuencias cardíacas y latidos por minuto, pero es solo debido a la fiebre y a la aceleración de todo su metabolismo, más o menos 8 pulsaciones por minuto y por un grado de aumento de la temperatura. (Fernandez, 2015)

2.2 Sensores de Pulsos Cardíaco

El sensor de pulsos cardíacos es el dispositivo más importante en el sistema de detección del Síndrome de la Muerte Súbita en Lactantes porque es el elemento que toma la lectura del lactante mediante su frecuencia cardíaca, para lo cual se estudiarán 2 tipos que existen en el mercado.

2.2.1 Sensor electrónico

Un sensor puede leer una señal y almacenarla estos sirven para medir una característica en particular como puede ser la temperatura de una persona u objeto, la frecuencia cardíaca de seres humanos produciendo una salida como tensión que puede ser medida y leída esta señal producida por el sensor es equivalente a la cantidad a medir, para un correcto funcionamiento hay que calibrar con respecto a un valor estándar. (Electrical4u, 2016)

2.2.2 Sensor de Pulso Amped

El sensor de pulso es esencialmente un dispositivo médico bien conocido utilizado para la monitorización no invasiva del ritmo cardíaco. A veces, las fotopleletismografías miden los niveles de oxígeno en la sangre (SpO₂), a veces no. La señal de pulso cardíaco que sale de un fotopleletismógrafo es una fluctuación analógica en voltaje, y tiene una forma de onda predecible como se muestra en la figura 3. La representación de la onda de pulso se llama fotopleletismograma o PPG. Nuestra última versión de hardware, Pulse Sensor Amped, amplifica la señal bruta del sensor de pulso anterior, y normaliza la onda de pulso alrededor de $V / 2$ (punto medio en voltaje). El sensor de pulso Amped responde a los cambios relativos en la intensidad de la luz. Si la cantidad de luz incidente en el sensor permanece constante, el valor de la señal permanecerá en (o cerca de) 512 (punto medio del rango de ADC). Más luz y la señal sube. Menos luz, lo contrario. La luz del

LED verde que se refleja de nuevo en el sensor cambia durante cada impulso. (World Famous Electronics, 2016)

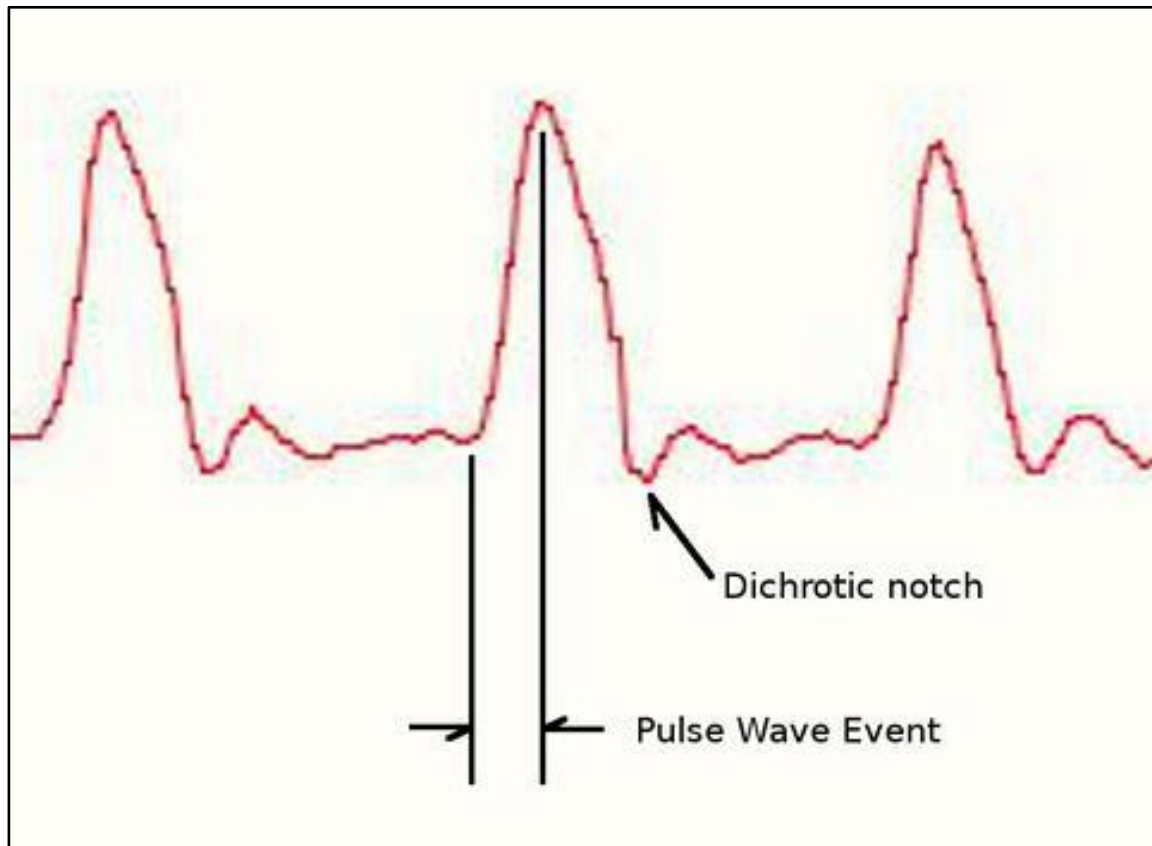


Figura 2. Representación de la onda del pulso

Fuente: <https://pulsesensor.com/pages/pulse-sensor-amped-arduino-v1dot1>

2.2.2.1 Características del Sensor Amped

Tabla 2. Características del sensor Amped

Diámetro	Alto	Ancho	Espesor	Voltaje	Corriente
16 mm	1,6 cm	1,6 cm	0,1 cm	3 – 5 V	4 mA

Fuente: <https://www.openhacks.com/page/productos/id/573/title/Sensor-de-pulso-card%C3%ADaco#.WWpfVYSGPIU>

2.3 Hardware de código abierto

(Torrente, 2013) menciona en particular, “el hardware libre permite que la gente pueda estudiarlo para entender su funcionamiento, modificarlo, reutilizarlo, mejorarlo y compartir dichos cambios. Para conseguir esto, la comunidad ha de poder tener acceso a los ficheros esquemáticos del diseño del hardware en cuestión (que son ficheros de tipo CAD). Estos ficheros detallan toda la información necesaria para que cualquier persona con los materiales, herramientas y conocimientos adecuados pueda reconstruir dicho hardware por su cuenta sin problemas, ya que consultando estos ficheros se puede conocer qué componentes individuales integran el hardware y qué interconexiones existen entre cada uno de ellos”.

“El objetivo del hardware libre es, por lo tanto, facilitar y acercar la electrónica, la robótica y en definitiva la tecnología actual a la gente, no de una manera pasiva, meramente consumista, sino de manera activa, involucrando al usuario final para que entienda y obtenga más valor de la tecnología actual e incluso ofreciéndole la posibilidad de participar en la creación de futuras tecnologías. Básicamente, el hardware abierto significa tener la posibilidad de mirar qué es lo que hay dentro de las cosas, y que eso sea éticamente correcto. Permite, en definitiva, mejorar la educación de las personas. Por eso el concepto de hardware libre es tan importante, no solo para el mundo de la informática y de la electrónica, sino para la vida en general.” (Torrente, 2013)

En la actualidad existen muchas plataformas que ayudan a desarrollar proyectos en diferentes áreas en este caso en el área de electrónica son un conjunto con lo mencionado anteriormente, se puede mencionar algunas de estas para desarrollar el proyecto propuesto.

Con la investigación se ha estudiado la plataforma Arduino más conocida en la actualidad para el desarrollo de prototipos electrónicos en periodos de corto tiempo, además que cuenta con

distintos fabricantes de la misma y con una alta comunidad de programadores lo que hace que sea la mejor para el desarrollo de proyectos.

2.3.1 Placa Arduino

Es un sistema microcontrolador de hardware libre, su uso es fácil y su coste es reducido fue desarrollado con el objetivo de facilitar el uso de la electrónica para personas no expertas en este ámbito y también para diseños de prototipos artísticos e interactivos.

2.3.1.1 Principales funciones de Arduino

Con Arduino se puede tomar información del entorno a través de sensores conectados a sus entradas analógicas y digitales, puede controlar luces, motores y otros actuadores directamente o partir de las señales de control generadas en sus salidas. Hay modelos de Arduino específicos desarrollados para facilitar llevar tecnología puesta, o en la ropa. Puede comunicarse con otras placas Arduino y con otros sistemas, mediante Wifi, Ethernet, Bluetooth, Zigbee, etc., esto permite también la interacción a distancia y el Internet de las cosas (IoT). Arduino encuentra un uso amplio en la enseñanza: en materias relacionadas con la robótica, el control, la adquisición de datos, los diseños interactivos, etc., la sencillez de uso de esta plataforma permite a personas no expertas en electrónica, utilizar en sus creaciones dispositivos electrónicos y controlarlos, de una manera sencilla o asequible para ellos. Las posibilidades de realizar desarrollos basados en Arduino tienen como límite la imaginación. (Torrente, 2013)

2.3.1.2 Características de Arduino

Las diferentes placas de Arduino cuentan con algunas características las cuales son usadas dependiendo de la aplicabilidad en la que se desee implementar este hardware adaptándose a diferentes escenarios.

(Herrero & Sánchez, 2015) mencionan a Arduino como libre y extensible: esto quiere decir que cualquiera que desee ampliar y mejorar tanto el diseño hardware de las placas como el entorno de desarrollo software y el propio lenguaje de programación, puede hacerlo sin problemas. Esto permite que exista un rico “ecosistema” de extensiones, tanto de variantes de placas no oficiales como de librerías software de terceros, que pueden adaptarse mejor a nuestras necesidades concretas.

Arduino tiene una gran comunidad: muchas personas lo utilizan, enriquecen la documentación y comparten continuamente sus ideas. Su entorno de programación es multiplataforma: se puede instalar y ejecutar en sistemas Windows, Mac OS X y Linux. Esto no ocurre con el software de muchas otras placas.

Su entorno y el lenguaje de programación son simples y claros: son muy fáciles de aprender y de utilizar, a la vez que flexibles y completos para que los usuarios avanzados puedan aprovechar y exprimir todas las posibilidades del hardware. Además, están bien documentados, con ejemplos detallados y gran cantidad de proyectos publicados en diferentes formatos.

Existen más de 20 modelos de Arduino, con diferentes características en cuanto a tamaño, prestaciones, etc., esto permite utilizar la plataforma en una gran variedad de proyectos, más o menos complejos y utilizar el modelo Arduino más adecuado a cada necesidad.

Así mismo el equipo Arduino sigue desarrollando plataformas, que permitan abordar otros proyectos o en otros campos, o para dar respuesta a demandas planteadas por los usuarios.

Tabla 3. Comparación entre placas Arduino

Nombre	Voltaje de entrada	de Voltaje de Operación	de Entradas digitales	Entradas analógicas	Características
Arduino UNO	5 v	7 – 12 V	14	6	Conector USB Internet de las cosas
Arduino DUE	3.3 V	5 – 12 V	54	12	Nativa USB
ARDUINO ADK Rev3	5V	7 – 12 V	15	16	Comunicaciones con teléfonos móviles sistema android
ARDUINO YÚN	5V	7 – 12 V	14	6	Actúa como punto de acceso o como router
Arduino MINI	5V	3.35 – 12 V	14	6	Instalaciones permanentes
Arduino LilyPad	2.7 – 5.5 V	2.7 – 5.5 V	14	6	Implementa en prendas de vestir

FUENTE: <https://www.arduino.cc/en/Products/Compare>

El presente proyecto está basado en la lectura de datos de un sensor y una comunicación inalámbrica lo que se denomina un sistema de detección lo que la placa Arduino UNO podría satisfacer las necesidades del proyecto ya que se toma en cuenta la compatibilidad con sensores y la lectura de los datos que emiten estos.

2.4 Software de código abierto

(Torrente, 2013) manifiesta como un programa es software libre si los usuarios tienen todas estas libertades. Así pues, el software libre es aquel software que da a los usuarios la libertad de poder ejecutarlo, copiarlo y distribuirlo (a cualquiera y a cualquier lugar), estudiarlo, cambiarlo y mejorarlo, sin tener que pedir ni pagar permisos al desarrollador original ni a ninguna otra entidad específica.

El software Arduino es software libre porque se publica con una combinación de la licencia GPL (para el entorno visual de programación propiamente dicho) y la licencia LGPL (para los códigos fuente de gestión y control del microcontrolador a nivel más interno). La consecuencia de esto es, en pocas palabras, que cualquier persona que quiera (y sepa), puede formar parte del desarrollo del software Arduino y contribuir así a mejorar dicho software, aportando nuevas características, sugiriendo ideas de nuevas funcionalidades, compartiendo soluciones a posibles errores existentes, etc. Esta manera de funcionar provoca la creación espontánea de una comunidad de personas que colaboran mutuamente a través de Internet, y consigue que el software Arduino evolucione según lo que la propia comunidad decida. Esto va mucho más allá de la simple cuestión de si el software Arduino es gratis o no, porque el usuario deja de ser un sujeto pasivo para pasar a ser (si quiere) un sujeto activo y partícipe del proyecto.

2.4.1 Entorno de desarrollo de arduino

(Martinez, 2016) escribe que el entorno de desarrollo en Arduino (IDE) es el encargado de la gestión de la conexión entre el PC y el hardware de Arduino con el fin de establecer una comunicación entre ellos por medio de la carga de programas. Como podemos ver en la figura, el IDE de Arduino se compone de:

- **Un editor de texto:** donde escribir el código del programa.
- **Un área de mensajes:** a través del cual el usuario tendrá constancia en todo momento de los procesos que se encuentren en ejecución, errores en código, problemas de comunicación, etc.
- **Una consola de texto:** mediante la que podremos comunicarnos con el hardware Arduino y viceversa.
- **Una barra de herramientas:** donde podremos acceder a una serie de menús y a los botones con acceso directo a las principales funcionalidades de Arduino.

Un IDE es un conjunto concreto de instrucciones, ordenadas y agrupadas de forma adecuada y sin ambigüedades que pretende obtener un resultado determinado. Cuando decimos que un microcontrolador es “programable”, estamos diciendo que permite grabar en su memoria de forma permanente (hasta que regrabemos de nuevo si es necesario) el programa que deseemos que dicho microcontrolador ejecute. Si no introducimos ningún programa en la memoria del microcontrolador, este no sabrá qué hacer.

Las siglas IDE vienen de Integrated Development Environment, lo que traducido a nuestro idioma significa Entorno de Desarrollo Integrado. Esto es simplemente una forma de llamar al conjunto de herramientas software que permite a los programadores poder desarrollar (es decir,

básicamente escribir y probar) sus propios programas con comodidad. En el caso de Arduino, necesitamos un IDE que nos permita escribir y editar nuestro programa (también llamado “sketch” en el mundo de Arduino), que nos permita comprobar que no hayamos cometido ningún error y que además nos permita, cuando ya estemos seguros de que el sketch es correcto, grabarlo en la memoria del microcontrolador de la placa Arduino para que este se convierta a partir de entonces en el ejecutor autónomo de dicho programa.

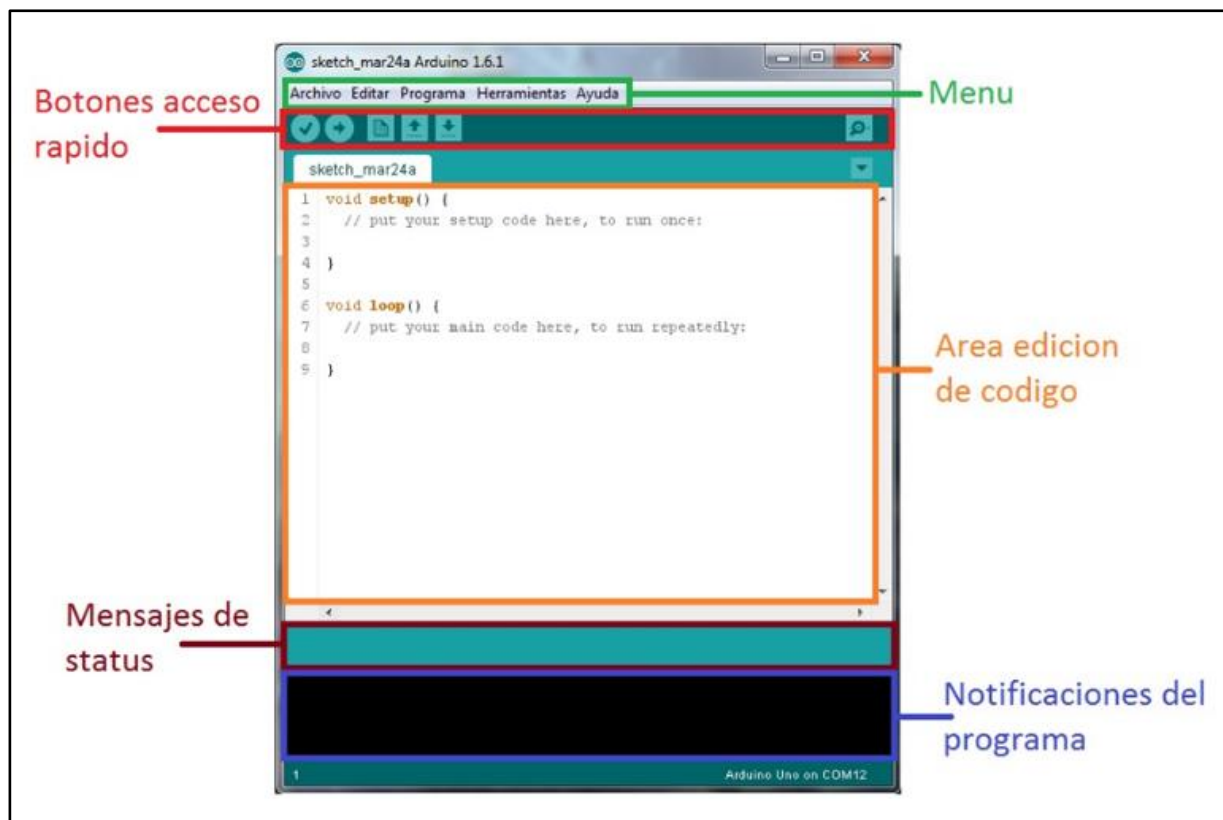


Figura 3. IDE de Arduino

FUENTE: <http://www.madnesselectronics.com/wp-content/uploads/2015/04/IDE.jpg>

2.4.1.1 Estructura general de un sketch de arduino

(Torrente, 2013) Un programa diseñado para ejecutarse sobre un Arduino (un “sketch”) siempre se compone de tres secciones:

La sección de declaraciones de variables globales: ubicada directamente al principio del sketch.

La sección llamada “void setup()”: delimitada por llaves de apertura y cierre.

La sección llamada “void loop()”: delimitada por llaves de apertura y cierre.



```
File Edit Sketch Tools Help
GPS_Clock_Version_3_Part_3
void setup()
{
  Serial.begin(115200);
  Serial.println("setup()");
}

void loop()
{
  Serial.println("loop()");
  delay(1000);
}

Done uploading.
Binary sketch size: 2,086 bytes (of a 30,720 byte maximum)
11 Arduino Duemilanove w/ ATmega328 on COM3
```

Figura 4. Sketch de Arduino

FUENTE: <http://4.bp.blogspot.com/-PbBHCLcSLd0/UG3nG62QK9I/AAAAAAAAAP4/rz0Zt6X-Kfc/s1600/2+Basic+Sketch.png>

La primera sección del sketch (que no tiene ningún tipo de símbolo delimitador de inicio o de final) está reservada para escribir, tal como su nombre indica, las diferentes declaraciones de variables que necesitemos. En un apartado posterior explicaremos ampliamente qué significa todo esto.

En el interior de las otras dos secciones (es decir, dentro de sus llaves) deberemos escribir las instrucciones que deseemos ejecutar en nuestra placa, teniendo en cuenta lo siguiente:

Las instrucciones escritas dentro de la sección “void setup()” se ejecutan una única vez, en el momento de encender (o resetear) la placa Arduino.

Las instrucciones escritas dentro de la sección “void loop()” se ejecutan justo después de las de la sección “void setup()” infinitas veces hasta que la placa se apague (o se resetee). Es decir, el contenido de “void loop()” se ejecuta desde la 1ª instrucción hasta la última, para seguidamente volver a ejecutarse desde la 1ª instrucción hasta la última, para seguidamente ejecutarse desde la 1ª instrucción hasta la última, y así una y otra vez.

Por tanto, las instrucciones escritas en la sección “void setup()” normalmente sirven para realizar ciertas preconfiguraciones iniciales y las instrucciones del interior de “void loop()” son, de hecho, el programa en sí que está funcionando continuamente.

2.5 Comunicaciones inalámbricas

Tener una red conectada a través de cables exige mucho gasto de infraestructura o modificaciones que no siempre se pueden afrontar desde el punto de vista económico, así también una cantidad y calidad de beneficios menor, limitada por cuestiones físicas y más aún si las distancias que hay que cubrir no necesitan de cables. (Acosta Ponce, 2006)

2.5.1 Tipos de redes inalámbricas

Las redes inalámbricas se pueden dividir en grupos según su área de cobertura como se muestra en la figura 5.

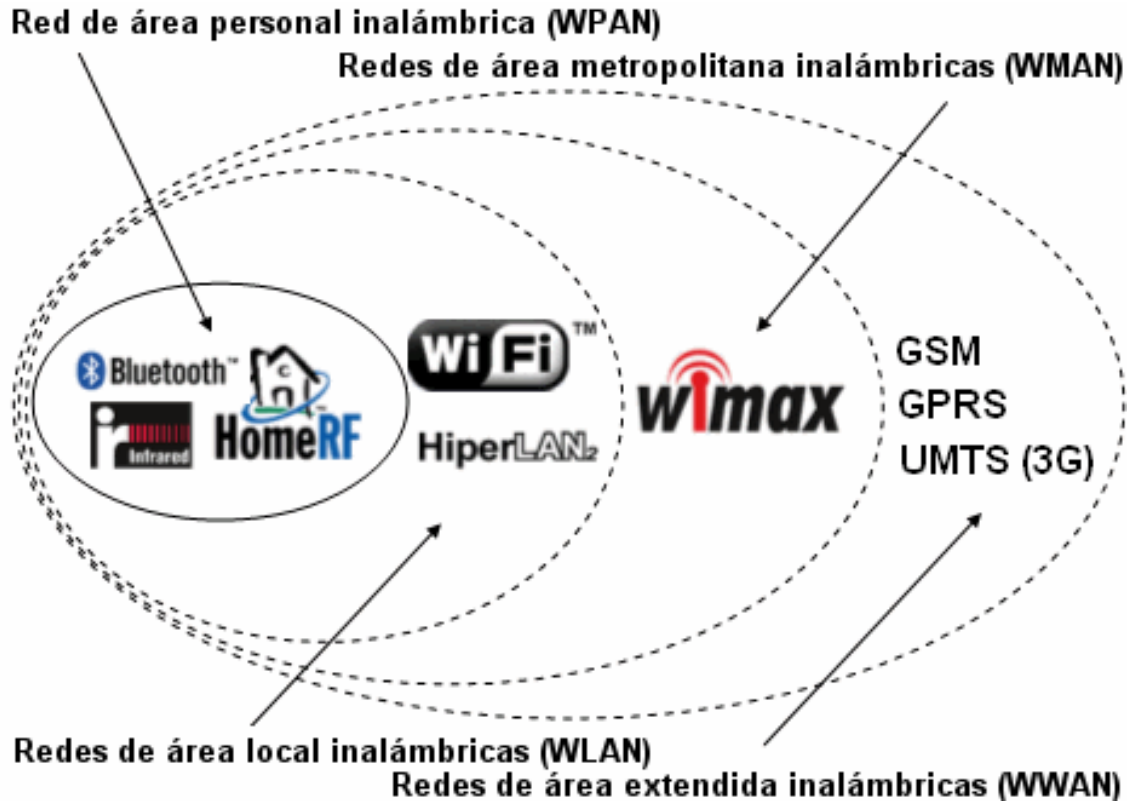


Figura 5. Tipos de redes inalámbricas

Fuente: <http://4.bp.blogspot.com/-gP12dlv6RAw/VgbsKijMdrI/AAAAAAAAACoo/dyXVfMqV8kA/s1600/IMG.png>

Tabla 4. Tipos de Redes Inalámbricas

NOMBRE	SIGNIFICADO	DISTANCIA	CARACTERÍSTICAS
WBAN	Wireless Body Area Network	1 - 2 metros	Integración entre los usuarios y los servicios, el usuario lleva puesto en su cuerpo

WPAN	Wireless Personal Area Network	10 metros	Proceso evolutivo en términos de acerca al usuario con la automatización lo que da una monitorización completa.
WLAN	Wireless Local Area Network	100 metros	Entorno de redes corporativas, campus universitarios, entornos hospitalarios, ect.
WMAN	Wireless Metropolitan Area Network	10 km	Interconexión de edificios
WWAN	Wireless Wide Area Network	Mundial	Interconexión de varios sistemas de comunicación ayudando a la que la comunicación sea más globalizada.

Fuente: (Acosta Ponce, 2006)

2.5.2 Protocolos de redes inalámbricas WBAN

Para que las redes inalámbricas WBAN se comuniquen se necesitan de protocolos de comunicación los cuales varían con distintas velocidades de transmisión, a continuación, se detallan los dos tipos de tecnología que se pueden usar como es IEEE 802.15.5 conocido como Bluetooth y IEEE 802.15.4 conocido como Zigbee.

Para cualquier red, el consumo de energía depende del tipo de datos que se intercambian, la distancia entre el transmisor y el receptor, la potencia deseada para ser retenida por la señal y otros factores.

“Bluetooth es un protocolo conocido por intercambiar casi todos los tipos de datos como texto, multimedia. En el contraste, el protocolo de Zigbee es precisamente para las instrucciones

operativas y no se sabe que gran cantidad de datos se intercambian usando. Zigbee consume significativamente menos energía que su contraparte Bluetooth. Por lo general, los dispositivos Zigbee son 2.5-3 veces más eficientes que los que trabajan en Bluetooth. Los sistemas basados en Zigbee están diseñados para redes inalámbricas entre sensores y son más preferidos para dispositivos que son de menor tamaño y consumen menos energía como controles teledirigidos de la TV, el sensor del sistema de SCADA, los instrumentos médicos etc. mientras que las aplicaciones basadas en Bluetooth se encuentran principalmente en periféricos como teclados inalámbricos, mouse, auriculares, etc. Además, algunos controles remotos inalámbricos o gadgets controlados por gestos utilizan Bluetooth para intercambiar datos.” (EngineersGarage, 2012)

Para el desarrollo de este proyecto se utilizará la tecnología Zigbee debido a que se requiere un alcance grande y un bajo consumo energético

2.5.2.1 Zigbee

IEEE 802.15.4 mejor conocido como ZigBee. Este protocolo se creó pensando en implementar redes de sensores. El objetivo es crear redes tipo mesh que tengan las propiedades de auto-recuperación y bajo consumo de energía.

Debido a que ZigBee se concentra en la baja transmisión de datos y representante de las aplicaciones de baja transmisión de datos, como se dijo antes, los dispositivos 802.15.4 escuchan antes de transmitir. Si hay una interferencia, el dispositivo espera un período de tiempo y vuelve otra vez o se traslada a otro canal. Hay 16 canales definidos en la banda de 2.4 GHz. El reconocimiento de mensaje está también disponible para la confiabilidad de la entrega de datos mejorada. El estándar IEEE 802.15.4 define múltiples niveles de seguridad. El protocolo 802.15.4 está diseñado para la monitorización y para aplicaciones de control donde la duración de la pila es

importante. Los dispositivos que operan en la banda de 2.4 GHz pueden recibir interferencias causadas por otros servicios que operan en dicha banda. Esta situación es aceptable en las aplicaciones que utilizan el estándar IEEE 802.15.4, las cuales requieren una baja calidad de servicio (QoS), no requieren comunicación asíncrona, y se espera que realice varios intentos para completar la transmisión de paquetes. Por el contrario, un requerimiento primario de las aplicaciones del IEEE 802.15.4 es una larga duración en las baterías; esto se logra con poca energía de transmisión y muy pocos ciclos de servicio. (Mayné, 2005)

Tabla 4. *Características zigbee*

Cobertura	10 – 100
Perfil de tiempo	Años
Topología	Árbol, Estrella, Malla
Consumo de corriente	30mA
Técnica de Modulación	OQPSK
Energía	Bajo consumo de potencia
Bandas	2,4 GHz
Taza de trasmisión	250Kbps

Fuente: (Mayné, 2005)

2.5.2.2 GSM/GPRS

GPRS (General Packet Radio Service) es una nueva tecnología inalámbrica que comparte el rango de frecuencias de la red celular GSM (Global System for Mobile) como muestra la figura 4, utilizando una transmisión de datos por medio de paquetes. La conmutación de paquetes es un procedimiento más adecuado tanto para transmitir datos como para la transmisión de voz.

En GSM, cuando se realiza una llamada se asigna un canal de comunicación al usuario, que permanecerá asignado, aunque no se envíen datos. En GPRS los canales de comunicación se comparten entre los distintos usuarios dinámicamente, de modo que un usuario sólo tiene asignado un canal cuando se está realmente transmitiendo datos. La tecnología GPRS, o generación 2.5, representa un paso más hacia los sistemas inalámbricos de Tercera Generación o UMTS. Su principal baza radica en la posibilidad de disponer de un terminal permanentemente conectado, únicamente por el volumen de datos transferidos (enviados y recibidos) y no por el tiempo de conexión como hemos podido observar en un punto anterior. (Rosas, 2016).

2.6 Metodología de desarrollo del software

Para el desarrollo del prototipo se necesita seguir una secuencia lógica que permita entender cada paso en la elaboración del sistema ya que es necesario dar una secuencia lógica para alcanzar los objetivos planteados. Se muestra los métodos para el desarrollo del sistema y se elegirá el más adecuado para el desglose del capítulo siguiente.

2.6.1 Metodología en cascada

En Ingeniería de software el desarrollo en cascada, también llamado modelo en cascada es el enfoque metodológico que ordena rigurosamente las etapas del proceso para el desarrollo de software, de tal forma que el inicio de cada etapa debe esperar a la finalización de la etapa anterior.



Figura 6. Metodología en cascada

Fuente: http://www.tutorialspoint.com/sp/software_engineering/images/sdlc_waterfall.png

De esta forma, cualquier error de diseño detectado en la etapa de prueba conduce necesariamente al rediseño y nueva programación del código afectado, aumentando los costos del desarrollo. La palabra cascada sugiere, mediante la metáfora de la fuerza de la gravedad, el esfuerzo necesario para introducir un cambio en las fases más avanzadas de un proyecto.

- **Requisitos del Sistema**

En esta fase se analizan las necesidades de los usuarios finales del software para determinar qué objetivos debe cubrir. De esta fase surge una memoria llamada SRD (documento de especificación de requisitos), que contiene la especificación completa de lo que debe hacer el sistema sin entrar en detalles internos.

- **Análisis del Sistema**

Descompone y organiza el sistema en elementos que puedan elaborarse por separado, aprovechando las ventajas del desarrollo en equipo. Como resultado surge el SDD (Documento de

Diseño del Software), que contiene la descripción de la estructura relacional global del sistema y la especificación de lo que debe hacer cada una de sus partes, así como la manera en que se combinan unas con otras.

- **Códigos**

Es la fase en donde se realizan los algoritmos necesarios para el cumplimiento de los requerimientos del usuario, así como también los análisis necesarios para saber que herramientas usar en la etapa de Codificación.

- **Pruebas**

Los elementos, ya programados, se ensamblan para componer el sistema y se comprueba que funciona correctamente y que cumple con los requisitos, antes de ser entregado al usuario final.

- **Verificación**

Es la fase en donde el usuario final ejecuta el sistema, para ello el o los programadores ya realizaron exhaustivas pruebas para comprobar que el sistema no falle. En la creación de desarrollo de cascada se implementa los códigos de investigación y pruebas del mismo.

- **Mantenimiento**

Una de las etapas más críticas, ya que se destina un 75% de los recursos, es el mantenimiento del Software ya que al utilizarlo como usuario final puede ser que no cumpla con todas nuestras expectativas. (Arteta, 2013)

2.6.2 Metodología en V

Modelo en V o Modelo de Cuatro Niveles, del ciclo de vida de un proyecto de desarrollo de software. El modelo representa, en forma de V, las relaciones temporales entre las distintas fases del ciclo de desarrollo de un proyecto.

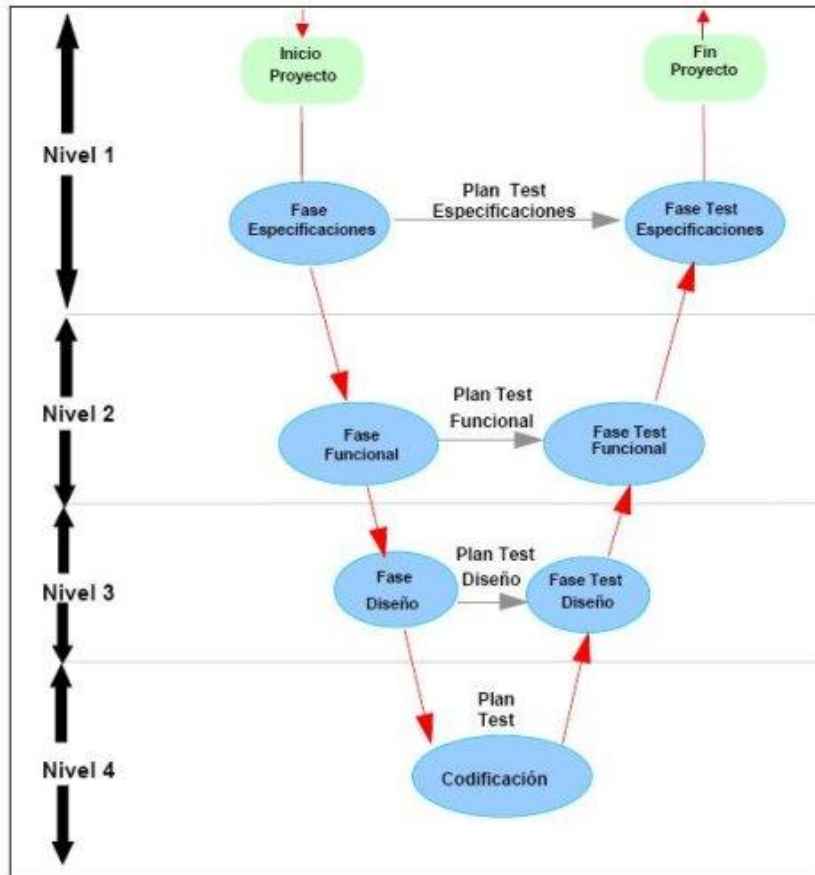


Figura 7. Modelo en V

Fuente: http://www.iiia.csic.es/udt/files/corp/jrodriguez_modeloV.jpg

En los niveles lógicos del 1 al 4, para cada fase del desarrollo, existe una fase correspondiente o paralela de verificación o validación. Esta estructura obedece al principio de que para cada fase del desarrollo debe existir un resultado verificable. En la misma estructura se advierte también que la proximidad entre una fase del desarrollo y su fase de verificación correspondiente va decreciendo a medida que aumenta el nivel dentro de la V. La longitud de esta

separación intenta ser proporcional a la distancia en el tiempo entre una fase y su homóloga de verificación.

El nivel 1 está orientado al “cliente”. El inicio del proyecto y el fin del proyecto constituyen los dos extremos del ciclo. Se compone del análisis de requisitos y especificaciones, se traduce en un documento de requisitos y especificaciones.

El nivel 2 se dedica a las características funcionales del sistema propuesto. Puede considerarse el sistema como una caja negra, y caracterizarla únicamente con aquellas funciones que son directa o indirectamente visibles por el usuario final, se traduce en un documento de análisis funcional.

El nivel 3 define los componentes hardware y software del sistema final, a cuyo conjunto se denomina arquitectura del sistema. El nivel 4 es la fase de implementación, en la que se desarrollan los elementos unitarios o módulos del programa. (Rodríguez, 2008)

2.6.3 Metodología en Espiral

Básicamente consiste en una serie de ciclos que se repiten en forma de espiral, comenzando desde el centro. Se suele interpretar como que dentro de cada ciclo de la espiral se sigue un Modelo Cascada, pero no necesariamente debe ser así.

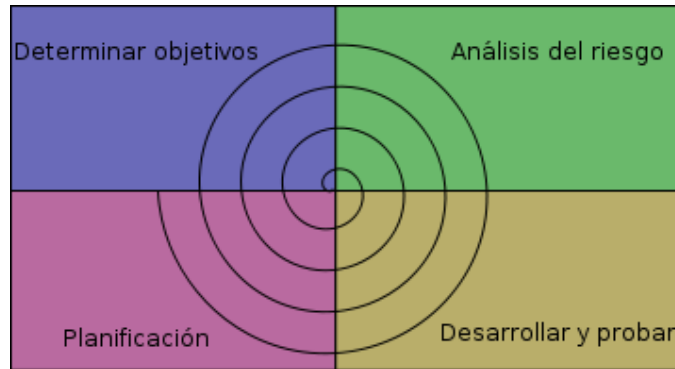


Figura 8. Modelo en cascada

Fuente: <http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/3/39/ModeloEspiral.svg/359px-ModeloEspiral.svg.png>

En cada vuelta o iteración hay que tener en cuenta:

- **Los Objetivos:** qué necesidad debe cubrir el producto.
- **Alternativas:** las diferentes formas de conseguir los objetivos de forma exitosa, desde diferentes puntos de vista como pueden ser:

Características: experiencia del personal, requisitos a cumplir, etc.

Formas de gestión del sistema.

Riesgo asumido con cada alternativa.

- **Desarrollar y Verificar:** Programar y probar el software.

Si el resultado no es el adecuado o se necesita implementar mejoras o funcionalidades:

Se planificarán los siguientes pasos y se comienza un nuevo ciclo de la espiral. La espiral tiene una forma de caracola y se dice que mantiene dos dimensiones, la radial y la angular:

- **Angular:** Indica el avance del proyecto del software dentro de un ciclo.
- **Radial:** Indica el aumento del coste del proyecto, ya que con cada nueva iteración se pasa más tiempo desarrollando.

Este sistema es muy utilizado en proyectos grandes y complejos como puede ser, por ejemplo, la creación de un Sistema Operativo.

Al ser un modelo de Ciclo de Vida orientado a la gestión de riesgo se dice que uno de los aspectos fundamentales de su éxito radica en que el equipo que lo aplique tenga la necesaria experiencia y habilidad para detectar y catalogar correctamente los riesgos.

3. Capítulo III. Diseño

Es importante el método de investigación que se usa para el diseño de prototipos electrónicos ya que con esto se podrá entender cada fase de este y para esto es necesario elegir una metodología adecuada para cada proyecto.

En este capítulo se abordan temas como el análisis de situación actual como también el análisis de requerimientos que se desarrollará en base a la metodología en V, ya que presenta niveles adecuados para el desarrollo del sistema y un procedimiento lógico para la implementación de cada elemento de hardware de esta manera llevando el prototipo a un correcto funcionamiento.

3.1 Introducción

En este capítulo se describe el diseño del sistema de detección del SMSL, para lo que se tomará en cuenta requerimientos importantes por medio de un análisis de las necesidades que tengan los lactantes y de esta manera se establecerá el funcionamiento del sistema detallando el hardware y software necesarios para la construcción del prototipo.

3.2 Análisis de la situación actual

Una base fundamental del proyecto es el análisis de situación actual del mismo ya que de esta manera se puede conocer el estado actual del problema, de esta manera se podrá establecer los requerimientos necesarios que serán considerados en el diseño y construcción del prototipo. Para obtener información se realizará encuestas a pediatras los cuales nos ayudarán para los requerimientos del sistema.

El Síndrome de la muerte Súbita en Lactantes esta presente a nivel mundial como lo indican artículos, revistas y principalmente el libro blanco del Lactante, donde detallan los porcentajes de

muerres por este problema. La falta de información por parte de los padres esta presente en la actualidad ya que si un lactante muere mientras duerme sin dar aviso lo atribuyen a otras razones que no tienen lógica alguna, por lo que es necesario el cuidado del infante.

3.3 Descripción General del Sistema de detección del SMSL

En este apartado se describe de manera rápida y lógica las características principales del sistema electrónico.

3.3.1 Propósito

El presente trabajo de titulación constituye el diseño de un sistema tecnológico e innovador enfocado en la salud el que pueda detectar el síndrome de la muerte súbita del lactante de 2 a 6 meses de edad mediante el ritmo cardiaco con el uso de herramientas tanto como hardware y software libre.

3.3.2 Alcance del sistema

El sistema utilizará una placa con un microcontrolador la que procese los datos también, constará de un sensor de frecuencia cardiaca el cual enviará de manera inalámbrica los datos medidos en el infante y a esto se acopla una alarma la cual será enviada al teléfono móvil de la persona que se encuentre al cuidado del lactante y se alimentará por medio de una batería recargable.

3.3.3 Características

El sistema de detección se lo realizará con la comunicación inalámbrica WBAN ya que debe ir en el cuerpo del lactante, una placa con un microcontrolador donde se configuran los rangos de pulsaciones de los niños de 2 a 6 meses y este será capaz de procesar los datos que serán

enviados a través de un sensor de medición de frecuencia cardíaca el cual ira en una muñequera en la muñeca del infante y esta comunicación se la realizará inalámbricamente con el protocolo que más se ajuste a las necesidades del sistema, la alarma dependiendo del rango establecido será por llamada o por mensaje al usuario. El sistema deberá ser alimentado por una batería recargable de tamaño proporcional al circuito y esta deberá durar el tiempo en que este en eso el prototipo.

3.3.4 Perspectiva del usuario

El desarrollo del sistema de detección se encuentra enfocado específicamente en lactantes de 2 a 6 meses de edad en horarios de 10 pm a 10 am mientras duerme. Se realizará un análisis de las características físicas y técnicas de los elementos que se utilizará para el sistema electrónico, el mismo que constará de dos placas diseñadas para ambientes infantiles una de las placas tendrá características especiales para bebés ya que será ubicada en una de las partes del cuerpo del lactante, la placa constará del sensor que detecta la frecuencia cardíaca el cual captará los pulsos del bebé y este será alimentado por corriente directa con características específicas, otra de las placas será colocada en algún lugar del dormitorio del lactante el cual procesará los pulsos receptados inalámbricamente.

Para este proyecto se utilizará un dispositivo móvil al cual llegará una alarma a la persona a cargo del bebé, donde se podrá saber si los aumentos de pulsos cardiacos son peligrosos mediante una llamada.

3.4 Establecimiento de Fronteras del funcionamiento del prototipo

Se detalla el funcionamiento del sistema de detección del SMSL el que será montado en una muñequera, los datos serán procesados en una placa electrónica que se comunicará inalámbricamente con el sensor de pulsos.

3.4.1 Funciones del sistema electrónico

En este apartado se detalla el funcionamiento completo del sistema una vez que la construcción se haya terminado y se tenga como final el sistema de detección del SMSL

3.4.1.1 Placa de desarrollo

Esta placa de desarrollo contiene un microcontrolador donde se establecerá un rango de valores los cuales representan la frecuencia cardiaca de un infante, además, debe cumplir una función en específico que es la transformación de los valores que envíe el sensor de pulsos cardiacos tomados del lactante. Si el valor sobrepasa el rango establecido se enviará una alarma en forma de llamada al celular del encargado del infante.

3.4.1.2 Sensor de Pulso cardiaco

Este dispositivo realizará la medición de la frecuencia cardiaca en la muñeca del infante, de esta manera se obtiene un valor que se enviará a través de la comunicación inalámbrica por medio del protocolo zigbee a la placa donde serán analizados para determinar si tiene un aumento esta frecuencia.

3.4.1.3 Comunicación celular

La recepción de la alarma será enviada desde la placa con microcontrolador hasta un sistema de comunicación para que posteriormente sea enviada a un celular en forma de llamada o de mensaje dependiendo el rango establecido de pulsaciones.

3.4.1.4 Batería

El sistema consta de dos baterías las cuales son las encargadas de brindar energía eléctrica una al sensor de pulsos y otra a la placa y a los demás componentes adicionales que están acopladas en la misma.

3.4.1.5 Dispositivo Móvil

El dispositivo móvil será usado para la recepción de la alarma ya sea de llamada si sobrepasa el umbral establecido lo que indica una taquicardia o de mensaje si solo aumenta 8 pulsaciones debido al aumento de la temperatura.

Al terminar la fase de construcción se tendrá como resultado final el sistema de detección del SMSL que estará complementado con hardware y software libres el que me permitirá recolectar información de pulsos cardiacos para que la placa electrónica los analice y envía una alarma dependiendo el rango establecido.

3.4.2 Encuesta

Se realiza una encuesta como una herramienta de recolección de información, la que se aplicará a Pediatras. Esta se realiza con el objetivo de recopilar diferentes puntos de vista de los expertos en el tema de los lactantes ya que son los más indicados para saber el cuidado de los infantes, lo cual ayuda a mejorar el diseño y desempeño del prototipo electrónico. Con estos datos se puede establecer los requerimientos de usuarios pudiendo así realizar el diseño del dispositivo.

El cuestionario consta de 6 preguntas donde los entrevistados tienen la capacidad de aceptar, rechazar o escoger el planteamiento propuesto en cada una, esto llevará a tomar en cuenta para el diseño del prototipo en ciertos puntos. El formato de la encuesta se visualiza en [Anexo 3](#).

3.4.2.1 Análisis y conclusiones de la encuesta

La revisión que hacen los Pediatras a los niños comienza por la toma de la frecuencia cardiaca donde se muestra si sufre alguna anomalía en su sistema, pero los padres del infante conocen de esto solo al momento que acuden a un doctor lo que resulta de mucha ayuda el diseño del prototipo electrónico ya que no se necesita la presencia de un especialista para conocer si su ritmo cardiaco a aumentado y de esta manera alertar de alguna situación no común que este afectando al bebé y poder actuar rápido para preservar una vida.

Pregunta 1: Conoce usted acerca del Síndrome de la Muerte Súbita en Lactantes

El 100% de los pediatras indicaron conocer acerca del Síndrome de la muerte Súbita en lactante ya que algunos de sus pacientes han sufrido esta anomalía, lo que resulta más fácil la recolección de datos.

Pregunta 2: Cuál es la frecuencia cardíaca promedio de un lactante de 2 a 6 meses, mientras duerme.

El 100% de los pediatras confirmaron lo que existe en los textos acerca del pulso promedio de los lactantes en edad de 2 a 6 meses que va desde 110 a 120 pulsaciones por minuto, lo que sirve para el rango de pulsos que serán usados en el diseño del software del sistema.

Pregunta 3: Le gustaría que se diseñe un dispositivo electrónico para prevenir el Síndrome de la Muerte Súbita en Lactantes, mediante la toma de frecuencia cardíaca

La aceptación de esta pregunta fue muy buena ya que el 100% de los entrevistados desean que se diseñe un prototipo electrónico que ayude a mejorar la calidad de vida del Lactante, ya que existe muy poca información acerca de este síndrome en los padres de familia.

Pregunta 4: El dispositivo electrónico debería ser de tamaño

Para la ayuda en los requerimientos de hardware esta pregunta es necesaria ya que el pediatra es el que sabe el porte adecuado de lo que se le coloque al cuerpo de un lactante por lo que el 100% coincidió que debe ser de un tamaño pequeño.

Pregunta 5: Para que este dispositivo tome los pulsos del lactante correctamente, según su criterio debería ser colocado en

Según la teoría existen tres puntos donde se puede tomar el pulso a un lactante como es el pie, pecho y muñeca, el 100% de los pediatras están de acuerdo en que se debe colocar en el brazo la parte de la muñeca del bebé ya que es donde no le estorbaría.

Pregunta 6: Cree Ud. qué el dispositivo electrónico afectaría la salud del lactante

El 100% de pediatras mencionan que la toma de pulsos en un lactante es normal por lo que no afecta a la salud, para los expertos una manera de controlar el bienestar de un bebé es mediante la toma de la frecuencia cardiaca ya que si no está en el rango normal indica que existe alguna anomalía.

Las encuestas dieron resultados favorables en todas las preguntas concluyendo que la creación del prototipo electrónico con el fin de detección del Síndrome de la Muerte Súbita es una idea innovadora porque de esta manera se contribuye al bienestar de la comunidad de los lactantes y creando conciencia en los padres que este fenómeno está presente a nivel mundial y no podemos estar excluidos.

3.5 Requerimientos del Sistema de Detección del Síndrome de la muerte súbita en lactantes de 2 a 6 meses de edad

Para el cumplimiento de todas las necesidades que tenga el sistema electrónico es importante realizar el análisis de requerimientos para elegir de manera correcta el hardware y software a usarse en el presente proyecto.

Los requerimientos son importantes a iniciar el desarrollo del sistema ya que se muestra las necesidades de los usuarios que van ligadas con las soluciones que se pueden dar para de esta manera lograr cumplir las metas trazadas, y ayudar a una comunidad en este caso la de lactantes. Para la construcción del sistema hay que tomar en cuenta los requerimientos tanto de hardware como de software, de arquitectura y también participan los stakeholders o involucrados que son parte para el desarrollo del prototipo lo que se puede observar en la tabla 5.

Tabla 5. *Descripción de Stakeholders*

Stakeholder	Función
Lactantes de 2 a 6 meses	A Quienes se destinará el proyecto
Ing. Omar Oña	Director del proyecto
MSc. Jaime Michilena	Asesor del proyecto
MSc. Carlos Vásquez	Asesor del proyecto
Guiselle Paspuel	Desarrolladora del proyecto
Pediatras	De quienes se recolecta datos
Universidad Técnica del Norte	Entidad de Respaldo

Fuente: Autoría

3.5.1 Requerimientos de usuarios.

Una vez recolectada la información por el método de investigación que es la observación indirecta, se describen algunos parámetros que se encontraron lo que viene a ser un conjunto de requisitos que servirán para la construcción del sistema. En la tabla 6 se muestran los requerimientos iniciales para el desarrollo del sistema en diferentes prioridades. El nombre para definir los requerimientos del sistema lleva un nombre en específico que es RS1 que significa Requerimientos del sistema.

Tabla 6. *Requerimientos del sistema*

		RS1		
N.º	REQUERIMIENTO	PRIORIDAD		
		BAJA	MEDIA	ALTA
REQUERIMIENTOS DE USUARIOS				
RS1.1	El dispositivo debe ser de peso liviano.			x
RS1.2	El dispositivo de ser de tamaño pequeño			x
RS1.3	La colocación de la muñequera no debe ser difícil		x	
RS1.4	Las baterías del sistema deben ser recargables			x
RS1.5	El encendido del sistema debe ser entendible		x	
RS1.6	La muñequera es usada en lactantes de 2 a 6 meses			
REQUERIMIENTOS OPERACIONALES				
RS1.7	El sistema debe tomar pulsos correctamente			x
RS1.8	El sistema debe usarse mientras el infante duerme entre 10 pm a 10 am		x	

RS1.9	El envío de los pulsos a la placa se la hace mediante la comunicación inalámbrica.	x
RS1.10	El envío de la alarma es mediante una llamada o mensaje al celular de la persona encargada del infante.	x

Fuente: Autoría

3.5.2 Requerimientos del sistema de detección del SMSL

Un conjunto de características son las que forman los requerimientos del sistema es aquí donde se establecen los límites y las funciones que se realizará, todo esto se lo hace basado en el planteamiento del problema descrito anteriormente que tendrán una relación estrecha con los usuarios. En la Tabla 7 se especificarán las funciones básicas que tendrá el sistema electrónico.

Tabla 7. *Requerimientos Funcionales del sistema*

RS2					
REQUERIMIENTOS DE FUNCIONALIDAD					
N.º	REQUERIMIENTO	PRIORIDAD			RELACION
		BAJA	MEDIA	ALTA	
REQUERIMIENTOS DE USO					
RS2.1	2 baterías para la alimentación del sistema			x	RS1.4
RS2.2	Interruptor para el encendido del sistema			x	RS1.5
RS2.3	Alimentación de energía externa		x		
RS2.4	La comunicación inalámbrica debe tener línea de vista			x	
RS2.5	Existir un ahorro de energía	x			
RS2.6	Recepción de alarma en un dispositivo móvil			x	
REQUERIMIENTOS DE CONSTRUCCIÓN					

RS2.7	Los componentes de la muñequera deben ser de tamaño reducido		x
RS2.8	El sensor de pulsos debe estar bien sujeto para una buena lectura.		x
RS2.9	Los dispositivos electrónicos deben estar protegidos	x	
RS2.10	Los elementos deben ser removidos con facilidad.	x	
REQUERIMIENTOS DE ESTADOS			
RS2.11	Encendido debe ser por medio de un interruptor	x	RS1.5
RS2.12	El sistema deberá estar en funcionamiento en el horario indicado.	x	
REQUERIMIENTOS FÍSICOS			
RS2.13	El sistema contará con dos placas por separadas.		x
RS2.14	Los componentes de una placa deben estar acopladas en una muñequera.		x RS1.6
RS2.15	La segunda placa debe ser colocada con línea vista a la muñequera puede ser en la cuna.		x

Fuente: Autoría

3.5.3 Requerimientos de Arquitectura

La elección de dispositivos de hardware y de software se lo hace mediante los requerimientos de Arquitectura lo que servirá como ayuda para la elección de los componentes ya que deben ser tomados en cuenta para la construcción del sistema de detección donde los elementos deben cumplir las expectativas del prototipo. En la Tabla 8 se muestran estos requerimientos se la nombra con las letras RAS lo que significa requerimientos de arquitectura del sistema.

Tabla 8. *Requerimientos Funcionales del sistema*

RAS1					
REQUERIMIENTOS FUNCIONALES					
N.º	REQUERIMIENTO	PRIORIDAD			RELACIÓN
		BAJA	MEDIA	ALTA	
REQUERIMIENTOS LÓGICOS					
RAS1.1	Sensor aislado para que no exista interferencia con otras señales externas			x	
RAS1.2	La lectura del sensor determinará si las señales con altas		x		
RAS1.3	La alarma será el resultado del arrojo de los pulsos			x	
REQUERIMIENTOS DEL DISEÑO					
RAS1.4	Una muñequera es la elegida donde se compactarán los elementos		x		RS2.7
RAS1.5	Para la montura del sensor se deberán realizar pruebas para de cierta manera ocultar el sensor.			x	RS2.8
RAS1.6	Las conexiones del sistema son cableadas e inalámbricas			x	RS2.4
RAS1.7	Existir un método para encender y apagar el sistema.			x	RS2.11
REQUERIMIENTOS DE HARDWARE					
RAS1.8	Sensor capaz de detectar la frecuencia cardiaca			x	
RAS1.9	Capacidad del módulo de comunicación inalámbrica de transmitir datos en tiempo real.			x	
RAS1.10	Placa de tener la capacidad de procesar los datos.			x	

RAS1.11	La placa electrónica debe ser compatible con las librerías del sensor de pulsos.	x	
RAS1.12	Compatibilidad de la placa con protocolo de comunicación inalámbrica.		x
RAS1.13	Compatibilidad de la placa con el dispositivo de comunicación de red celular.		x
RAS1.14	Almacenamiento de datos en la memoria de la placa		x
RAS1.15	Tamaño de los dispositivos pequeños	x	RS2.7
RAS1.16	Rápido procesamiento de los dispositivos		x
RAS1.17	Disponibilidad de pines		x
REQUERIMIENTOS DE SOFTWARE			
RAS1.18	Lenguaje de programación de código abierto.	x	
RAS1.19	Software compatible con la placa de desarrollo.		x
RAS1.20	Disponibilidad de librerías		x
RAS1.21	Compatibilidad de la red celular con el dispositivo móvil	x	
RAS1.22	Fácil configurar	x	
REQUERIMIENTOS ELÉCTRICOS			
RAS1.23	Uso de 2 baterías para la alimentación del sistema		x RS2.1
RAA1.24	Conexiones a tierra de los elementos		x

Fuente: Autoría

3.5.4 Accesorios de detección de pulsos

De acuerdo con los requerimientos de los usuarios se puede concluir que el artículo en donde se debe colocar el sistema es en una muñequera donde los elementos se compacten. De esta

manera el sensor medirá la frecuencia cardiaca de la muñeca del lactante y por otro lado el segundo dispositivo del sistema que sería donde se encuentre la placa de procesamiento será una caja ya que está tendrá comunicación inalámbricamente con la muñequera y será ubicada en la cuna del infante o en la pared de la habitación. En la figura 8 se muestra el diseño según los requerimientos establecidos.

Los elementos son ubicados de manera que el sensor de pulsos tome la frecuencia cardiaca de modo secuencial la que será enviada a una placa de procesamiento mediante la comunicación inalámbrica y cada parte tendrá una alimentación por separado.

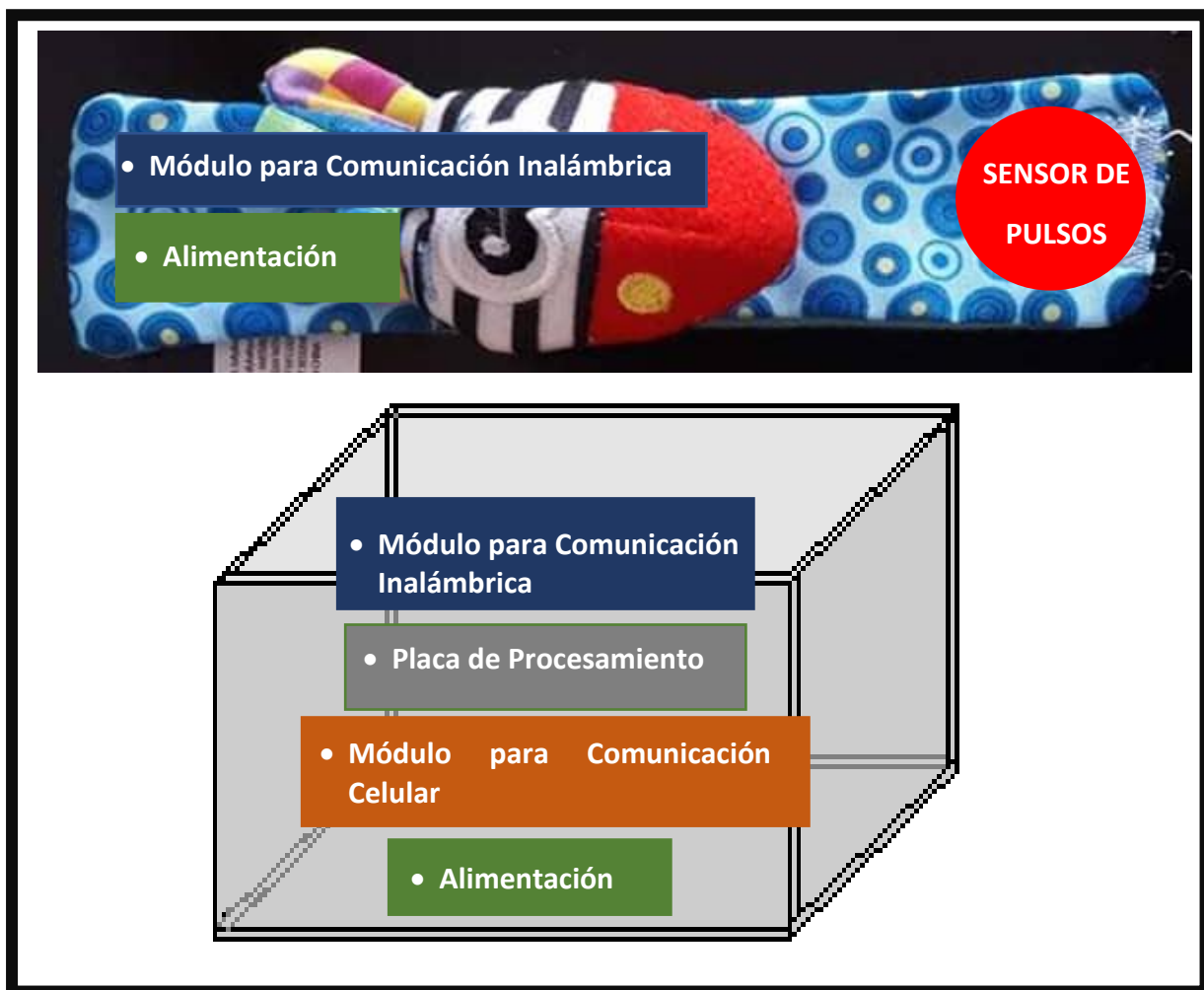


Figura 8: Distribución de elementos del sistema de detección del Síndrome de la muerte súbita

Fuente: Autoría

- Área del sensor de pulsos

El sensor de pulsos va ubicado en una parte del brazo del infante que es la muñeca que debe estar de frente con el sensor, esto será ajustado con una cinta de material velcro.

- Módulo para la comunicación inalámbrica

Este módulo de comunicación inalámbrica debe ser compatible con el sensor de pulsos para que los datos sean enviados correctamente utilizando un protocolo a la placa electrónica.

- Placa de procesamiento

La placa electrónica de procesamiento será ubicada en un segundo sistema que es una caja donde irán conectados dos módulos de comunicación inalámbrica uno para la recepción de los pulsos cardiacos y otro para el envío de la alarma al dispositivo móvil de la persona a cargo del infante.

- Módulo para red celular

Para el envío de la alarma en forma de llamada o de mensaje desde la placa de procesamiento al celular es necesario un módulo que permita realizar esta función, esta debe estar conectada a la placa de procesamiento para que cumpla su función.

- Alimentación del sistema

La alimentación será por medio de una batería la cual será ubicada en la muñequera en la parte posterior y la otra batería estará en la caja donde se encuentra la placa conectada con los demás dispositivos los cuales serán alimentados por la misma. Las baterías deben poder removerse para poder cambiarlas o cargarlas.

3.6 Elección del Hardware y Software

Para la elección del Hardware y Software nos basaremos en la tabla de requerimientos del sistema que fueron mencionados anteriormente, en la figura 9 se muestra un diagrama de bloques que explica el procesamiento del sistema.

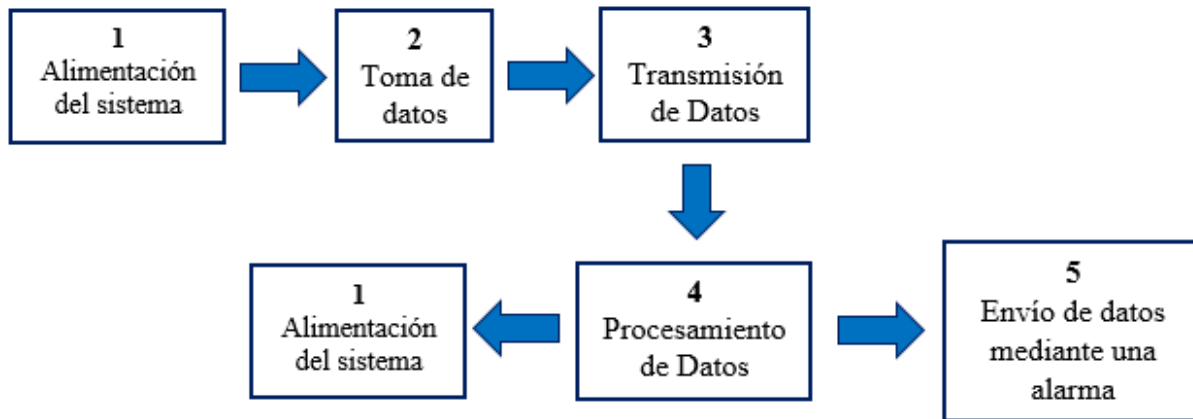


Figura 9. Diagrama de bloques del funcionamiento lógico del sistema

Fuente: Autoría

1. La alimentación del sistema se requiere de dos baterías tipo liPo recargable de tamaño reducido.
2. Se necesita un sensor de pulsos que pueda tomar los datos de la frecuencia cardiaca del infante colocado en la muñeca.
3. Transmisión de datos mediante comunicación inalámbrica.
4. Una placa que sea capaz de recibir los datos mediante un protocolo de comunicación inalámbrica para que los procese, los almacene y los envía a un dispositivo.
5. Dispositivo móvil que reciba la alarma enviada desde un módulo de comunicación celular.

3.6.1 Elección del Hardware

La elección del hardware para el desarrollo del sistema se los realiza siguiendo el diagrama de bloques propuesto en la Figura 9, donde se establecen por etapas la lógica del dispositivo.

3.6.1.1 Elección del sensor de pulsos cardiacos

El diagrama de bloques descrito anteriormente en la fase 2 donde se toman los datos es donde va el sensor de pulsos cardiacos el que será insertado en una muñequera, por lo que necesita buscar un sensor que tenga en primer lugar un tamaño pequeño que se ajuste a la muñequera, debido a esto se tomará en cuenta los requerimientos planteados para que la elección del sensor sea la óptima ajustándose a las necesidades. En la Tabla 9 se describen diferentes tipos de sensores.

Tabla 9. Tipos de sensores

Requerimientos	Tipos de sensores		
	Sensor de pulsos	Sensor de pulsos	Sensor de pulsos
	AL-HRS	SHT-104	SP-SEN11574
RAS1.1	✓	-	✓
RAS1.5	✓	-	✓
RAS1.8	✓	✓	✓
RAS1.11	✓	-	✓
RAS1.14	-	-	✓
RAS1.17	✓	✓	✓
Valoración/6	5	2	6
Elección	-	-	✓

Fuente: Autoría

3.6.1.1.1 Sensor de Pulsos Amped SEN11574

Un elemento fundamental en el sistema de detección del síndrome de la muerte súbita en lactantes es el sensor de pulsos Amped ya que la función principal es medir la frecuencia cardiaca, este dispositivo es el que facilita la toma de estos datos de la muñeca del infante. El sensor de pulsos recibe una señal que es emitida por el corazón del lactante, esa señal se recibe en forma de voltaje analógico que luego es transformado a rangos numéricos, estos serán enviados a la placa Arduino para el procesamiento de los datos para luego ser enviada en forma de información.

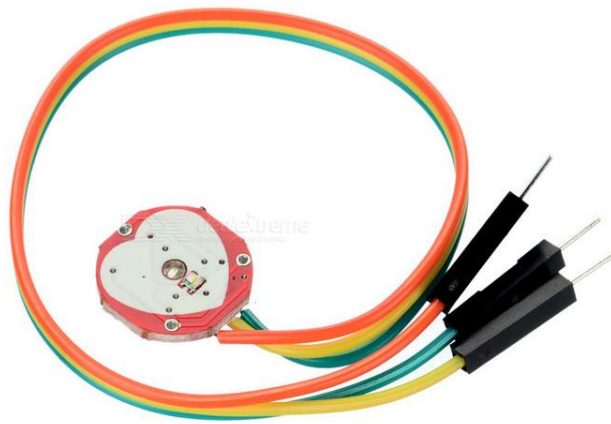


Figura 10. Sensor de Pulsos Amped

Fuente: http://img.dxcdn.com/productimages/sku_397482_2.jpg

A continuación, se detalla en una Tabla 10 las especificaciones técnicas, lo cual servirá para realizar el montaje del dispositivo de manera correcta.

Tabla 10. *Especificaciones Técnicas del Sensor de pulsos*

DESCRIPCIÓN	CARACTERÍSTICAS
Corriente usada [mA]	4
Rango de Voltaje [V]	3,3 a 5
Uso	Muñeca, pecho, pie
Compatibilidad	Placa Arduino, Raspberry Pi
Conector	Tipo Macho
Dimensiones [cm]	1,6 alto x 1,6 ancho x 0,1 espesor
Peso [oz]	0,18

Fuente: <http://tdrobotica.co/sensor-de-pulso/356.html>

3.6.1.2 Elección del módulo de comunicación inalámbrica

La elección del módulo para la comunicación entre la placa y el sensor de pulsos es importante ya que este será el encargado de enviar los datos recolectados por el sensor, deberá cumplir los requerimientos necesarios para la construcción del sistema, este deberá trabajar con el protocolo zigbee que fue descrito anteriormente y el elegido para este sistema. En la tabla 11 se presentan tipos de módulos Xbee.

Tabla 11. *Tipos de módulos Xbee*

Requerimientos	Tipos módulos Xbee		
	Xbee – Serie 1	Xbee – Serie 2	Xbee - Pro
RAS1.9	✓	✓	✓
RAS1.12	✓	-	-
RAS1.15	✓	✓	✓
RAS1.17	✓	✓	✓
RAS1.18	✓	✓	✓
RAS1.20	✓	✓	✓
RAS1.22	✓	-	-
Valoración/7	7	5	5
Elección	✓	-	-

Fuente: Autoría

Para el proyecto el módulo que cumple con los requerimientos del sistema es el módulo Xbee Serie1 ya que es fácil de trabajar y de tamaño reducido. Son recomendados especialmente para trabajar con comunicaciones punto a punto y es lo que necesitamos para la construcción del prototipo.

3.6.1.2.1 Módulo Xbee Serie 1

Son la serie más fácil para trabajar, no necesitan ser configurados, pero incluso así se pueden obtener beneficios, en la figura 11 se muestra el gráfico del módulo. Debido a que son fáciles para trabajar, son recomendados, para comunicaciones Punto-a-Punto. (Thayer, s.f.)



Figura 11. Módulo Xbee Serie 1 antena integrada

Fuente: <https://cdn.sparkfun.com/r/140-140/assets/parts/6/8/0/5/11215-01.jpg>

El módulo Xbee es un sistema basado en Zigbee están diseñados para redes inalámbricas entre sensores y son más preferidos para dispositivos que son de menor tamaño y consumen menos energía.

El sistema electrónico constará de dos módulos Xbee uno de ellos estará conectado al sensor de pulsos y el otro va conectado a la placa de procesamiento lo cual permitirá la comunicación inalámbrica entre los dispositivos.

Se ha elegido un módulo de comunicación Xbee ya que se necesita que el dispositivo sea reducido y que tenga una sensibilidad de envío de datos, baja latencia y una sincronización de comunicación predecible y son fáciles de usar. En la Tabla 12 se describen las características.

Tabla 12. *Especificaciones técnicas del módulo Xbee serie 1*

DESCRIPCIÓN	CARACTERÍSTICAS
Corriente usada [mA]	50
Rango de Voltaje [V]	3,3
Uso	Conexión en la placa y en el sensor
Compatibilidad	Placa Arduino, Raspberry Pi
Conector	Tipo Macho
Dimensiones [cm]	2,44 x 2,76
Alcance [m]	100
Pines digitales	8

Fuente: <http://xbee.cl/que-es-xbee/>

3.6.1.3 Elección del módulo de comunicación celular

Para el envío de la alarma desde la placa de procesamiento a un dispositivo móvil es necesario un que un elemento esté conectado a la placa para que pueda recibir los datos y los envía mediante la red celular.

Tabla 13. *Tipos de módulos para comunicación celular*

Requerimientos	Tipos	
	SIM800	SIM900
RAS1.6	✓	✓
RAS1.13	✓	✓
RAS1.14	✓	✓
RAS1.16	✓	✓

RAS1.17	✓	✓
RAS1.18	✓	✓
RAS1.20	✓	✓
RAS1.21	✓	✓
RAS1.22	✓	✓
Valoración/9	9	9
Elección	-	✓

Fuente: Autoría

Para la comunicación celular se usará el módulo GPRS/SIM 900 ya que cumple con las necesidades del proyecto, por otro lado, el módulo SIM800 también cumple con las necesidades, pero este módulo tiene funciones adicionales como es Bluetooth y radio FM lo que no es necesario para el proyecto por eso es descartado.

3.6.1.3.1 Módulo GPRS/SIM900

Si necesitamos ampliar las funcionalidades de la placa de procesamiento se puede recurrir a muchas opciones ya que existe una gran variedad de shields compatibles con cualquier serie o modelo de placas, de esta manera podemos implementar al dispositivo funciones adicionales que sirvan específicamente para ofrecer un tipo de servicio en específico.

Un shield es un módulo en forma de placa impresa que se puede conectar a la parte superior de la placa para ampliar sus capacidades, permitiendo además ser apiladas unas encima de otras manteniendo un diseño modular. Los shields de comunicación inalámbrica que trabajan en banda libre 2.4Ghz como Xbee y SIM900 GSM brindan ventajas de movilidad a diferencia del resto de shields. (Allaica & Gualli, 2015)



Figura 12. Módulo GPRS/SIM900

Fuente: <http://www.prometec.net/wp-content/uploads/2016/06/tarjeta-gprs-sim900.png>

“Esta placa puede convertir a un circuito electrónico en una plataforma que proporciona comunicación a través de la red telefonía celular GPRS/ GSM. Integra un módulo SIM900 de SIMCom, permite establecer llamadas, enviar SMS, MMS y audio a través de UART, incluso permite comunicación de datos a través de los protocolos TCP37, UDP38, HTTP39 o FTP40, todo esto mediante comandos AT (GSM 07.07, 07.05). Cuatri banda (Quadband) con frecuencias de 850, 900, 1800 y 1900 MHz con el propósito que pueda funcionar en todos los países del mundo”. (Tingo & Quisi, 2015)

Tabla 14. *Especificaciones Técnicas de SIM900*

CARACTERÍSTICAS	DESCRIPCIÓN
Fuente de alimentación	3.2V – 4.8V
Ahorro de energía	Consumo típico en mode de reposo es 1.0 mA
Bandas de frecuencia	GSM 850, EGSM 900, DCS 1800, PCS 1900
Potencia de transmisión	2W
SMS	Almacenamiento de SMS: Tarjeta SIM
Antena Externa	Antenna pad
Interface SIM	Soporta SIM: 1,8V, 3V
Características Físicas	Tamaño 24*24*3 mm
	Peso: 3.4g

Fuente: <http://dSPACE.unach.edu.ec/bitstream/51000/615/1/UNACH-EC-IET-2015-0008.pdf>

3.6.1.4 Elección de la placa electrónica de procesamiento

La elección de la placa electrónica de procesamiento es una parte esencial para el funcionamiento del sistema ya que es donde los datos recolectados por el sensor de pulsos y enviados por comunicación inalámbrica son procesados y analizados, esta placa deberá contar con librerías que sean compatibles con los dispositivos a usarse.

Tabla 15. Características para la elección de Arduino

Requerimientos	Tipos			
	Arduino UNO	Arduino MINI	Arduino LilyPad	Arduino LEONARDO
RAS1.10	✓	✓	✓	✓
RAS1.11	✓	✓	✓	✓
RAS1.12	✓	✓	✓	✓
RAS1.13	✓	-	✓	-
RAS1.14	✓	✓	✓	✓
RAS1.15	-	✓	✓	✓
RAS1.16	✓	✓	✓	✓
RAS1.17	✓	-	✓	✓
RAS1.18	✓	✓	✓	✓
RAS1.20	✓	✓	✓	-
RAS1.22	✓	✓	✓	✓
Valoración/11	10	9	11	9
Elección	✓	-	-	-

Fuente: Autoría

La elección de la placa de procesamiento será Arduino UNO ya que cumple las expectativas del proyecto. Arduino Mini no tiene los pines necesarios para la conexión con los demás dispositivos y no tiene compatibilidad con algunos shields y carece del Jack de alimentación DC, por otro lado Arduino Lilypad sirve para aplicaciones textiles que este pueda adherirse a una prenda de vestir lo que en este proyecto no necesitamos y por últimos Arduino Leonardo no cuenta

con una compatibilidad con los shield por lo que hay que modificar los códigos de programación esto hace que sea difícil su configuración.

3.6.1.4.1 Arduino UNO

El Arduino Uno es un tablero de microcontroladores basado en el ATmega328 (hoja de datos). Cuenta con 14 pines de entrada / salida digital (6 de los cuales se pueden utilizar como salidas PWM), 6 entradas analógicas, un resonador cerámico de 16 MHz, una conexión USB, una toma de alimentación, una cabecera ICSP y un botón de reinicio. Contiene todo lo necesario para soportar el microcontrolador; Simplemente conéctelo a un ordenador con un cable USB o conéctelo con un adaptador de CA a CC o batería para empezar. El Uno difiere de todos los tableros anteriores en que no utiliza el chip driver FTDI USB-a-serial. En su lugar, cuenta con el Atmega16U2 (Atmega8U2 hasta la versión R2) programado como un convertidor USB a serie. La Revisión 2 de la placa Uno tiene una resistencia que tira de la línea 8U2 HWB a tierra, lo que facilita su colocación en modo DFU. (Arduino, 2017)

- **Especificaciones Técnicas**

El Arduino Uno puede alimentarse a través de la conexión USB o con una fuente de alimentación externa. La fuente de alimentación se selecciona automáticamente. La alimentación externa (no USB) puede venir desde un adaptador AC-DC (verrugas de pared) o una batería. El adaptador puede conectarse enchufando un conector positivo de centro de 2,1 mm en el conector de alimentación de la tarjeta. Las derivaciones de una batería se pueden insertar en los conectores de clavijas Gnd y Vin del conector POWER. La placa puede funcionar con un suministro externo de 6 a 20 voltios. Si se suministra con menos de 7V, sin embargo, el pin 5V puede suministrar

menos de cinco voltios y la placa puede ser inestable. Si utiliza más de 12V, el regulador de tensión puede sobrecalentarse y dañar la placa. El rango recomendado es de 7 a 12 voltios. (Arduino, 2017)

3.6.1.5 Sistema de Alimentación

El sistema de detección debe tener una alimentación de energía para su funcionamiento para esto se debe escoger una batería que alimente los componentes del prototipo, está será escogida basándonos en los requerimientos. Se necesitan 2 baterías por separado una que alimente a 3.3 V y otra de 12V.

Tabla 16. Tipos de módulos Baterías

Requerimientos	Tipos		
	Pilas Alcalinas	Pila de Litio tipo moneda	Batería Litio
RS2.1	✓	✓	✓
RS2.3	✓	-	✓
RS2.7	-	✓	✓
RS2.10	✓	✓	✓
RAS1.15	-	✓	✓
Valoración/5	3	4	5
Elección			✓

Fuente: Autoría

3.6.1.5.1 Batería de Litio

Las baterías de litio llamadas comúnmente como batería Lipo son de tamaño reducido y de poco grosor, son compuestas a base de litio lo que hace que no sean de mucho peso. Están

compuestas por células o pastillas que cada una brinda 3.7 voltios y 240mA. Esta batería tiene su propio cargador el cual es utilizado para recargar las baterías. En la figura 13 se muestra.

Para el sistema se necesitan dos baterías ya que la alimentación es por separada. A continuación, en la tabla 17 se muestran las características principales de la batería mencionada.



Figura 13. Batería de Litio

Fuente: http://bateriasdelitio.net/wp-content/uploads/2014/06/T2eC16FHJHwFG2JIDeD+BSbBoiNp960_57-300x244.jpg

3.6.1.6 Arquitectura del sistema Hardware

El sistema de detección básicamente constará de dos bloques, el primer bloque constará de un sensor de pulsos amped el que realizará la toma de los pulsos y estará conectado a un módulo Xbee seri1 con antena integrada que servirá como medio de comunicación inalámbrica. Estos dos dispositivos estarán acoplados en la muñequera, el segundo bloque estará constituido principalmente por la placa Arduino la que procesará los datos recibidos mediante comunicación inalámbrica por parte de un módulo xbee conectado a la placa y también constará con un módulo GPRS/GSM SIM900 que estará conectado con su respectivo shield y será el encargado de enviar la alarma de mensaje o llamada al celular del encargado del infante. En la figura 14 se muestra un diagrama explicando el funcionamiento del sistema.

Para la implementación del hardware se utilizará elementos esenciales como el Arduino uno, el sensor de ritmo cardiaco, los módulos XBEE, el módulo GSM y un celular. Todos estos elementos están ubicados en una muñequera especialmente para bebés de material tipo velcro.

Una vez elegidos los elementos a utilizar, además de los diferentes dispositivos, se realiza el diseño de bloques del sistema lo que conforma el hardware. De forma general, a continuación de muestran los dispositivos que serán utilizados.



Figura 14. Diagrama de funcionamiento del sistema Hardware

Fuente: Recolección de la Web

3.6.2 Elección del Software

Para la elección del software hay que basarnos en la placa de procesamiento que hayamos elegido, el software elegido debe cumplir con la funcionalidad requerida por los dispositivos que se encuentren acoplados a la placa como es la disponibilidad de librerías. Hay que tomar en cuenta que el entorno de programación cuente con lo mencionado anteriormente, en la Tabla 17 se detallan los requerimientos que deben ser cubiertos para de esta manera elegir el entorno de desarrollo grafico para Arduino óptimo.

Tabla 17. Tipos de entornos de desarrollo de Arduino

REQUERIMIENTO	ENTORNOS DE DESARROLLO DE ARDUINO				
	Scrath for arduino (S4A)	Eclipse	Visual Studio	Codebender	IDE de Arduino
Compatible Arduino UNO	✓	✓	✓	✓	✓
Programación fácil	-	-	✓	✓	✓
Disponibilidad de Librerías	✓	✓	-	✓	✓
Configuración de pines	✓	✓	✓	✓	✓
Comunicación serial	✓	✓	✓	✓	✓
Valoración/4	4	4	4	5	5
Elección					✓

Fuente: Autoría

El entorno de desarrollo que cumple con las características es el IDE de Arduino, pero también cumple Codebender, pero este es un entorno de programación den la Nube, lo que quiere decir que los proyectos quedarán guardados en la nube lo que no es necesario en este proyecto.

3.6.2.1 IDE de Arduino

Es un entorno proporcionado por el proyecto Arduino, es liviano y proporciona herramientas básicas que serán necesarias para subir, depurar y comunicación con la placa Arduino,

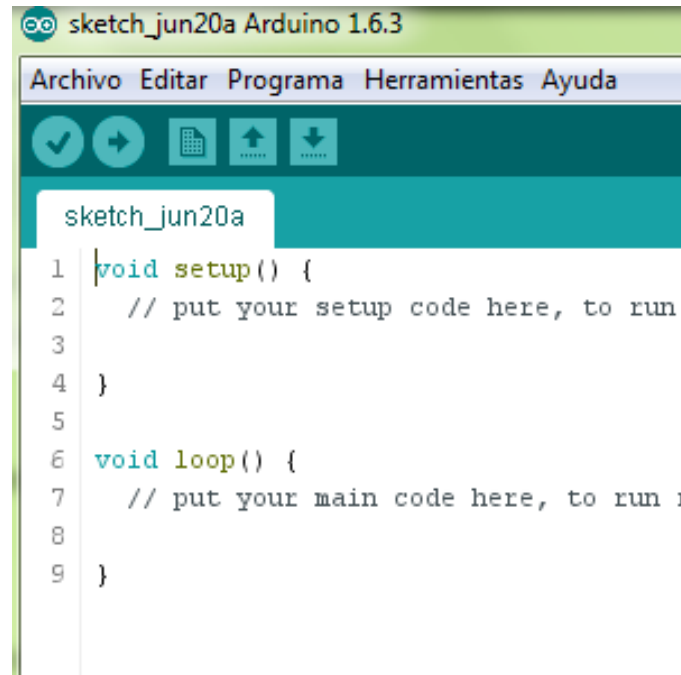


Figura 15. Sketch de Arduino

Fuente: <https://programarfacil.com/wp-content/uploads/2015/06/IdeArduino.png>

Describiendo los menús más importantes, dentro del menú archivo, encontramos las siguientes opciones:

Nuevo y Abrir, respectivamente nos permite crear y abrir un sketch.

Proyecto, nos permite abrir un conjunto de sketch que conformar un proyecto determinado, algo similar a un proyecto de visual studio.

Ejemplos, Son sketch que proporcionan ejemplos sobre el uso de la placa de Arduino. Hay ejemplos básicos que van desde hacer parpadear un led hasta hacer un servidor web básico con Arduino y el shield ethernet.

Del menú editar, nos da las opciones básicas de edición (copiar, cortar y pegar), además de copiar el texto como html (necesario para publicar nuestro código). (Del Valle, 2017)

El menú programa, nos da la opción de verificar y compilar el programa, incluir librerías y mostrar la carpeta del programa (esta opción es útil para poder buscar los sketches sin tener que navegar hasta encontrar la carpeta de los ficheros localizada en la carpeta del usuario, dentro de una carpeta llamada ARDUINO. (En esta carpeta copiaremos todas las librerías, dado que es la ruta por defecto por la que el entorno de desarrollo busca los ficheros). (Del Valle, 2017)

3.7 Diagrama de Bloques

En este apartado se representa de manera estructurada el funcionamiento del sistema de detección del síndrome de la Muerte súbita en lactantes de 2 a 6 meses tomando en cuenta los requerimientos para el desarrollo y consiguiente se desarrollará el código de programación.

En el siguiente diagrama es una representación gráfica del funcionamiento del sistema el que se muestra en la Figura 16.

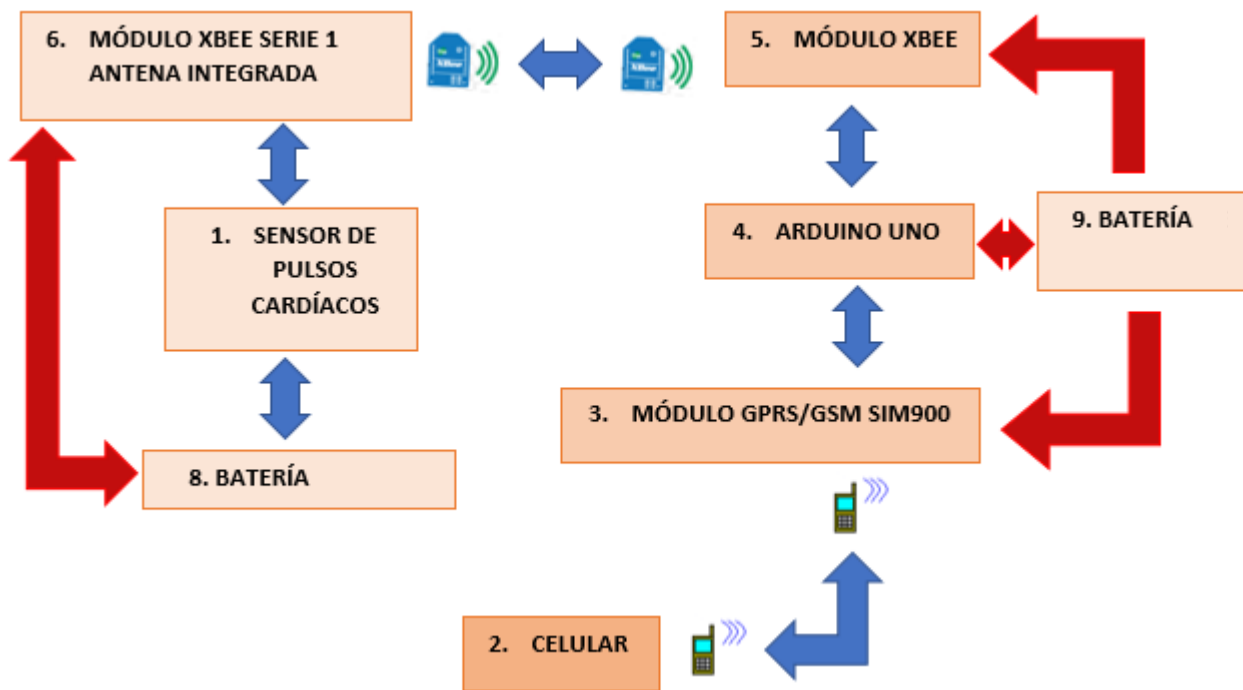


Figura 16. Diagrama de bloques del funcionamiento del sistema electrónico

Fuente: Autoría

1. Sensor de Pulsos Cardíacos: Este sensor será ubicado en la muñeca del brazo del bebé, este permitirá adquirir datos de la frecuencia cardiaca del lactante para posteriormente analizarlos y procesarlos en forma de información la cual será de uso para una tercera persona la cual estará a cargo del infante.
2. Módulo Xbee: Este dispositivo se utilizará como medio de comunicación inalámbrica entre las dos placas que estarán montadas individualmente, por su pequeño tamaño se adaptará al ambiente en el que se lo estará usando.
3. Módulo Xbee: Estará ubicado en la otra placa que se encontrará ubicada en el dormitorio del infante.
4. Arduino UNO: Se utilizará una placa Arduino UNO, ya que se necesita la compatibilidad con el módulo SIM900 y la conexión de la mayoría de sus pines.

5. Módulo GSM/GPRS SIM900: Se hará uso de este módulo para el envío de la alerta de una llamada o mensaje a un celular mediante la red celular.
6. Celular: Este dispositivo móvil será de mucha importancia ya que a este llegará la alarma enviada ya sea por mensaje o llamada dependiendo del rango de pulsaciones cardiacas.

3.7.1 Diagramas de conexiones

Los siguientes diagramas indicarán una representación gráfica de las partes fundamentales e importantes para el diseño del sistema del síndrome de la muerte súbita de Lactantes de 2 a 6 meses de edad.

3.7.1.1 Diagrama de Pines del Sensor Amped

Este sensor de pulso es un dispositivo de plug-and-play para tu Arduino o cualquier uC. Puede ser usado por cualquiera con básicos conocimientos de electrónica. El sensor funciona como un sensor de ritmo cardiaco óptico, una etapa de amplificación y un filtro para el ruido, lo cual hace que su señal de salida sea confiable y estable. El consumo de corriente es bajo siendo de 4mA con una alimentación de 5V. Está basado en un LED emisor y un sensor receptor de intensidad, la cantidad de luz reflejada por la muñeca del brazo cuando hay paso de corriente sanguínea define la salida del sensor. Por lo que es posible visualizar gráfica o numéricamente la información del mismo. En la figura 17 se muestran los pines del sensor.

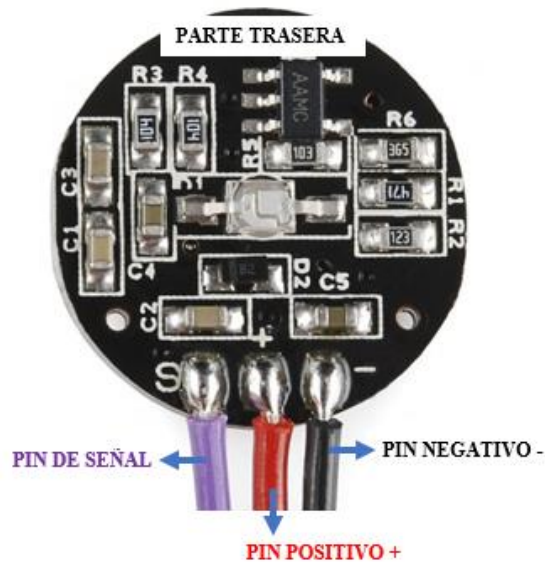


Figura 17. Distribución de pines del sensor amped

Fuente: <http://www.zambeca.cl/tiendaOficial/image/cache/data/imagenes/11574-03-500x500.jpg>

3.7.1.2 Diagrama de Pines del Módulo Xbee Serie 1

La figura 18 muestra pines conexiones necesarias el módulo Xbee para poder ser utilizado.

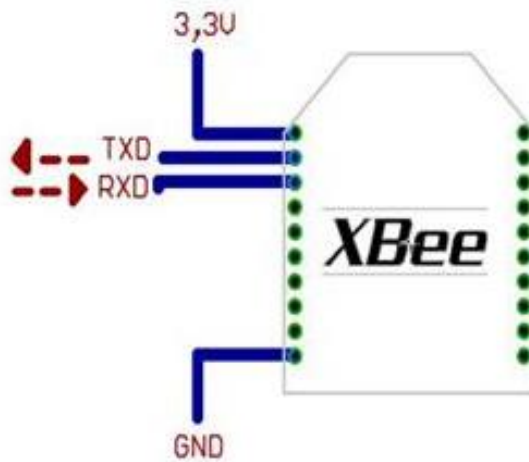


Figura 18. Distribución de Pines del módulo Xbee

Fuente: http://1.bp.blogspot.com/_v2uj2H2blY/T6bSUECIT6I/AAAAAAAAAB0/QCCUwQ6Gcho/s1600/Figura+2.Distribuci%C3%B3n+de+los+pines+del+M%C3%B3dulo+y+tarjeta+Xbee.jpg

El módulo requiere una alimentación desde 2.8 a 3.4 V, la conexión a tierra y las líneas de transmisión de datos por medio del UART (TXD y RXD) para comunicarse con un microcontrolador, o directamente a un puerto serial utilizando algún conversor adecuado para los niveles de voltaje.

3.7.1.3 Diagrama de Pines de la Placa Arduino UNO

Arduino Uno es una placa electrónica de las muchas que tiene Arduino y con la que es muy fácil introducirse en el mundo de la programación electrónica, Arduino es una plataforma de código abierto (open-source) lo que permite realizar proyectos y modificaciones tanto de hardware como de software a cualquier persona sin ningún problema. Las partes que tiene la placa electrónica Arduino Uno se muestra en la Figura 19.

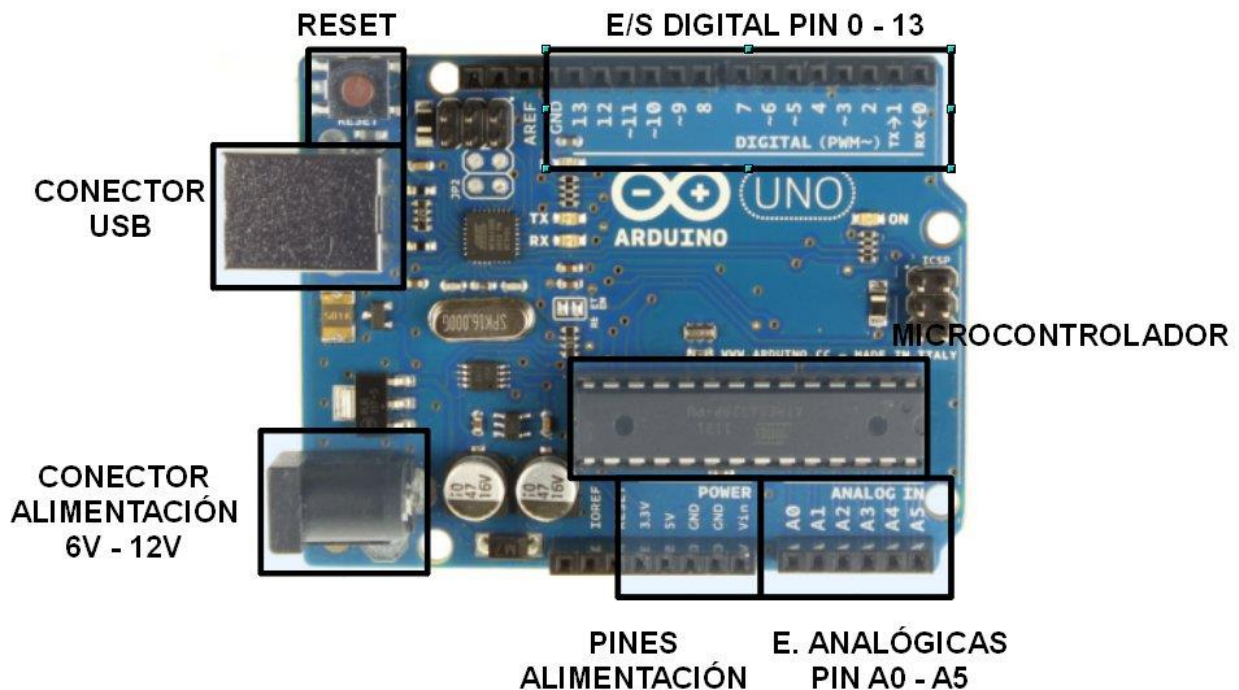


Figura 19. Distribución de Pines Arduino UNO

Fuente: <http://platea.pntic.mec.es/~mhidalgo/edubasica/01arduino/01imgs/arduino01.jpg>

La placa electrónica Arduino Uno puede ser alimentada de varias formas, con un cable USB conectado al ordenador o con una fuente externa. En la placa de Arduino cuenta con un zócalo donde se conecta un Jack de 2,1mm para conectar un adaptador que se encuentre entre los rangos de 6V – 12V que es la tensión recomendada. La placa cuenta con un conector USB tipo-B para conectar un USB al ordenador con el cual podemos programarlo y a su vez alimentarlo.

3.7.1.4 Diagrama de Pines del Módulo Shield GPRS/GSM SIM900

Este módulo tiene una tarjeta ultra compacta de comunicación inalámbrica. La tarjeta es compatible con todos los modelos de Arduino con el formato UNO, la tarjeta está basada en el módulo SIM900 GSM. Este dispositivo es ideal para sistemas remotos, mandar mensajes de texto o llamadas a celulares. En la Figura 20 podemos ver la distribución de pines.

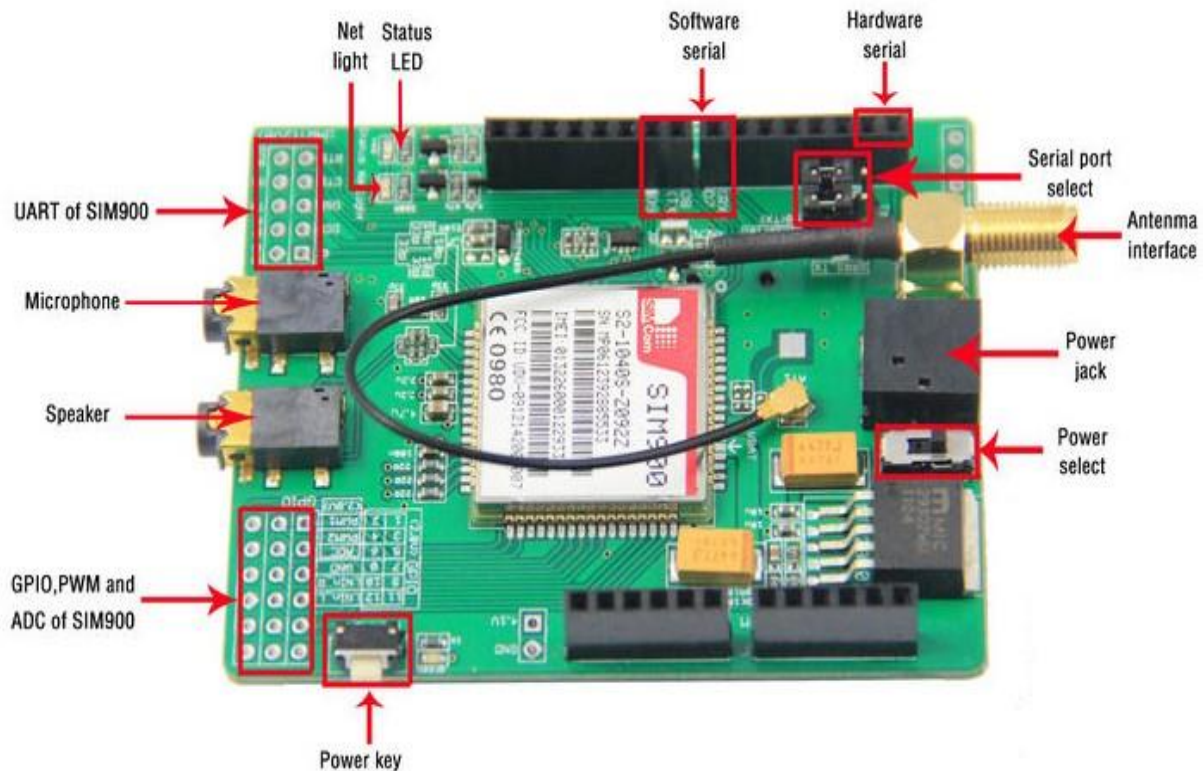


Figura 20. Distribución de Pines de Shield GPRS/GSM SIM900

Fuente: http://us01.i.aliimg.com/img/pb/868/956/216/1216956868_865.jpg

3.7.1.5 Fuente de Alimentación

La alimentación de cada elemento del sistema es importante ya que de esta manera funcionará el prototipo. En la Tabla 18 se muestra la cantidad de voltaje y corriente de cada dispositivo del sistema.

Tabla 18. *Especificaciones de Voltaje de cada Elemento*

DISPOSITIVO	VOLTAJE [V]	CORRIENTE [mA]
ALIMENTACIÓN MANILLAT _x		
Sensor de Pulsos Amped	3 - 5	4
Módulo Xbee	3.3	40
ALIMENTACIÓN SMSLR _x		
Módulo Xbee	3.3	40
Placa Arduino	9	50
Shield GPRS/GSM SIM900	3.1 – 4.8	1.5

Fuente: Autoría

La corriente requerida por el sistema es la suma de todos los dispositivos, el prototipo se divide en dos partes la primera llamada MANILLAT_x y la segunda SMSLR_x cada uno con alimentación eléctrica por separado.

MANILLAT_x

$$I_{T1} = I_{SP} + I_{MXB}$$

$$I_{T1} = 4 \text{ mA} + 40 \text{ mA}$$

$$I_{T1} = 45 \text{ mA}$$

Donde,

I_{T1} = Corriente total primer bloque

I_{SP} = Corriente Del sensor de pulsos

I_{MXB} = Corriente del módulo Xbee

La corriente que se necesita para el primer bloque MANILLATx donde se conecta el sensor de pulsos y el módulo Xbee es de 115 mA.

SMSLRx

$I_{T2} = I_{MXB} + I_{PA} + I_{GSM}$

$I_{T2} = 40 \text{ mA} + 50 \text{ mA} + 1.5 \text{ mA}$

$I_{T2} = 91.5 \text{ mA}$

Donde,

I_{T2} = Corriente total segundo bloque

I_{MXB} = Corriente del módulo Xbee

I_{PA} = Corriente de la placa arduino

I_{SIM} = Corriente del módulo GPRS/GSM

La corriente que se necesita para el segundo bloque SMSLRx donde se conecta el Arduino, Shield sim 900 y módulo Xbee es de 976.5 mA

- **Tiempo de duración de la batería**

Según los requerimientos en la elección del hardware dio como resultado la selección de baterías de Litio una de 11.1[V] y 1000[mA] y la otra de 3.7[V] y 350[mA].

$$\text{carga de la bateriaMANILLATx} = 3.7 V * 0.350A = 1.295 W$$

$$\text{Consumo/hora bateriaMANILLATx} = 3.7 V * 0.045 = 0.1665 W$$

$$\text{Duracion de la bateriaMANILLATx} = \frac{1.295}{0.1665} = 7.7 H$$

$$\text{carga de la bateriaSMSLRx} = 11.1 V * 1A = 11.1 W$$

$$\text{Consumo/hora bateriaSMSLRx} = 11.1 V * 0.0915 = 1.01565 W$$

$$\text{Duracion de la bateriaSMSLRx} = \frac{11.1}{1.01565} = 10.92 H$$

La limitación del tamaño y peso del dispositivo hace que la batería sea de tamaño reducido y liviana pese a estas características las baterías alcanzan una duración óptima para el funcionamiento del circuito.

3.8 Diagrama del circuito

El diagrama del circuito muestra la conexión de pines de cada elemento seleccionados anteriormente, el diseño de cada bloque se muestra en la figura 21 y 22.

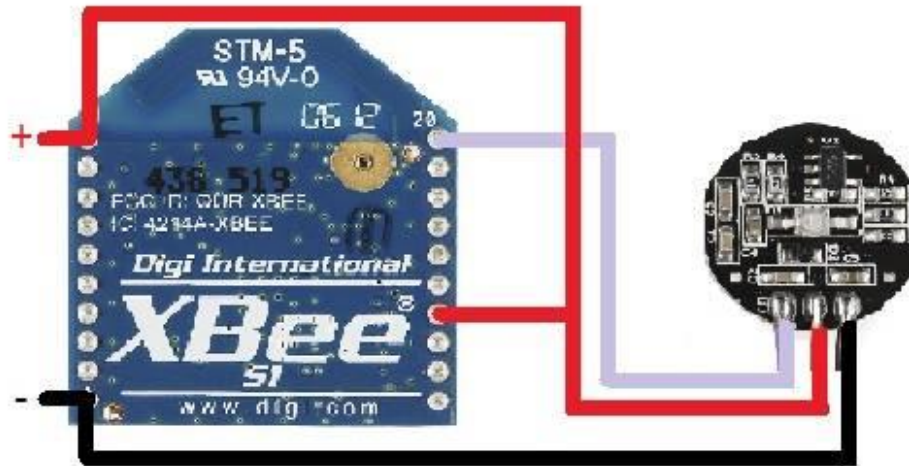


Figura 21. Diagrama de MANILLATx

Fuente: Autoría

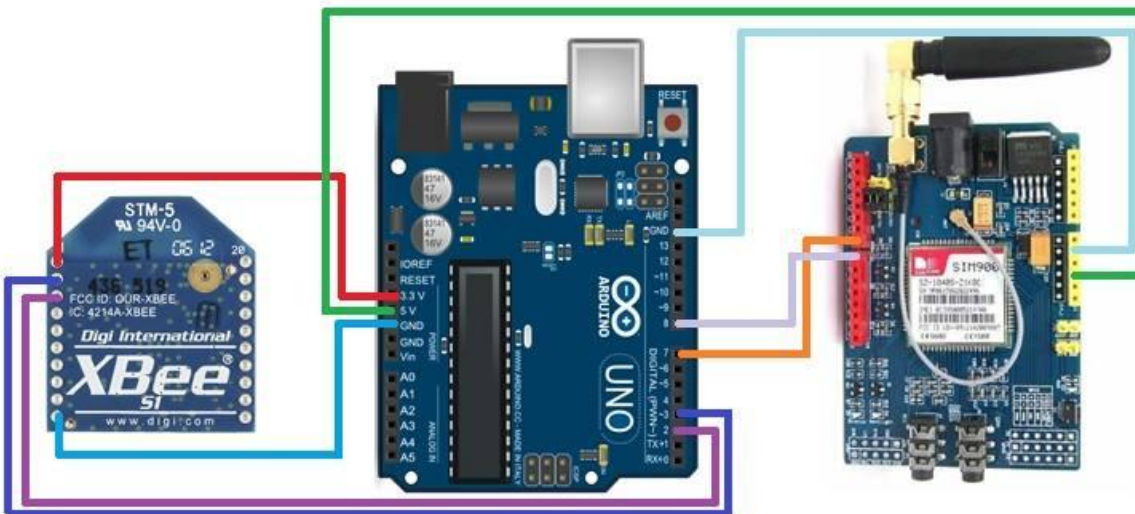


Figura 22. Diagrama de conexión SMSLRx

Fuente: Autoría

Una vez realizados los diseños de conexión de los elementos se procede a la implementación que es en una muñequera. En la figura 23. se muestra la distribución de los dispositivos en el accesorio.



Figura 23. Distribución de los elementos en la muñequera

Fuente: Autoría

3.9 Diagrama de flujo

Realizado el diseño, la conexión y verificación se procede a realizar el código fuente donde se controlarán los parámetros lógicos del dispositivo final.

- **Programa general**

Una vez el sistema sea encendido, el sensor de pulsos comenzará a realizar la lectura de los cambios de frecuencia que será enviado por el pin de señal al pin 20 del módulo Xbee el cual enviará inalámbricamente al módulo Xbee conectado al bloque2 el que a su vez el pin 2 llevara la información al Arduino Uno receptando por el pin 3 Digital, la información en este último dispositivo será proceda y enviada por los pines 7 y 8 digitales al módulo SIM 900 donde se decidirá enviar o no la alarma a un dispositivo móvil. En la Figura 24 se muestra en diagrama de flujo para el sistema de detección del SMSL.

Diseño de detección del SMLS y análisis de la señal

Una vez el sistema se encuentre encendido, el sensor comenzará a realizar la lectura de los cambios ópticos que se produzcan en los tejidos de los lactantes y procederá a enviar los datos mediante un módulo XBEE de transmisión y serán receptor por un módulo XBEE receptor el cual está conectado al Arduino Uno, el que establecerá una frecuencia de muestreo garantizando la medición, la que se establece en 500Hz y latido a latido con la resolución de un periodo de tiempo de 2milisegundos. La taquicardia en los lactantes se encuentra por encima de los 128 lpm (latidos por minuto) y entre 110 y 128 lpm puede ser un susto del bebé al dormir o una leve temperatura. Dependiendo del rango de la toma de pulsos la alarma será enviada a la persona encargada del lactante. En la Figura 24 se muestra en diagrama de flujo para mostrar los casos que pueden presentarse en un lactante.

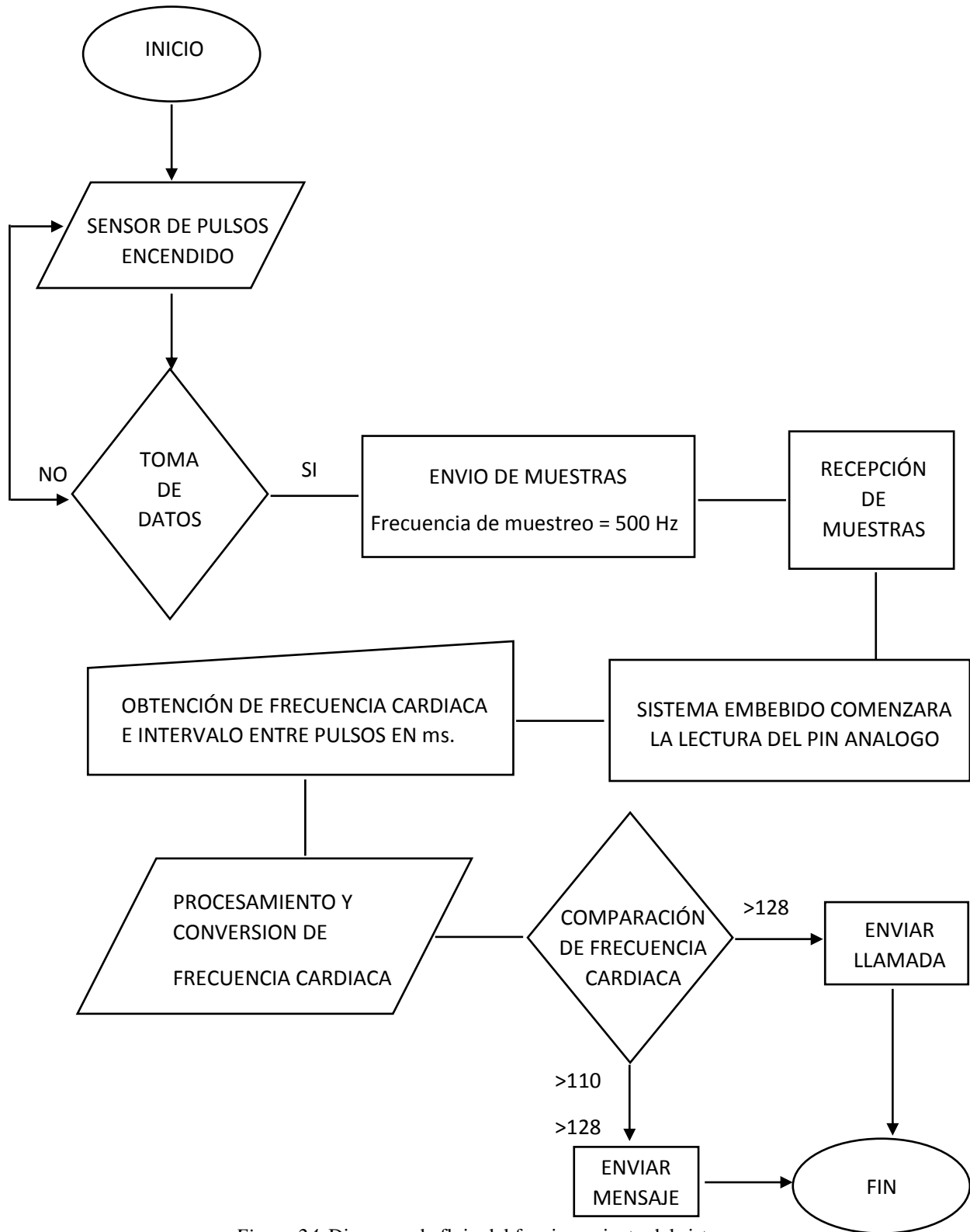


Figura 24. Diagrama de flujo del funcionamiento del sistema

FUENTE: AUTORÍA

4. Capítulo IV. Implementación Y Pruebas De Funcionamiento

En este capítulo se desarrollará el software y hardware que dan como resultado el prototipo electrónico, de esta manera cumpliendo lo propuesto en el diseño. Al finalizar el montaje de los elementos se realizará las pruebas de integración y mediante el cambio de frecuencia en el software determinar el correcto funcionamiento del sistema, después se dará una evaluación de hardware específicamente la colocación del sensor de pulsos como también del sistema embebido. Las pruebas de este sistema se harán con niños y un bebe.

4.1 Desarrollo del software

En el software se basa en lo que es la programación de los módulos Xbee mediante el uso del programa XCTU y la placa Arduino Uno a través del lenguaje de programación de Arduino el cual básicamente esta desarrollado con el lenguaje C++, después de realizar la programación se guarda un archivo con la extensión.ino este a su vez debe ser cargado a la placa que ejecutará las opciones mediante el puerto fdti. Este programa constará de tres partes, en la primera parte se establecerá la comunicación entre el sensor de pulsos y el Módulo Xbee para lo cual hay que declarar varias variables, la segunda parte consta de la sincronización y toma de pulsos del sensor permitiendo tener la frecuencia cardiaca, la tercera parte está conformada de los métodos ya sea para llamada o mensaje del SIM 900 a un dispositivo móvil. En el [Anexo 1](#) se puede visualizar la programación completa del sistema.

Para el desarrollo del código fuente se realiza la lectura del pulso cardiaco mediante el uso de variables, la lectura se hace mediante el sensor de pulsos Amped, a continuación, la conversión de la señal digital es procesada por la placa Arduino Uno que da como resultado el valor de la frecuencia cardiaca. Primero se establecen variables constantes que son utilizadas para definir

rangos y tiempos, también existen variables volátiles las cuales cambian el valor dependiendo el proceso de muestreo de la señal definiendo tiempos máximos y mínimos. En la figura 25 se muestra parte del código descrito anteriormente.

```

volatile int datos[10]; // Utiliza para mantener últimos diez valores IBI
volatile unsigned long muestra = 0; // Utilizado para determinar la sincronización de pulsos
volatile unsigned long latido = 0; // Utilizado para encontrar IBI
volatile int P = 512; // Utilizado para encontrar pico en la onda de pulso
volatile int T = 512; // Utilizado para encontrar mínimo en la onda de pulso
volatile int t_latido = 525; // Utilizado para determinar momento instantáneo de los latidos del corazón
volatile int amplitud = 100; // Se utiliza para mantener la amplitud de la forma de onda de pulso
volatile boolean primer_latido = true; // Utilizado para sembrar variedad tasa por lo que inicio con BPM razonable
volatile boolean segundo_latido = false; // Utilizado para sembrar variedad tasa por lo que inicio con razonable BPM

```

Figura 25. Declaración de variables para el desarrollo del software

Fuente: Autoría

A continuación, en la figura 26 se muestra el proceso de lectura del pulso cardiaco establecida en milisegundos de tiempo, también la comunicación entre al módulo SIM 900 y el módulo Xbee.

```

void setup(){
  pinMode(pulsaciones,OUTPUT); // Activa el pin 13 en salida
  Serial.begin(19200); // velocidad de comunicación serial en baudio
  Xbee.begin(19200); // velocidad de comunicación serial en baudio, xbee
  SIM900.begin(19200); // velocidad de comunicación serial en baudio, sim900
  SIM900.println("AT+CPIN=\"1234\""); //Comando AT para introducir el PIN de la tarjeta

  delay(25000); //Tiempo para que encuentre una RED
  interruptSetup(); // Establece para leer pulsos de señal del sensor cada 2mS, ingreso de la interupción
  configureRadio(); // Ingreso de la interupción para la comunicaion entre los Xbee
}

boolean configureRadio() { // Configuracion para comunicaion entre Xbee
  Xbee.listen(); // El puerto esta escuchando para la municaion entre Xbee
  Xbee.flush(); // poner la radio en el modo de comando:
  delay(100); // Retardo
  String ok_response = "OK\r"; // La respuesta que esperamos
  String response = String(""); // Lee el texto de la respuesta en la variable de respuesta
  while (response.length() < ok_response.length()) {
    if (Xbee.available() > 0) { // Si existe un dato en el puerto lo lee
      response += (char) Xbee.read(); // Almacena el dato leído en la variable
    }
  }
}

```

Figura 26. Código para la lectura y procesamiento del pulso cardiaco

Fuente: Autoría

Una vez obtenidos los resultados de la medición de los pulsos se procede a calcular la variación de la frecuencia cardiaca este valor permite relacionarlo con el síndrome de la muerte súbita en lactantes dependiendo si sobrepasa el rango establecido. Posteriormente la decisión de

un mensaje o llamada de alerta es definida mediante las variaciones de la frecuencia cardiaca. En el Anexo 1 puede observar el código de programación completo

4.2 Desarrollo De Hardware

En este apartado se desarrollará la serie de pasos para la construcción del prototipo electrónico, en la figura 27 se muestra la manilla de bebé seleccionada donde se ubicará el sensor de pulsos con un módulo Xbee y una batería para la alimentación eléctrica.



Figura 27. Manilla TX

Fuente: Autoría

4.2.1 Prueba de Integración de los elementos

Se realiza una prueba de funcionamiento de los elementos que conforman el dispositivo electrónico con el fin de comprobar si funcionan correctamente para el diseño planteado. En la figura se muestra la conexión de la MANILLATx donde se encuentra el sensor de pulsos el cual muestra una luz verde lo que significa que está funcionando.

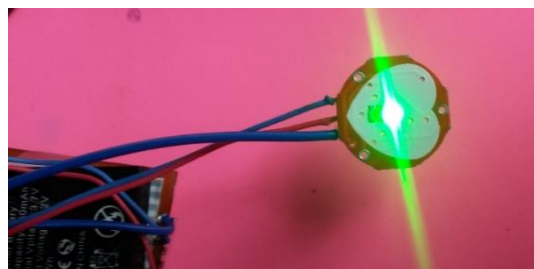


Figura 28. Prueba del funcionamiento del sensor de pulsos

Fuente: Autoría

La figura 29. muestra el estado del Arduino con un indicador de luz verde y la figura 30. muestra el estado del módulo SIM 900 con un indicador de luz roja, los cuales corresponden al circuito de recepción del Sistema.



Figura 29. Prueba de funcionamiento del Arduino UNO

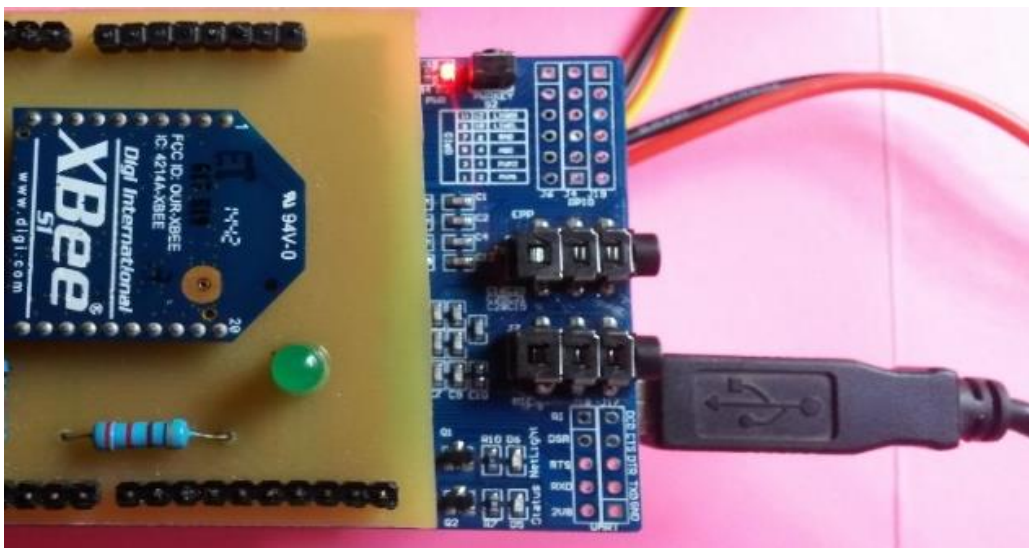


Figura 30. Prueba de funcionamiento SIM 900

Fuente: Autoría

Para las pruebas de funcionamiento del sistema de monitoreo de ritmo cardiaco con aviso por mensajes de texto y llamadas telefónicas, se lo va a realizar de la siguiente manera, primero se va a realizar la prueba de funcionamiento del sensor de pulsos cardiacos, luego la prueba de funcionamiento de la comunicación inalámbrica mediante los módulos xbee, siguiendo con la prueba de funcionamiento del envío de los mensajes de texto y las llamadas mediante el shield SIM900 y por último la prueba de funcionamiento del sistema completo.

Prueba de funcionamiento del sensor de pulsos cardiacos, para ello se procede a cargar el programa en el Arduino uno, y se realiza la conexión del sensor con el Arduino como se muestra en la figura 31.

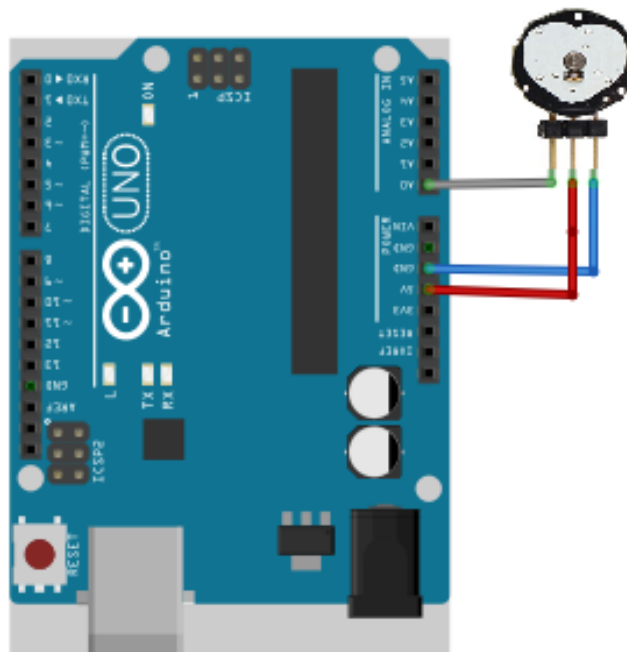


Figura 31. Conexión del sensor de pulsos con el Arduino

Fuente: Autoría

Para que la comprobación de que los datos obtenidos tengan un grado de fiabilidad verificamos con un oxímetro de ritmo cardiaco se muestra en la figura 32.



Figura 32. Oxímetro

Fuente: <https://p.globalsources.com/IMAGES/PDT/B0780277599/Ox%C3%ADmetro.jpg>

La figura 35 Muestra los pulsos tomados con el oxímetro, en la figura 34. se observa la toma de pulsos por el sensor de pulsos y la figura 33 muestra el resultado de los pulsos tomados mediante el Arduino.



Figura 35. Toma de pulsos con oxímetro

Fuente: Autoría

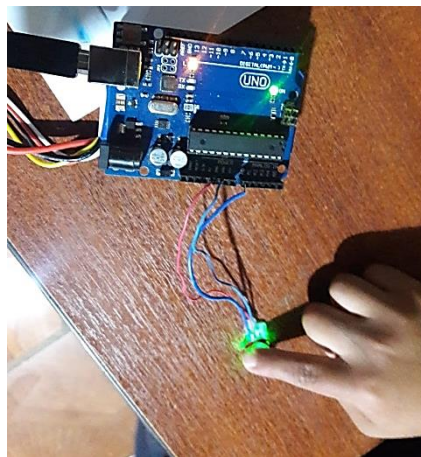


Figura 34. Toma de pulsos con el Sensor Amped

Fuente: Autoría

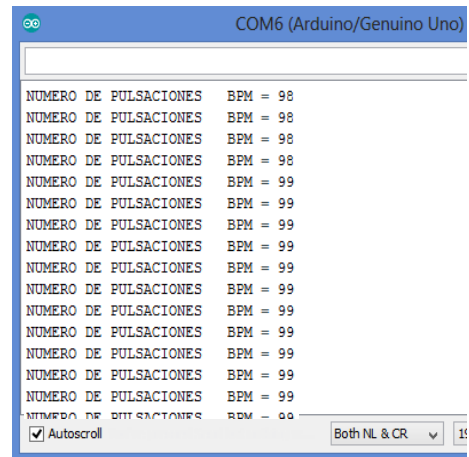


Figura 33. Monitor Serial muestra los pulsos tomados por el sensor

Fuente: Autoría

Se obtuvo como resultado, que el número de pulsaciones por minuto del Arduino con el sensor de pulsos tiene una variación de 1 a 2 BPM en comparación con el oxímetro.

Una vez realizada la comprobación de cada uno de los elementos del sistema de monitoreo de ritmo cardiaco, se procede a armar el prototipo completo como se muestra en la figura 36.

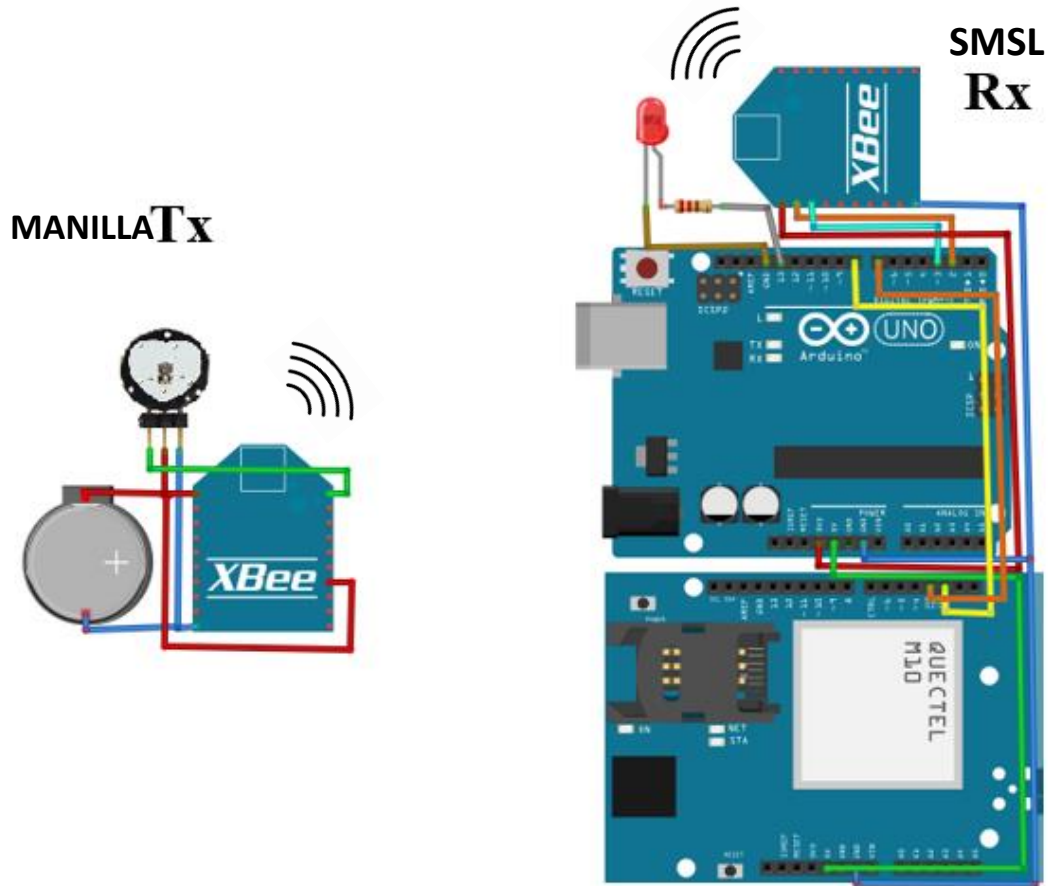


Figura 36. Diagrama de Simulación del prototipo electrónico completo

Fuente: Autoría

Una vez armado el circuito procedemos a cargar el código del programa completo ([Anexo1](#)) en el Arduino uno para las pruebas de funcionamiento del sistema.

4.2.2 Integración de los elementos en MANILLATx.

El objetivo es realizar un dispositivo de tamaño y peso reducidos porque se trata de lactantes como se muestra en la figura 39, en la manilla se incorporó los elementos que se observan en la figura 37 y en la figura 38 se muestra el proceso de la implementación.

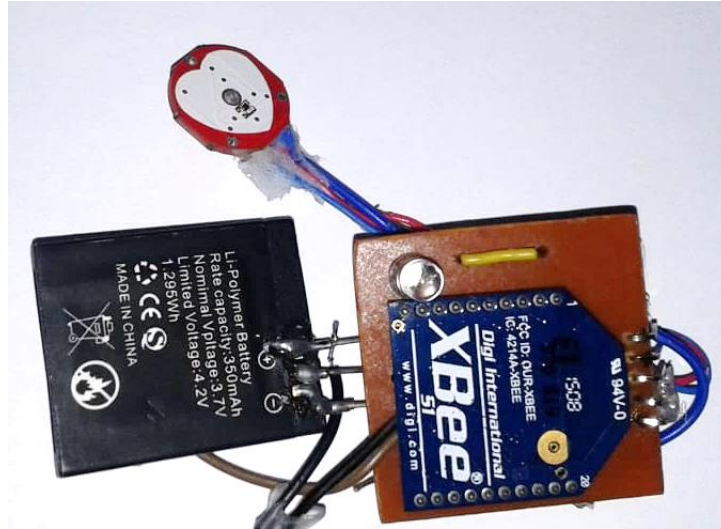


Figura 37. Dispositivo que conforma la MANILLATx

Fuente Autoría



Figura 38. Proceso de implementación del dispositivo en la manilla

Fuente: Autoría

Una vez colocada la pequeña placa en la manilla se procedió a cerrar la prenda, y como resultado se observa en la siguiente figura 39.



Figura 39. Resultado ManillaTx

Fuente: Autoría

4.2.3 Integración de los elementos SMSLRx.

En este bloque se integran los elementos que procesan la información para enviar un resultado, en este caso de una alarma a un Smart phone, la figura 40 muestra los dispositivos electrónicos que conforman el diseño.

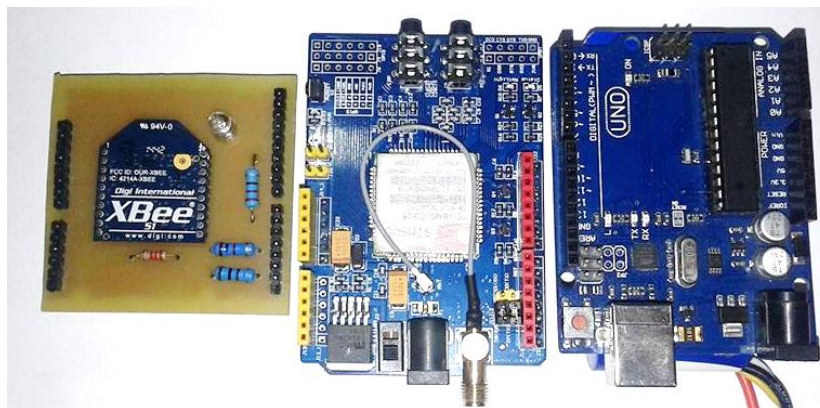


Figura 40. Dispositivos que conforma la MANILLATx

Fuente: Autoría

La figura 41. Muestra el proceso de la colocación de cada uno de los elementos.

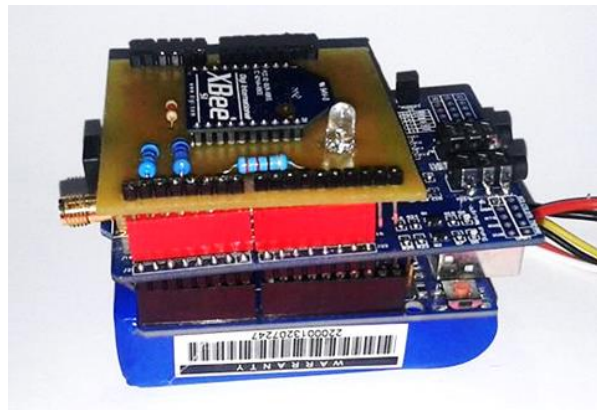


Figura 41. Proceso de Implementación de los elementos

Fuente: Autoría

En la siguiente figura 42. Se observa la implementación que consta, de la placa de desarrollo que es el Arduino uno, el shield sim900 para el envío de mensajes de texto y la realización de las llamadas telefónicas, un modulo XBEE para la conexión inalámbrica y una batería de LI-PO de 7.6 v a 1000mAh.



Figura 42. Resultado SMSLRx

Fuente: Autoría

Como se puede observar en la figura 42. es la placa donde se encuentra el módulo XBEE, con un led el cual sirve para visualizar los latidos del corazón mediante los parpadeos, y las otras resistencias son para un divisor de tensión para la comunicación serial, ya que los módulos XBee funcionan a 3.3V y los pines no son tolerantes a 5V. Desde el Arduino uno podemos alimentar un módulo XBee, pero la comunicación serie en Arduino es a 5V y en el módulo XBee es a 3.3V.

4.3 Pruebas de funcionamiento del prototipo (MANILATx y SMSLRx)

Las pruebas de funcionamiento del prototipo electrónico son de gran importancia, ya que muestran lo que hace el dispositivo y si cumple con los requisitos funcionales específicos y requisitos del usuario final, ayudando a detectar los posibles defectos que se derivan de errores en la fase de programación o la parte física.

Para esto se obtienen datos de cuatro usuarios finales de diferentes edades durante una semana, a tres usuarios el aumento de pulsaciones se la hace mediante la agitación física y a un usuario que entra en el rango de lactantes para los que el prototipo está diseñado, se hace el procedimiento cuando duerme el niño. Los resultados obtenidos se muestran en las siguientes tablas y graficos.

La tabla 19. Muestra los datos del usuario final 1 que tiene 12 años. El rango de pulsaciones para esta edad va desde 60 a 110. (TUASAUDE, 2018)

Tabla 19. *Datos Usuario final 1*

USUARIO FINAL 1					
DÍA	1	2	3	4	5
BPM Reposo	88	86	86	90	88
BPM Fuera de rango	130	131	115	126	115

Fuente: Autoría

En la figura 43. Se observa la toma de pulsos en reposo del usuario final 1, indicando que se encuentra en el rango normal.



Figura 43. Toma de pulsos en reposo con Oxímetro Usuario Final 1

Fuente: Autoría

Con la agitación física del Usuario Final 1 se obtiene el aumento de pulsaciones lo que se observa en la figura 44.



Figura 44. Aumento de pulsos indicado por el Oxímetro

Fuente: Autoría

De inmediato se procede a colocar el sensor de pulsos al usuario como se observa en la figura 45, para verificar el aumento de pulsaciones dando como resultado la recepción la alerta en un teléfono celular como indica la figura 46.

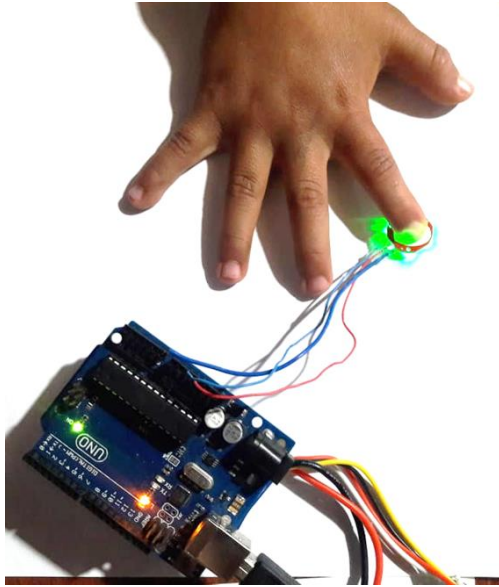


Figura 45. Toma de pulsos con sensor

Fuente: Autoría

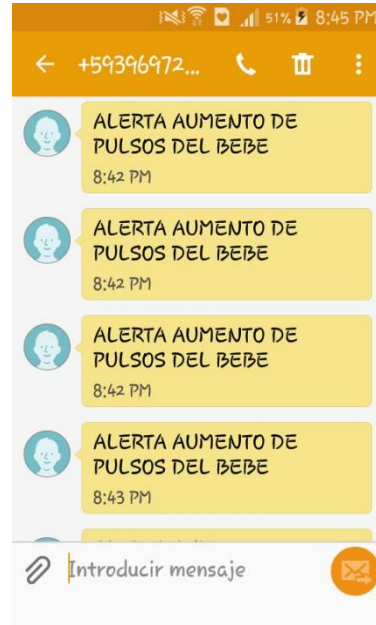


Figura 46. Alerta mediante mensaje de texto

Fuente: Autoría

La tabla 20. Muestra los datos del usuario final 2 que tiene 9 años. El rango de pulsaciones para esta edad va desde 70 a 110. (TUASAUDE, 2018)

Tabla 20. Datos Usuario final 2

USUARIO FINAL 2					
DÍA	1	2	3	4	5
BPM Reposo	104	100	108	110	110
BPM Fuera de rango	141	137	128	130	139

Fuente: Autoría

En la figura 47. Se observa la toma de pulsos en reposo del usuario final 2, indicando que se encuentra en el rango normal.



Figura 47. Toma de pulsos en reposo con Oxímetro Usuario Final 2

Fuente: Autoría

Con la agitación física del Usuario Final 2 se obtiene el aumento de pulsaciones lo que se observa en la figura 48.



Figura 48. Aumento de pulsos indicado por el Oxímetro

Fuente: Autoría

De inmediato se procede a colocar el sensor de pulsos al usuario como se observa en la figura 49, para verificar el aumento de pulsaciones dando como resultado la recepción la alerta en un teléfono celular como indica la figura 50.

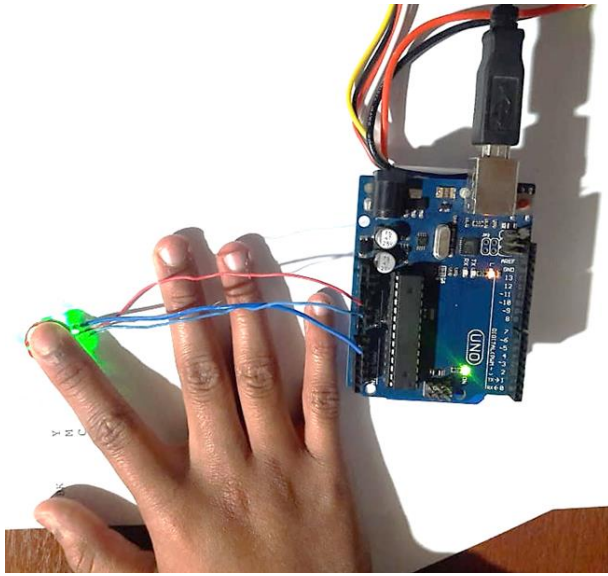


Figura 49. Toma de pulsos con sensor

Fuente: Autoría

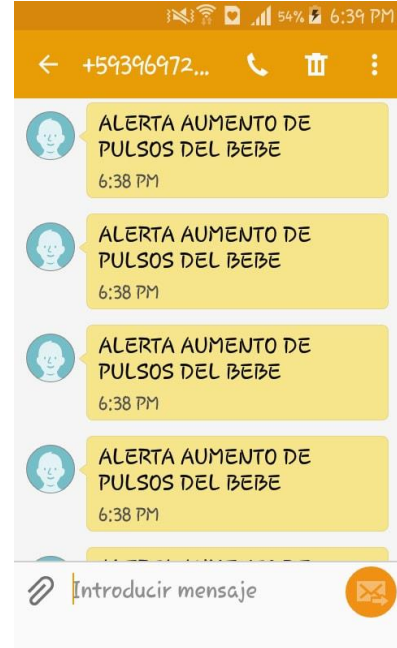


Figura 50. Alerta mediante mensaje de texto

Fuente: Autoría

La tabla 21. Muestra los datos del usuario final 3 que tiene 5 años. El rango de pulsaciones para esta edad va desde 75 a 115. (TUASAUDE, 2018)

Tabla 21. Datos Usuario final 3

USUARIO FINAL 3					
DÍA	1	2	3	4	5
BPM Reposo	108	100	113	109	108
BPM Fuera de rango	140	131	130	130	125

Fuente: Autoría

En la figura 41. Se observa la toma de pulsos en reposo del usuario final 3, indicando que se encuentra en el rango normal.



Figura 51. Toma de pulsos en reposo con Oxímetro Usuario Final 3

Fuente: Autoría

Con la agitación física del Usuario Final 3 se obtiene el aumento de pulsaciones lo que se observa en la figura 52



Figura 52. Aumento de pulsos indicado por el Oxímetro

Fuente: Autoría

De inmediato se procede a colocar el sensor de pulsos al usuario como se observa en la figura 53, para verificar el aumento de pulsaciones dando como resultado la recepción la alerta en un teléfono celular como indica la figura 54.

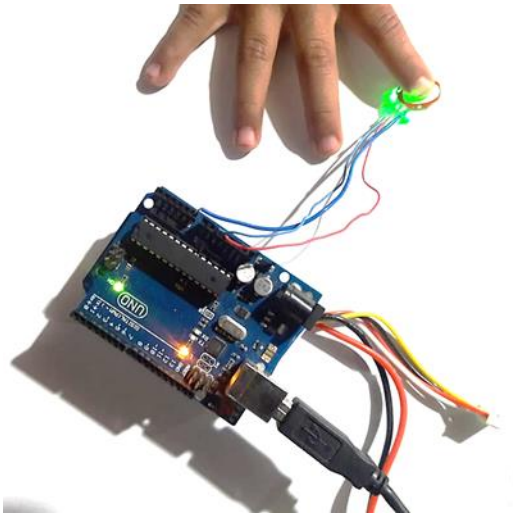


Figura 53. Toma de pulsos con sensor

Fuente: Autoría

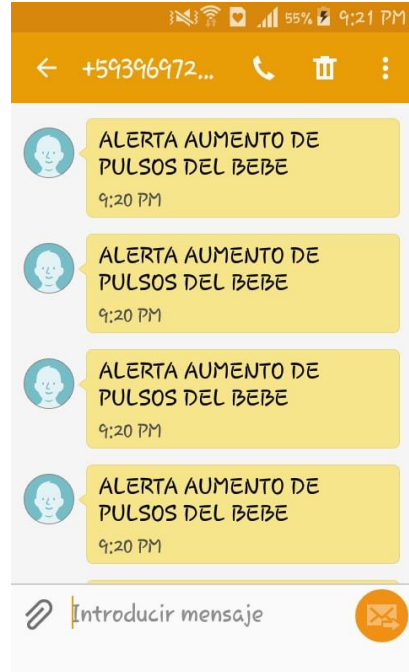


Figura 54. Alerta mediante mensaje de texto

Fuente: Autoría

Con las pruebas realizadas a tres usuarios se procede a realizar la prueba de funcionamiento con un lactante. La tabla 22 muestra datos obtenidos de un lactante en aproximadamente 1 mes. El Rango de pulsaciones para un lactante va desde 80 a 160. (TUASAUDE, 2018)

Para la realización se debe seguir los pasos indicados en el Manual de Usuario se puede ver en el [ANEXO 2](#). Con el programa ya cargado procedemos a encender tanto el circuito transmisor MANILLATx como también el circuito SMSLRx.

En la siguiente figura 55 se observa la MANILLATx ya colocada en la muñeca del lactante mientras está dormido, el sensor será el encargado de tomar los pulsos cardiacos.



Figura 55. Circuito de transmisión MANILLATx.

Fuente: Autoría

En la figura 56 se puede observar el circuito para la recepción SMSLRx de datos el cual está ubicado en una mesa que se encuentra en la habitación del lactante. Se espera la lectura de pulsos para procesarlas en la placa y tomar decisiones.

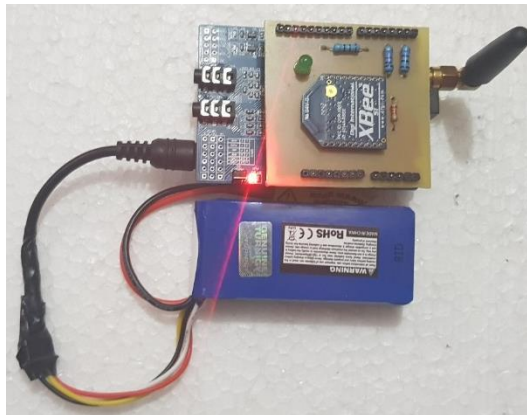


Figura 56. Sistema de recepción SMSLRx

Fuente: Autoría

Varias pruebas realizadas al bebé durante un tiempo de aproximadamente un mes se obtuvo aumento de pulsos dentro del rango establecido, pero una de las semanas el lactante enfermó de gripe lo que hizo que sus pulsos aumenten a 200 BPM sobrepasando el rango establecido lo que produjo como resultado el envío de una llamada como se observa en la figura 57.

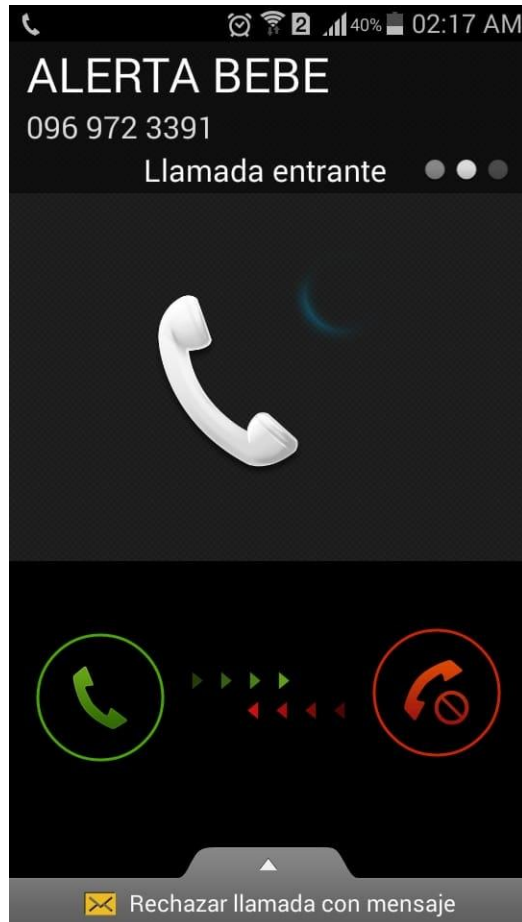


Figura 57. Recepción de Alarma

Fuente: Autoría

4.4 Resultados

Los resultados arrojados mediante las pruebas de funcionamiento a los tres usuarios resulto correcto con un envío de alerta en forma de mensaje de texto dependiendo el rango de pulsaciones para cada edad. Se pueden observar en la tabla 22 los resultados obtenidos de las pruebas al lactante menor de un año.

Tabla 22. Resultados de las pruebas de funcionamiento

FECHA	HORA	PULSO	ALARMA		
			MENSAJE	LLAMADA	NINGUNA
15/06/2018	10 pm a 6 am	118 – 119			✓
18/06/2018	11 pm a 7 am	119 – 120			✓
20/06/2018	10 pm a 5 am	119 - 120			✓
27/06/2018	10 pm a 8 am	122 – 123	✓		
30/06/2018	11 pm a 6 am	126 - 128	✓		
03/07/2018	11 pm a 6 am	200 - 250		✓	
10/07/2018	10 pm a 8 am	118 - 119			✓
17/07/2018	9 pm a 7 am	118 - 120			✓

Fuente: Autoría

El envío de la alerta de mensajes se dio en dos ocasiones ya que el infante presentaba gripe la que hacía que la temperatura aumente.

Hubo un caso especial en la que el lactante mientras dormía sus pulsos aumentaron drásticamente, enviando el sistema una alerta de llamada a la madre del bebé, el niño fue llevado a una casa de salud donde efectivamente sus pulsos eran de 240 pulsos por minuto, a lo cual el Doctor dio un diagnóstico de neumonía. Si no era el niño tratado a tiempo podría haber seguido aumentando sus pulsos lo que desataba una taquicardia provocando el llamado Síndrome de la Muerte Súbita en Lactantes.

4.5 Conclusiones.

Con la realización del estudio bibliográfico para este proyecto se puede entender cuan vulnerables son los lactantes y la importancia de saber que un infante mientras duerme puede estar sufriendo una taquicardia lo que conlleva al síndrome de la muerte súbita en lactantes, los padres que no se informan de este tema nunca van a saber la causa de muerte de un lactante en su cuna mientras duerme, por esta razón es la creación del proyecto para evitar este grave problema que ocurre en la sociedad.

Se desarrollo un sistema de detección del síndrome de la muerte súbita en lactantes, el cual monitorea los pulsos cardiacos de un bebé mientras duerme, determinando si sus pulsos aumentan lo que se denomina una taquicardia, para lo cual el sistema enviará una alerta al dispositivo móvil del encargado del niño.

Con el sistema de detección del Síndrome de la Muerte Súbita se logra salvar a lactante, ya que aporta a la calidad de vida de cada uno de los bebés previniendo la muerte de los más vulnerables de la sociedad.

Usando la metodología del modelo en V y la norma ISO/IEE se logró establecer los requerimientos tanto de usuarios como del sistema en general, el desarrollo del prototipo electrónico se realizó siguiendo paso a paso el método escogido, el cual debe ser enfocado en los parámetros de rendimiento los que determinan el óptimo funcionamiento del dispositivo

Con la ayuda de un prototipo innovador y tecnológico que se resume en una manilla para un lactante, se logra detectar el aumento de pulsaciones en los mismos y a su vez poder prevenir este síndrome, lo que se reflejó en las pruebas de funcionamiento.

Existen elementos que toman la frecuencia cardiaca a niños uno de ellos es el oxímetro el cual se coloca en el dedo y marca el pulso, la diferencia con el Sistema de Detección de la Muerte Súbita en lactantes es que no se necesita que una persona se encuentre con el bebé para tomar los pulsos, simplemente se coloca la manilla en la muñeca del infante mientras duerme, y si aumentan los pulsos se envía una alerta, el objetivo es detectar un aumento de pulsos.

4.6 Recomendaciones

Para la fundamentación teórica en la realización de proyectos es recomendable usar fuentes de información seguras y confiables, ya que se puede obtener datos reales como es en artículos científicos, libros, revistas. Para este proyecto se usó el libro blanco de muerte súbita infantil el que proyecta datos reales.

Es recomendable usar la metodología en V ya que tiene un desarrollo sistemático teniendo en cuenta cada una de las decisiones tomadas para la creación de sistema y también permite comprobar los resultados obtenidos una vez terminado el prototipo. Esta metodología es una referencia para la creación del proyecto, pero se puede ir modificando y ajustando a las necesidades que se vayan dando en el trayecto.

El trato con un lactante debe ser de manera paciente, delicada y ser cuidadoso ya que son personas muy delicadas por eso es importante la presencia de la madre del bebé al momento de realizar las pruebas de funcionamiento.

Al entregar el sistema a una persona para que haga uso es necesario entregar un manual de uso y explicar cómo funciona el dispositivo paso a paso hasta que quede comprendido el funcionamiento y no haya ningún tipo de problemas ni fallas.

Es recomendable usar software de código abierto ya que los complementos al crear la programación son fáciles de obtener y gratuitos. Para la elección del hardware hay que tener en cuenta todos los dispositivos existentes en el mercado y seleccionar el que más se acople a nuestras necesidades de diseño como de economía.

Referencias

Acosta Ponce, M. C. (2006). Estudio del estandar IEEE 802.15.4 "ZIGBEE" para comunicaciones inalámbricas de área personal de bajo consumo de energía y su comparación con el estándar IEEE 802.15.1 "BLUETOOTH".

Ahmed, A. (2009). hypertextbook. Obtenido de <https://hypertextbook.com/facts/1998/ArsheAhmed.shtml>

Allaica, V., & Gualli, M. (2015). DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE RED DE SISTEMA DE COMUNICACIÓN, MONITOREO DE NUTRIENTES PH-EC, CONTROL DE TEMPERATURA Y FLUJO DE AGUA USANDO TECNOLOGÍA MÓVIL GSM/GPRS PARA CULTIVOS HIDROPÓNICOS. Riobamba: Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.

Arduino. (2017). Arduino UNO. Obtenido de <http://www.arduino.org/products/boards/arduino-uno>

Arnaiz, P. (s.f.). Autoinstructivo de Semiología Cardíaca en el Lactante. Chile, Universidad Católica de Chile. Obtenido de Departamento de pediatría: <http://publicacionesmedicina.uc.cl/CardioLactante/pulso.html>

Arteta, I. (3 de Marzo de 2013). modelo de cascada y espiral. Obtenido de <http://modelo-cascada.blogspot.com/>

BabyCenter. (abril de 2017). Reducir el riesgo del síndrome de muerte súbita del bebé. Obtenido de <https://espanol.babycenter.com/a900358/reducir-el-riesgo-del-s%C3%ADndrome-de-muerte-s%C3%ABita-del-beb%C3%A9-sids>

Baranco Ruiz, F. (s.f.). SÍNDROME DE MUERTE SÚBITA DEL LACTANTE. Obtenido de Principios de Urgencias, Emergencias y Cuidados Críticos: <http://tratado.uninet.edu/c120418.html>

Barboza Quirós, M. (Septiembre de 2013). Síndrome de muerte súbita del lactante: revisión del tema desde una perspectiva médico forense. Obtenido de Medicina Legal de Costa Rica: http://www.scielo.sa.cr/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1409-00152013000200010

Barranco, F., Blasco, J., & Mérida, A. (2016). Principios de Urgencias, Emergencias y Cuidados Críticos. UniNet.

Castro, A. (2000). Sistema de control de temperatura a través de Arduino y la tecnología GPRS/GSM. EUIT TELECOMUNICACION.

Cobo, D., & Daza, P. (15 de septiembre de 2011). Signos vitales en pediatría.

Collins, J. (2004). LA SALUD DEL BEBÉ Y DEL NIÑO. Madrid: TURSEN-HERMANN BLUME.

Coronado, E. (4 de Julio de 2013). Mecatrónica UASLP. Obtenido de Tutorial Xbee parte 1: ¿Qué es un Xbee y qué es necesario?: <https://mecatronicauaslp.wordpress.com/2013/07/04/xbee-parte-1-que-es-un-xbee-y-que-es-necesario/>

Del Valle, L. (2017). Programar facil. Obtenido de Entorno de desarrollo de Arduino: <https://programarfacil.com/podcast/28-entorno-de-desarrollo-de-arduino/>

- Desarrollo, S. N. (2013). PLAN NACIONAL DEL BUEN VIVIR. Quito: Senplades.
- Dignami, J. P. (2011). Analisis del protocolo ZIGBEE. Universidad nacional de la Plata.
- Electrical4u. (2016). Obtenido de Sensor | Tipos de Sensor: <https://www.electrical4u.com/sensor-types-of-sensor/>
- Electronica, C. (s.f.). ColdFire Electronica. Obtenido de Sensores: <http://www.coldfire-electronica.com/esp/item/231/sensor-de-pulso-cardiaco>
- EngineersGarage. (2012). EngineersGarage. Obtenido de Difference between Bluetooth and Zigbee Technologies: <https://www.engineersgarage.com/contribution/zigbee-vs-bluetooth>
- Fernandez, E. (18 de marzo de 2015). Pulsaciones cardíacas normales en bebés y niños y cuando se alteran. Obtenido de <http://www.tupediatraonline.com/consultas-frecuentes/2015/03/18/pulsaciones-cardiacas-normales-en-bebes-y-ninos-y-cuando-se-alteran/>
- Flores, E. (2015). SISTEMA DE MONITOREO DE RITMO CARDÍACO (S.M.R.C.) PARA PERSONAS QUE REALIZAN EJERCICIO FÍSICO AERÓBICO. Ibarra: UTN.
- García García, F. E. (25 de Agosto de 2007). Síndrome de muerte súbita del lactante. Obtenido de <http://scielo.sld.cu/pdf/ped/v80n2/ped09208.pdf>
- García, C. (s.f.). Tratado de pediatría social. España: Diaz de Santos.
- GEMPSI. (2003). Síndrome de la Muerte Súbita del lactante (SMSL). España: Ergon.
- Gonzales Quiros, G. (Marzo de 2016). Muerte Súbita del Lactante. Obtenido de Medicina Legal de Costa Rica: http://www.scielo.sa.cr/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1409-00152016000100044#f2

- Gregorin, L. (25 de Octubre de 2016). American Academy of Pediatrics Statement on Sleep-Related Deaths. Obtenido de American SIDS institute: <http://sids.org/american-academy-of-pediatrics-statement-on-sleep-related-deaths/>
- Gutierrez, C., Palenzuela, S., & Rodriguez, A. (2001). Muerte inesperada del lactante. Obtenido de Archivos de Pediatría del Uruguay: http://www.scielo.edu.uy/scielo.php?pid=S1688-12492001000300003&script=sci_arttext
- Herrero, J. C., & Sánchez, J. (2015). TECNOLOGÍA Y DESARROLLO: Una mirada al Mundo ARDUINO. Madrid: Escuela Politecnica Superior.
- informática, M. d. (2016). Ministerio de telecomunicaciones y sociedad informática. Obtenido de <https://www.telecomunicaciones.gob.ec/reglamento-tecnico-para-proteger-al-usuario-frente-al-cambio-a-la-tdt/>
- Izquierdo Macián, M. I. (2013). Libro Blanco de la Muerte Súbita Infantil. Madrid: Ergon Ediciones, S.A.
- Jenik, A. (2013). Colecho y síndrome de muerte súbita. Obtenido de <http://www.sids.org.ar/pdf/228.pdf>
- Jenik, A. (2013). Generalidades del Síndrome de Muerte Súbita del Lactante (SMSL). Obtenido de SIDS Argentina: http://www.sids.org.ar/m_smsl.htm
- Jenkins, D. (2005). Mejoremos la Salud a todas las Edades. Washington: Organización mundial de la Salud.
- Martinez, N. (2016). SISTEMA DE ALARMAS, TRANSMISIÓN Y MONITOREO DE DATOS. Manizales: Universidad Católica de Manizales.

Mayné, J. (2005). Estado Actual de las comunicaciones inalámbricas.

MedLinePlus. (31 de Enero de 2015). Información de Salud para usted. Obtenido de Biblioteca Nacional de Medicina de los EE.UU:
<https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/003399.htm>

MINISTERIO SALUD PUBLICA. (2015). Obtenido de REGLAMENTO DE INFORMACION CONFIDENCIAL EN SISTEMA NACIONAL DE SALUD:
<http://instituciones.msp.gob.ec/cz6/images/lotaip/Enero2015/Acuerdo%20Ministerial%2005216.pdf>

Organization, W. H. (2010). La alimentación del lactante. Washington: Ginebra : Organización Mundial de la Salud.

PUCE, SEDE ESMERALDAS. (2018). La simulación en ingeniería, trascendiendo fronteras. Esmeraldas: Pontificia Universidad Católica del Ecuador Sede Esmeraldas.

Rodriguez, J. (28 de Septiembre de 2008). Metodología de desarrollo de software. El Modelo en V o de Cuatro Niveles. Obtenido de
<http://www.iiia.csic.es/udt/es/blog/jrodriguez/2008/metodologia-desarrollo-sotware-modelo-en-v-o-cuatro-niveles>

Roque, F., Zaldivar, E., & Arias, O. (2013). Sistema de Adquisición de datos de comunicación inalámbrica.

Rosas, K. (2016). "DISEÑO DE EFECTOS Y VARIACIÓN DE COLORES MEDIANTE.

Thayer, L. (s.f.). XBee.cl. Obtenido de ¿Qué es Xbee?: <http://xbee.cl/que-es-xbee/>

Tingo, M., & Quisi, F. (2015). DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN ENTRENADOR DE MICROCONTROLADORES PARA COMUNICACIÓN VÍA RED CELULAR.

Torrente, O. (2013). ARDUINO: Curso práctico de formación. México: Alfaomega.

TUASAUDE. (13 de Junio de 2018). TUASAUDE. Obtenido de Frecuencia cardíaca en niños: Valores normales y qué puede alterarla: <https://www.tuasaude.com/es/frecuencia-cardiaca-en-ninos/>

Viloria, C., Cardona, J., & Lozano, C. (4 de Agosto de 2015). Análisis comparativo de tecnologías inalámbricas para una solución de servicios de telemedicina.

World Famous Electronics. (2016). Sensor de Pulso Amped. Obtenido de <https://pulsesensor.com/pages/pulse-sensor-amped-arduino-v1dot1>

Glosario de Términos

ADC: Análogo Digital Conversor.

Apnea del sueño: Trastorno común en donde la respiración se interrumpe o se hace muy superficial.

ARDUINO: Es una plataforma de prototipos electrónica de código abierto.

BPM: Bombeo por minuto ó pulsaciones por minuto.

CAD: Conversor Análogo Digital.

CDC: Centros para el Control y la Prevención de Enfermedades de los Estados Unidos.

GPRS: Servicio General de Paquetes vía Radio.

GSM: Sistema Global para las Comunicaciones Móviles.

IDE: Entorno de Desarrollo Integrado.

IEEE: Instituto de Ingeniería Eléctrica y Electrónica.

IoT: Internet de las cosas.

Lactante: Bebé que está en periodo de lactancia.

MANILLATx: Sistema compuesto por el sensor de pulsos, un módulo XBEE y la batería que se encuentran implementados en una manilla.

Patogenia: Parte de la patología que estudia las causas y el desarrollo de las enfermedades.

QoS: Calidad de Servicio.

SENPLADES: Secretaría Nacional de Planificación y Desarrollo.

Serotonina: Sustancia química producida por el cuerpo humano que está presente en las neuronas y realiza la transmisión del impulso entre nervios y regulación de los procesos cardiacos del cuerpo, regulando la respiración, el ritmo cardiaco y la presión sanguínea mientras los bebés están dormidos.

SMSL: Síndrome de la Muerte Súbita del Lactante.

SMSLRx: Sistema compuesto por Arduino UNO, módulo GSM/GPRS SIM 900, módulo XBEE, Batería.

SNV: Sistema nervioso vegetativo.

UNICEF: Fondo de las Naciones Unidas para la Infancia.

Taquicardia: Velocidad excesiva del ritmo de los latidos del corazón.

WBAN: Wireless Body Area Network en español Red Inalámbrica de Área Corporal.

XBEE: Soluciones integradas que brindan un medio inalámbrico para la interconexión y comunicación entre dispositivos.

Zigbee: Este protocolo se creó pensando en implementar redes de sensores.

Anexos

Anexo 1. Código de Programación.

Se describe el código de programación del sistema que fue realizado a través del IDE de **Arduino**.

```
//Comunicación entre el sensor de pulsos y el módulo XBEE
```

```
#include <SoftwareSerial.h> // Librería para la creación de una comunicación serial
```

```
SoftwareSerial Xbee (2, 3); // Creación del pin 5 como Rx y 6 como Tx para la Cx  
con el Xbee
```

```
SoftwareSerial SIM900 (7, 8); // Creación del pin 7 como Rx y 8 como Tx para la Cx  
con el Sim900
```

```
// Variables-
```

```
int pulsaciones = 13; // Pin para LED intermitente en latidos (1)
```

```
char cadena [3]; // almacenamiento de datos en vector
```

```
int pulsos = 0;
```

```
int temperatura = 0;
```

```
// Variables volátiles, usadas en la interrupción
```

```
volatile int BPM; // Se utiliza para mantener la frecuencia del pulso
```

```
volatile int Signal; // Mantiene los datos en bruto de entrada
```

```
volatile int IBI = 600; // Mantiene el tiempo entre los latidos, inter-Interval
```

```

volatile boolean Pulse = false;    // Verdadero cuando la onda de pulso es elevado, false
cuando es baja

volatile boolean QS = false;      // Se convierte en realidad cuando Arduino encuentra un
latido

void setup(){

pinMode(pulsaciones,OUTPUT);      // Activa el pin 13 en salida

Serial.begin(19200);              // velocidad de comunicación serial en baudio

Xbee.begin(19200);                // velocidad de comunicación serial en baudio,
xbee

SIM900.begin(19200);              // velocidad de comunicación serial en baudio, sim900

SIM900.println("AT+CPIN=W"1234W"); //Comando AT para introducir el PIN de la
tarjeta

delay(25000);                     //Tiempo para que encuentre una RED

interruptSetup();                 // Establece para leer pulsos de señal del sensor cada 2mS, ingreso
de la interrupción

configureRadio();                 // Ingreso de la interrupción para la comunicación entre los
Xbee

}

boolean configureRadio() {        // Configuración para comunicación entre Xbee

```

```

Xbee.listen();           // El puerto esta escuchando para la comunicaci3n
entre Xbee

Xbee.flush();           // poner la radio en el modo de comando:

delay(100);             // Retardo

String ok_response = "OKWr";   // La respuesta que esperamos

String response = String("");   // Lee el texto de la respuesta en la variable de
respuesta

while (response.length() < ok_response.length()) {

if (Xbee.available() > 0) {   // Si existe un dato en el puerto lo lee

response += (char) Xbee.read();   // Almacena el dato leido en la variable

}

}

if (response.equals(ok_response)) {   // Si obtuvimos la respuesta correcta,
configuramos la radio y devolvemos true.

Xbee.print("ATAP1Wr");           // Ingresa al modo API

delay(100);                       // Retardo

Xbee.print("ATCNWr");             // Volvemos al modo de datos

return true;                       // Retorna un valor de verdadero indicando la
respuesta correcta

```

```

} else {

return false;                                // Esto indica que la respuesta fue incorrecta.

}

}

void loop(){

Serial.println(BPM);                          // Imprime los BPM

pulsos = BPM;                                 // Almacena el valor de BPM en la variable pulsos

temperatura = BPM + 8;                        // Al valor de BPM le suma 8 en la variable temperatura

if (pulsos > 60 && pulsos < 80) {            // Hace la comparativa

mensaje_sms();                               // Realiza la llamada a un numero ya registrado

}

if (temperatura > 90) {                      // Hace la comparativa

llamar();                                    // Envía un mensaje de texto a un numero ya registrado

}

delay(20);                                   // Retardo

}

//Comunicación entre el sensor de pulsos y el módulo XBEE

volatile int datos[10];                      // Utiliza para mantener últimos diez valores IBI

```



```

volatile unsigned long muestra = 0;    // Utilizado para determinar la sincronización de
pulsos

volatile unsigned long latido = 0;    // Utilizado para encontrar IBI

volatile int P = 512;                // Utilizado para encontrar pico en la onda de pulso

volatile int T = 512;                // Utilizado para encontrar mínimo en la onda de pulso

volatile int t_latido = 525;         // Utilizado para determinar momento instantáneo de
los latidos del corazón

volatile int amplitud = 100;         // Se utiliza para mantener la amplitud de la forma
de onda de pulso

volatile boolean primer_latido = true; // Utilizado para sembrar variedad tasa por lo
que inicio con BPM razonable

volatile boolean segundo_latido = false; // /Utilizado para sembrar variedad tasa por lo
que inicio con razonable BPM

//Inicializa Timer2 para lanzar una interrupción cada 2mS

void interruptSetup(){

TCCR2A = 0x02;    // PWM DESACTIVAR EN DIGITAL pines 3 y 11, y entra en MODO
CTC

TCCR2B = 0x06;    // No fuerce COMPARAR, 256 prescaler

OCR2A = 0X7C;    // ajustar el top del recuento a 124 de 500 hz frecuencia de Muestreo

```

```

TIMSK2 = 0x02;    // habilitación DE INTERRUPCIÓN EN PARTIDO ENTRE TIMER2 Y
OCR2A

sei();            // habilita interrupcion global

}

// Los siguientes dos bytes son los bytes alto y bajo de la lectura del sensor

int analogHigh = Xbee.read();

int analogLow = Xbee.read();

    Signal = analogLow + (analogHigh * 256) ;

}

}

muestra += 2;    // No perder de vista el tiempo en ms con esta variable

int Ruido = muestra - latido;    // Controlar el tiempo transcurrido desde el último
latido para evitar el ruido

// Encontrar el máximo y mínimo de la onda de pulso

if(Signal < t_latido && Ruido > (IBI/5)*3){    // Evitar el ruido dicrótico esperando 3.5
de IBI última

if (Signal < T){    // T es valle, punto más bajo

T = Signal;    // No perder de vista el punto más bajo de la onda de
pulso

```

```

}

}

if (Signal > t_latido && Signal > P){          // Tiempo de latido, condición ayuda a evitar
el ruido P = Signal;                          // P es el pic

}                                              // No perder de vista el punto más alto de la onda de
pulso

// PASOS PARA BUSCAR EL RITMO DEL CORAZÓN

// Señal resurge de valor cada vez que se produce un pulso

if (Ruido > 250){                             // Evitar el ruido de alta frecuencia

if ( (Signal > t_latido) && (Pulse == false) && (Ruido > (IBI/5)*3) ){

Pulse = true;                                // Establecer el indicador de pulso cuando pensamos
que hay un pulso

digitalWrite(pulsaciones,HIGH);              // Enciende en el pin 13 LED

IBI = muestra - latido;                       // Medir el tiempo entre latidos en ms

latido = muestra;                             // Un seguimiento del tiempo para el próximo pulso

if(segundo_latido){                          // Si este es el segundo tiempo, si segundo latido ==
TRUE

segundo_latido = false;                     // Limpiamos bandera de segundo latido

```

```

for(int i=0; i<=9; i+ ){          // Total acumulado para obtener un BPM real en el
arranque

datos[i] = IBI;

}

}

if(primer_latido){              // Si es la primera vez que encontramos el ritmo, si primer
latido == TRUE

primer_latido = false;          // Bandera primer latido

segundo_latido = true;         // Establecer la segunda marca de tiempo

sei();                          // Activa la interrupción

return;                          // IBI no es fiable por lo que descartarlo, la primera vez
}

// Mantener un total acumulado de los últimos 10 valores IBI

word runningTotal = 0;          // Borrar la variable runningTotal

for(int i=0; i<=8; i+ ){        // Desplazamiento de datos de la matriz de tasa

datos[i] = datos[i+ 1];         // Y colocar el valor más antiguo IBI

runningTotal += datos[i];       // Sumar los 9 valores más antiguos IBI

}

```

```

datos[9] = IBI;                // Añadir la última IBI a la matriz de tasa

runningTotal += datos[9];      // Añadir la última IBI a RunningTotal

runningTotal /= 10;           // Promedio de los últimos 10 valores IBI

BPM = 60000/runningTotal;     // Cuántos golpes puede haber en un minuto? eso
es BPM!

QS = true;                    // Establecer la bandera automáticamente QS

// QS FLAG no se borra EN ESTA ISR

} // Termina el primer if

} // Termina Configuración de ruido

if (Signal < t_latido && Pulse == true){ // Cuando los valores están bajando, el ritmo es
más

digitalWrite(pulsaciones,LOW); // Desactivar pin 13 LED

Pulse = false;                // Restablecer el indicador de impulso para que podamos
hacerlo de nuevo

amplitud = P - T;             // Obtener amplitud de la onda del pulso

t_latido = amplitud/2 + T;    // Establecer umbral al 50% de la amplitud

P = t_latido;                 // Restablecer estos para la próxima vez

T = t_latido;

```

```

}

if (Ruido > 2500){           // Si 2,5 segundos pasan sin un latido 2500

t_latido = 512;             // Conjunto predeterminado umbral

P = 512;                   // Conjunto P defecto

T = 512;                   // Conjunto T defecto

latido = muestra ;         // Llevar el t_latido al día

primer_latido = true;     // Establecer estos para evitar el ruido

segundo_latido = false;   // Cuando conseguimos el latido del corazón de vuelta

}

sei();                     // Habilitar las interrupciones cuando haya terminado

}                           //fin del vector isr

//METODO DE LLAMAR Y MENSAJE

void llamar()

{

SIM900.println("ATD+ 593969723391;"); //Comando AT para realizar una llamada

delay(20000);              // Espera 20 segundos mientras realiza la

llamada

SIM900.println("ATH");     // Cuelga la llamada

```

```
delay(1000);

}

void mensaje_sms()

{

SIM900.print("AT+ CMGF=1Wr");           //Comando AT para mandar un SMS

delay(1000);

SIM900.println("AT+ CMGS=W"+ 593969723391W");           //Numero al que vamos a
enviar el mensaje

delay(1000);

SIM900.println("ALERTA AUMENTO DE PULSOS DEL BEBE"); // Texto del SMS

delay(100);

SIM900.println((char)26);               //Comando de finalizacion ^Z

delay(100);

SIM900.println();

delay(5000);                             // Esperamos un tiempo para que envíe el SMS

}
```

Anexo 2. Manual de Usuario del prototipo electrónico.

1. Colocar la MANILLATx en el brazo del lactante en la parte de la muñeca cuando este dormido y encender el sistema como se indica en la figura 58.



Figura 58. Botón de Encendido y Apagado de la MANILLATx

2. Encender el SMSLRx, conectando la alimentación al sistema, los leds indicadores se encenderán como se indica en la figura 59.

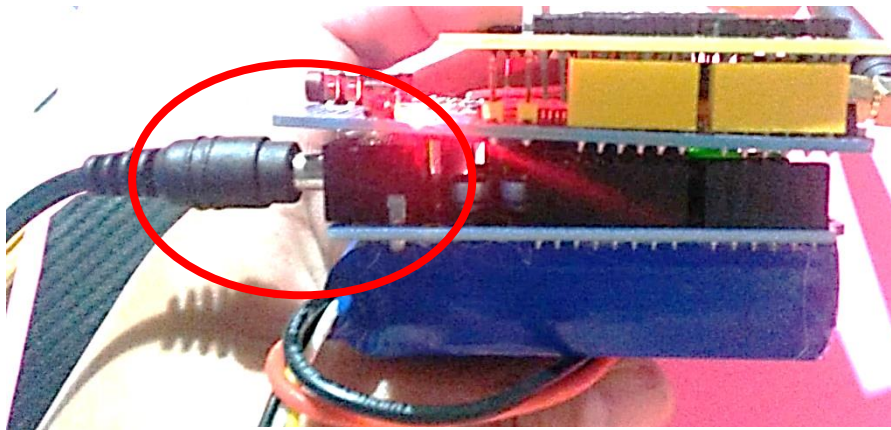


Figura 59. Encendido del Sistema SMSLRx

- Mantener presionado el botón **PWRKEY** durante cinco segundos como se indica en la figura 60, hasta que parpadeen dos leds indicadores como se indica en la figura 61.



Figura 60. Botón de establecimiento de red GSM/GPRS

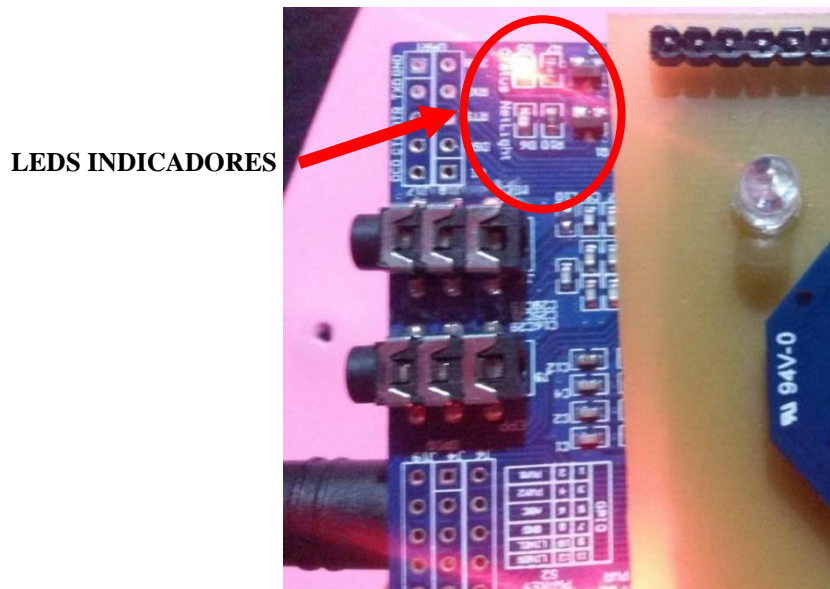


Figura 61. Encendido de led indicadores del establecimiento de la RED GSM/GPRS

- Si las pulsaciones sobrepasan el rango establecido llegarán dos tipos de alarmas, una alarma es un mensaje ver figura 63 el cual está alertando el aumento de pulsos del lactante, la segunda alarma es una llamada ver figura 62 la que se recibe cuando las pulsaciones lactantes sobrepasaron el rango establecido y necesita atención.

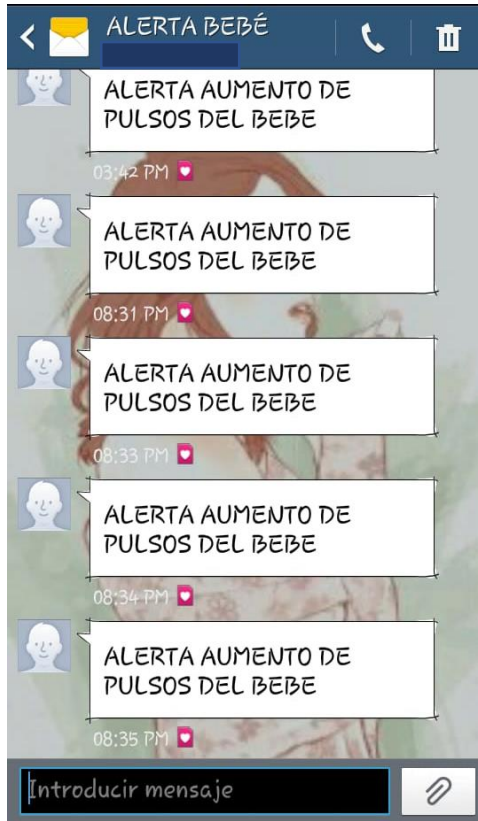


Figura 63. Alerta mediante Mensaje de texto



Figura 62. Alerta por medio de llamada

La alerta mediante llamada no dejará de llamar hasta que se conteste, caso contrario seguirá. Para que funciones el sistema hay que reiniciarlo presionando el botón de encendido que se encuentra en la MANILLATx, indicado anteriormente en la figura 58.

- Volver a seguir los pasos desde el 1.

Anexo 3. Formato de Encuesta.



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS
ELECTRÓNICA Y REDES DE COMUNICACIÓN

RECOPIACIÓN DE DATOS PARA EL DISEÑO DEL PROTOTIPO ELECTRÓNICO

Nombre: Especialidad médica:

1. ¿Conoce usted acerca del Síndrome de la Muerte Súbita en Lactantes?

() Si

() No

2. ¿Cuál es la frecuencia cardíaca promedio de un lactante de 2 a 6 meses, mientras duerme?

() 90 – 110 latidos por minuto

() 110 – 120 latidos por minuto

() 120 – 130 latidos por minuto

3. ¿Le gustaría que se diseñe un dispositivo electrónico para prevenir el Síndrome de la Muerte Súbita en Lactantes, mediante la toma de frecuencia cardíaca?

() Si

() No

4. ¿El dispositivo electrónico debería ser de tamaño?

() Pequeño

() Grande

5. ¿Para que este dispositivo tome los pulsos del lactante correctamente, según su criterio debería ser colocado en?

Muñeca del bebé

Pie del bebé

Pecho del bebé

6. ¿Cree Ud. que el dispositivo electrónico afectaría la salud del lactante?

Si

No

Firma

- **Tabulación**

1. Conoce usted acerca del Síndrome de la Muerte Súbita en Lactantes

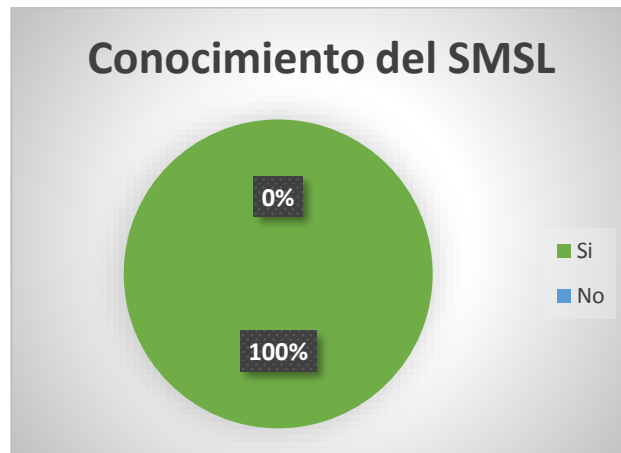


Figura 64. Resultados de encuesta – Pregunta 1

El 100% de los pediatras indicaron conocer acerca del Síndrome de la muerte Súbita en lactante ya que algunos de sus pacientes han sufrido esta anomalía, lo que resulta más fácil la recolección de datos.

2. Cuál es la frecuencia cardíaca promedio de un lactante de 2 a 6 meses, mientras duerme.

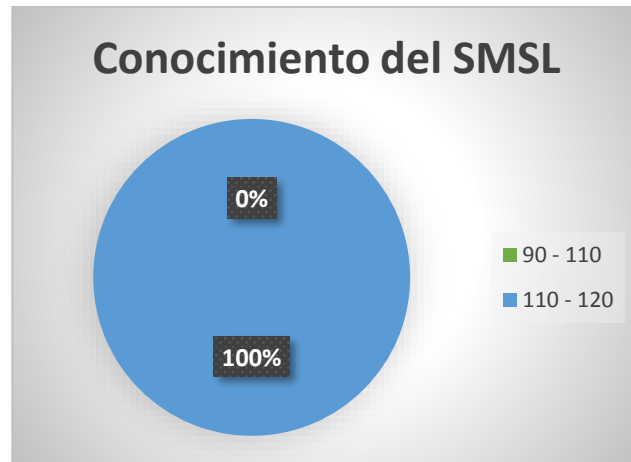


Figura 65. Resultados de encuesta – Pregunta 2

El 100% de los pediatras confirmaron lo que existe en los textos acerca de los pulsos de los lactantes en edad de 2 a 6 meses que va desde 110 a 120 pulsaciones por minuto, lo que sirve para el rango de pulsos que serán usados en el diseño del software del sistema.

3. Le gustaría que se diseñe un dispositivo electrónico para prevenir el Síndrome de la Muerte Súbita en Lactantes, mediante la toma de frecuencia cardíaca

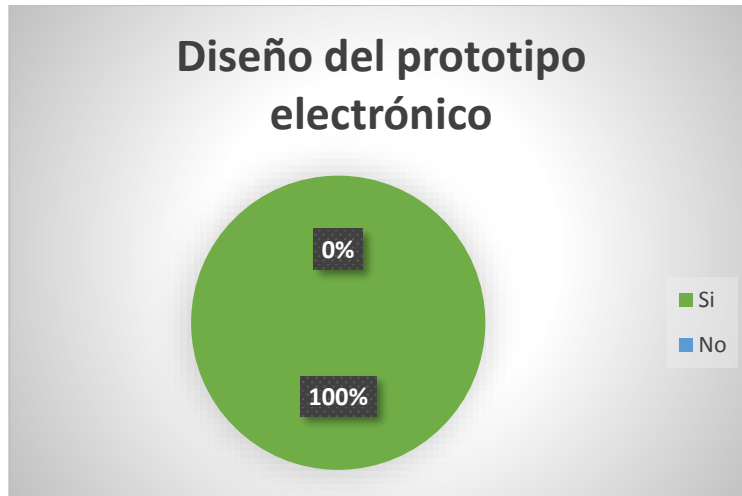


Figura 66. Resultados de encuesta – Pregunta 3

La aceptación de esta pregunta fue muy buena ya que el 100% de los entrevistados desean que se diseñe un prototipo electrónico que ayude a mejorar la calidad de vida del Lactante, ya que existe muy poca información acerca de este síndrome en los padres de familia.

4. El dispositivo electrónico debería ser de tamaño

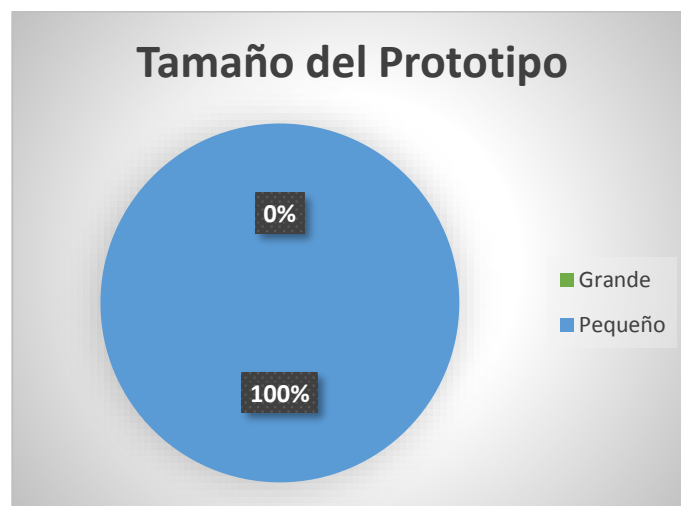


Figura 67. Resultados de encuesta – Pregunta 4

Para la ayuda en los requerimientos de hardware esta pregunta es necesaria ya que el pediatra es el que sabe el porte adecuado de lo que se le coloque al cuerpo de un lactante por lo que el 100% coincidió que debe ser de un tamaño pequeño.

5. Para que este dispositivo tome los pulsos del lactante correctamente, según su criterio debería ser colocado en

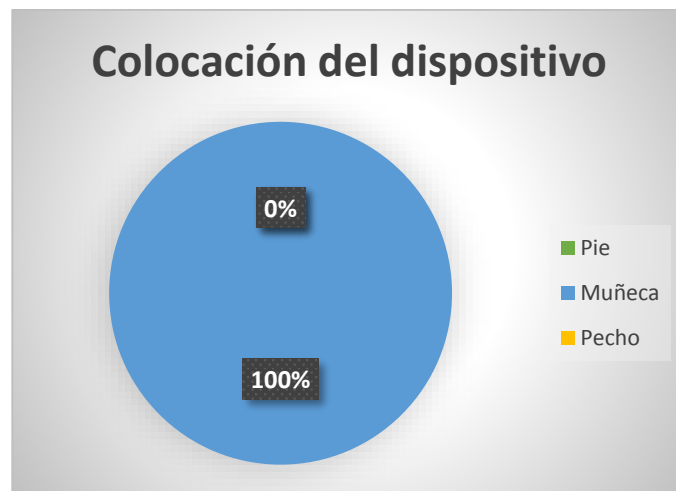


Figura 68. Resultados de encuesta – Pregunta 5

Según la teoría existen tres puntos donde se puede tomar el pulso a un lactante como es el pie, pecho y muñeca, el 100% de los pediatras están de acuerdo en que se debe colocar en el brazo la parte de la muñeca del bebé ya que es donde no le estorbaría.

6. Cree Ud. que el dispositivo electrónico afectaría la salud del lactante

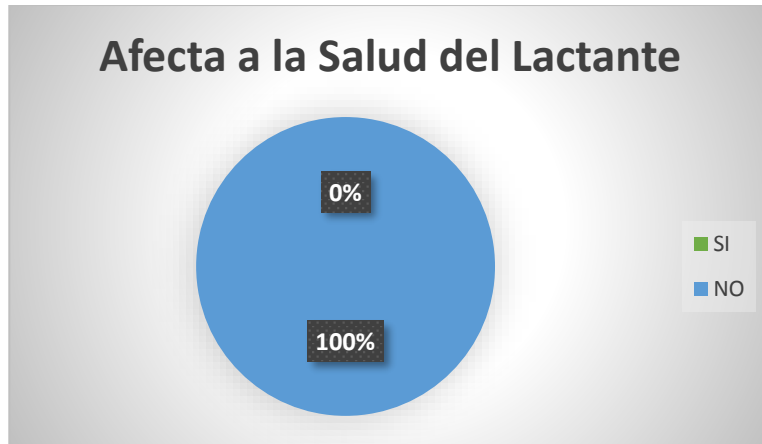


Figura 69. Resultados de encuesta – Pregunta 6

El 100% de pediatras mencionan que la toma de pulsos en un lactante es normal por lo que no afecta a la salud, para los expertos una manera de controlar el bienestar de un bebé es mediante la toma de la frecuencia cardiaca ya que si no está en el rango normal indica que existe alguna anomalía.