

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL

**Facultad de Ingeniería en Mecánica y Ciencias de la
Producción**

**DESARROLLO DE UN DISPOSITIVO DE MEDICIÓN DE FRECUENCIA
RESPIRATORIA PARA NEONATOS**

PROYECTO INTEGRADOR

Previo la obtención del Título de:

Ingeniero Mecánico

Presentado por:

Cristhian Lucas Bonnard Feijóo

GUAYAQUIL - ECUADOR

Año: 2019

DEDICATORIA

El presente proyecto lo dedico en primer lugar a mis padres (Blanca Esther Feijóo Valarezo y Héctor Miguel Bonnard Miranda), mi hermana (Vanessa Estefanía Bonnard Feijóo), hermano (Miguel Eduardo Bonnard Gelibert), y mi querida amiga y compañera (María Fernanda Aguiñaga Martillo), quienes fueron y son mi constante pilar de apoyo a lo largo de mi vida, quienes me han fundamentado ética, valores y prácticas de buen vivir.

AGRADECIMIENTOS

Mi más sincero agradecimiento a mis padres por siempre apoyarme de forma incondicional, a pesar de mis altibajos vividos a lo largo de mi formación profesional y vida diaria.

A mi querida hermana que ha sido más que sólo una hermana, ha tomado papel de madre, amiga y consejera.

A mis amistades cercanas (María Fernanda Aguiñaga, André Zaldúa, Charles Ramírez, David Suárez, Andree Tixilima, Alexander Merejildo Tomalá y muchos más), con quienes siempre he podido contar con su inmenso apoyo de forma absoluta sin condición alguna.

Finalmente agradezco al Ing. Miguel Yapur por tutorarme con mi proyecto de forma voluntaria, encaminándome y expandiendo mi conocimiento sobre electrónica médica, tópico que en mi perspectiva es de vital importancia su enseñanza para la solución de problemas o necesidades de la misma índole.

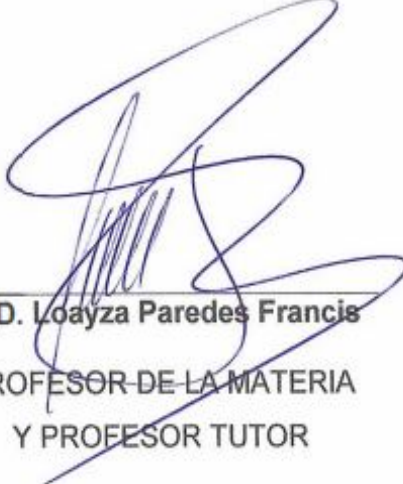
DECLARACIÓN EXPRESA

“Los derechos de titularidad y explotación, me corresponde conforme al reglamento de propiedad intelectual de la institución; *Cristhian Lucas Bonnard Feijóo* y doy mi consentimiento para que la ESPOL realice la comunicación pública de la obra por cualquier medio con el fin de promover la consulta, difusión y uso público de la producción intelectual”



Cristhian Lucas Bonnard
Feijóo

EVALUADORES



PhD. Loayza Paredes Francis
PROFESOR DE LA MATERIA
Y PROFESOR TUTOR

RESUMEN

La taquipnea transitoria es una condición que provoca el aumento de la frecuencia respiratoria en neonatos, básicamente sobrepasa el rango normal de respiraciones que es alrededor de 30 a 50 respiraciones por minuto. En los hospitales generalmente carecen de un sistema de medición adecuado para las respiraciones, razón por la cual los médicos y enfermeras realizan mediciones de forma manual, por tanto, el objetivo de este proyecto consiste en realizar un prototipo que mida este signo vital. Para la elaboración del dispositivo se analizaron varias alternativas de medición y selección de sensores considerando aspectos importantes en la interacción con un neonato. La alternativa seleccionada posee un flex sensor 2.2" para respiración, para el pulso cardíaco se usó un sensor diseñado específicamente para esta labor y para la temperatura corporal el LM 35. Para visualizar los datos se usó una pantalla LCD y el procesador fue un Arduino NANO. Estos se integraron dentro de una carcasa diseñado en Inventor e impreso en material PLA y la membrana que cubre al flex sensor se imprimió con TPU en impresora 3D. El equipo proyecta las lecturas de los 3 signos en la pantalla a una frecuencia de muestreo de 31.7 y de 8.33 respecto a las respiraciones y pulsaciones cardíacas para asemejar a la curvatura sinusoidal, para que el dispositivo funcione correctamente bajo el criterio de frecuencia de NYSQUIST. Se realizaron las pruebas a 20 voluntarios, tomando dos mediciones, la primera del equipo como tal y mediciones realizadas de forma manual y con termómetro. Tomando en cuenta los rangos normales establecidos para la respiración, pulso y temperatura corporal referente a la edad se analizó los datos y se calculó un error relativo por cada sensor dando un promedio de 2.2% para respiración, 7.6% para pulso y 3.4% para temperatura. En conclusión, el dispositivo mostró valores dentro del nivel de confianza del 90%, demostrando la utilidad del dispositivo para la medición de frecuencia respiratoria, pulso cardíaco y temperatura corporal.

Palabras Clave: Pulso Cardíaco, Respiración, Temperatura Corporal, Neonatos.

ABSTRACT

Transient tachypnea is a condition that causes the increase in respiratory rate in neonates, basically exceeding the normal range of breathings that is around 30 to 50 breaths per minute. In hospitals, they generally lack an adequate measurement system for breaths, which is why doctors and nurses perform measurements manually, therefore, the objective of this project is to make a prototype that measures this vital sign. For the elaboration of the device, several alternatives for measuring and selecting sensors were analyzed considering important aspects in the interaction with a newborn. The selected alternative has a 2.2 " flex sensor for breathing, a sensor designed specifically for this work was used for the heart rate and the LM 35 for body temperature. To display the data an LCD screen was used, and the processor was an Arduino NANO. These were integrated into a case designed in Inventor and printed in PLA material and the membrane covering the flex sensor was printed with TPU in 3D printer. The device presents the readings of the 3 signs on the screen at a sampling rate of 31.7 and 8.33 regarding the breaths and heartbeats to resemble the sinusoidal curvature, so that the device works correctly under the NYSQUIST frequency criteria. The tests were carried out on 20 volunteers, taking two measurements, first with the equipment and then measures made manually and with a thermometer. Taking into account the normal ranges established for breathing, pulse and body temperature related to age, the data was analyzed, and a relative error was calculated for each sensor giving an average of 2.2% for breathing, 7.6% for pulse and 3.4% for temperature. In conclusion, the device showed values within the 90% confidence level, demonstrating the correct work of the device measuring breathing frequency, pulse and body temperature of new burns.

Keywords: Heart Rate, Breathing, Corporal temperature, Neonates.

ÍNDICE GENERAL

RESUMEN.....	I
ABSTRACT	II
ÍNDICE GENERAL	III
ABREVIATURAS.....	V
SIMBOLOGÍA.....	VI
ÍNDICE DE FIGURAS	VII
ÍNDICE DE TABLAS.....	IX
ÍNDICE DE PLANOS.....	XI
CAPÍTULO 1.....	1
1. Introducción	1
1.1 Definición del Problema.....	3
1.2 Justificación del proyecto	3
1.3 Objetivos	4
1.3.1 Objetivo General	4
1.3.2 Objetivos Específicos.....	4
1.4 Descripción del estado del arte	4
1.5 Marco Teórico	7
1.5.1 Monitor de signos vitales	7
1.5.2 Transistor.....	7
1.5.3 Oximetría	8
1.5.4 Flex sensor	9
CAPÍTULO 2.....	11
2. Metodología	11
2.1 Requerimientos de Diseño	13
2.2 Alternativas de Diseño.....	15
2.2.1 Primera fase.....	16

2.2.2	Segunda fase.....	17
2.2.3	Alternativa 1	17
2.2.4	Alternativa 2.....	20
2.2.5	Alternativa 3.....	23
2.2.6	Criterio para ponderación	27
2.2.7	Selección de Mejor Alternativa de diseño	28
2.2.8	Casa de Calidad	31
2.3	Diseño de la carcasa.....	32
2.4	Implementación del programa.....	34
2.5	Conexión interna del dispositivo y PCB.....	35
2.6	Calibración	37
CAPÍTULO 3.....		38
3.	Resultados Y ANÁLISIS	38
3.1	Cálculo de Resistencia.....	38
3.2	Duración del dispositivo.....	42
3.3	Calibración y cálculos de sensores	42
3.3.1	Calibración y regresión lineal.....	42
3.3.2	Frecuencia de muestreo	47
3.4	Datos obtenidos	48
3.5	Análisis de costos.....	53
CAPÍTULO 4.....		56
4.	Conclusiones Y Recomendaciones	56
4.1	Conclusiones.....	56
4.2	Recomendaciones.....	57
BIBLIOGRAFÍA.....		58
APÉNDICES.....		60

ABREVIATURAS

ESPOL	Escuela Superior Politécnica del Litoral
HTMC	Hospital Teodoro Maldonado Carbo
IHM	Interfaz Hombre Maquina
SID	Infant Death Syndrome (Síndrome de Muerte Infantil)
OMS	Organización Mundial de la Salud
MSP	Ministerio de Salud Publica
TTRN	Trasient Tachypnea of the Newborn
BPM	Beats Per Minute (Latidos Por Minuto)
RPM	Respiraciones Por Minuto
T	Temperatura
VAN	Valor Actual Neto
TIR	Tasa Interna de Retorno

SIMBOLOGÍA

mV	Milivoltio
V	Voltios
μ A	Microamperios
ms	Milisegundos
DC	Corriente directa
°C	Grados Celsius
dB	Decibeles
mm	Milímetros
M Ω	Megohmios
k Ω	Kilombos
MHz	Meagher
Hz	Hertz
nm	Nanómetros
cm	Centímetros

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1.- Esquema de sensor LM35 («Temperature Sensor types, Working and their Applications», 2017)	8
Figura 1.2.- Funcionamiento de pulsioxímetro (Ventura , s. f.)	9
Figura 1.3.- Rango de resistencia del flex sensor (FlexSensor.pdf, s. f.)	10
Figura 1.4.- Circuito básico del sensor flexible (FlexSensor.pdf, s. f.)	10
Figura 2.1.- Cuna térmica con sensor de temperatura corporal y cuna transportadora [Elaboración propia].....	11
Figura 2.2.- Incubadora para proporción de oxígeno por medio de campana de oxígeno [Elaboración propia].....	13
Figura 2.3.- Proceso que se realiza para el monitoreo de los signos vitales en el neonato [Elaboración propia].....	15
Figura 2.4.- Diagrama de forma de Alternativa 1 [Elaboración propia]	18
Figura 2.5.- Diagrama de forma de alternativa 2 [Elaboración propia].	21
Figura 2.6.- Diagrama de forma de alternativa 3 [Elaboración propia].	24
Figura 2.7.- Membrana Flexible del dispositivo [Elaboración propia].....	32
Figura 2.8.- Carcasa superior del dispositivo [Elaboración propia].....	33
Figura 2.9.- Carcasa inferior del dispositivo [Elaboración propia].....	33
Figura 2.10.- Tapa de batería de 9 V del dispositivo [Elaboración propia].	33
Figura 2.11.- Diagrama de flujo de código del dispositivo [Elaboración propia].....	34
Figura 2.12.- Esquema de conexión interna del dispositivo en protoboard [Elaboración propia].	36
Figura 2.13.- Diseño de tarjeta de microfibra PCB [Elaboración propia].	37
Figura 3.1.- Dispositivo armado [Elaboración propia].	38
Figura 3.2.- Curva de calibración del sensor de temperatura LM35 [Elaboración propia].	43
Figura 3.3.- Curva de calibración y regresión lineal del sensor de pulso cardiaco [Elaboración propia].....	45
Figura 3.4.- Curva de calibración y regresión lineal del flex sensor [Elaboración propia].	46
Figura 3.5.- Gráfico combinado de barras y líneas de muestras de las pulsaciones cardíacas [Elaboración propia].	51

Figura 3.6.- Gráfico combinado de barras y líneas de muestras de frecuencia respiratoria [Elaboración propia].....	52
Figura 3.7.- Gráfico combinado de barras y líneas de muestras de la temperatura corporal [Elaboración propia].....	53

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1.- Requerimientos de Diseño [Elaboración propia].....	14
Tabla 2.2.- Sensores con sus respectivos precios [Elaboración propia].....	16
Tabla 2.3.- Matriz de Alternativas del dispositivo [Elaboración propia].....	17
Tabla 2.4.- Especificación de acelerómetro [Elaboración propia].....	19
Tabla 2.5.- Especificación de módulo 8232 [Elaboración propia].	19
Tabla 2.6.- Especificación de NTC [Elaboración propia].	19
Tabla 2.7.- Especificación de Pantalla TFT [Elaboración propia].	20
Tabla 2.8.- Especificación de Arduino UNO [Elaboración propia].....	20
Tabla 2.9.- Especificación de módulo HX711 [Elaboración propia].	22
Tabla 2.10.- Especificaciones de sensores de sistema infrarrojo [Elaboración propia].	22
Tabla 2.11.- Especificación de pantalla LCD [Elaboración propia].	23
Tabla 2.12.- Especificación de Sensor Flex [Elaboración propia].....	25
Tabla 2.13.- Especificación de sensor LM35 [Elaboración propia].	25
Tabla 2.14.- Especificación de Sensor de pulso cardíaco Arduino [Elaboración propia].	26
Tabla 2.15.- Especificaciones de Arduino NANO [Elaboración propia].	26
Tabla 2.16.- Criterio de Ponderación [Elaboración propia].	28
Tabla 2.17.- Valor Asignado de Acuerdo con el precio del Dispositivo [Elaboración propia].	28
Tabla 2.18.- Valor Asignado por la Calidad y Sensibilidad [Elaboración propia].	28
Tabla 2.19.- Valores Asignados por el Manejo del Dispositivo [Elaboración propia]. ...	29
Tabla 2.20.- Valor Asignado respecto al acople de las partes al dispositivo [Elaboración propia].	29
Tabla 2.21.- Valor Asignado por Confort [Elaboración propia].....	29
Tabla 2.22.- Matriz de Decisión [Elaboración propia].	30
Tabla 2.23.- Matriz de Casa de Calidad [Elaboración propia].....	31
Tabla 3.1.- Calculo de resistencia R2 [Elaboración propia].	40
Tabla 3.2.- Datos de temperatura de LM35 y multímetro [Elaboración propia].....	43
Tabla 3.3.- Datos de pulsaciones tomadas por dispositivo y manualmente [Elaboración propia].	44

Tabla 3.4.- Datos de respiraciones tomadas por dispositivo y manualmente [Elaboración propia].	46
Tabla 3.5.- Rango de frecuencia respiratoria respecto a la edad [Elaboración propia].	48
Tabla 3.6.- Rango de frecuencia cardíaca respecto a la edad [Elaboración propia]......	49
Tabla 3.7.- Rango de temperatura respecto a la edad [Elaboración propia].	49
Tabla 3.8.- Muestra de datos de voluntarios [Elaboración propia]......	50
Tabla 3.9.- Costos variables y precio de venta [Elaboración propia].	53
Tabla 3.10.- Costos fijos [Elaboración propia].	54
Tabla 3.11.- Amortización del préstamo [Elaboración propia].	54
Tabla 3.12.- Flujo de caja del proyecto [Elaboración propia].	55

ÍNDICE DE PLANOS

PLANO 1	Plano de membrana flexible	(ubicado en Apéndice D)
PLANO 2	Plano de carcasa superior	(ubicado en Apéndice D)
PLANO 3	Plano de carcasa inferior	(ubicado en Apéndice D)
PLANO 4	Plano de tapa de batería	(ubicado en Apéndice D)

CAPÍTULO 1

1. INTRODUCCIÓN

Existen dos tipos de procedimientos que se llevan a cabo para el parto de un neonato, estos son por parto natural o por procedimiento quirúrgico también conocido como cesárea. La cesárea es un procedimiento que constantemente va aumentando a lo largo del tiempo a nivel mundial. La Organización Mundial de la Salud (OMS) dicta que por recomendación el porcentaje de práctica de este tipo de procedimiento se mantenga en un valor porcentual ideal oscilante entre el 10% y el 15%, esto fue estipulado desde el año 1985, valor estimado por profesionales de la salud que participan en todo el mundo.

La cesárea es viable en tanto se logre justificar desde un punto de vista médico que se logre prevenir la mortalidad perinatal tanto como la materna, excluyente a lo mencionado actualmente no se han demostrado ningún tipo de beneficio para la parte materna como la parte neonatal en aquellos practicantes de este procedimiento sin necesidad alguna (*Declaración de la OMS sobre tasas de cesárea, s. f.*).

En el Ecuador las cifras de partos por cesárea según el Ministerio de Salud Pública (MSP), hasta el año 2015 se censó un valor porcentual de 48.97% de cesáreas practicadas, este dato es el valor porcentual total tomando en cuenta los establecimientos del Ministerio de Salud, establecimientos de la Junta de Beneficencia de Guayaquil, establecimientos del IESS, hospitales, clínicas, consultorios particulares y otros establecimientos del Estado (*Boletín Nacimientos por Cesárea MSP 2012-2015.pdf, s. f.*).

El presente documento se refiere al tema de la taquipnea respiratoria del recién nacido, que se define como la poca capacidad respiratoria que se presencia a pocos instantes del nacimiento y éste tiende a perseverarse por un lapso aproximado de 24 horas (Molina et al., 2006).

La característica principal de este tipo de trastorno es básicamente la dificultad respiratoria, ésta se identifica fácilmente con control visual hacia el paciente,

monitoreando su frecuencia respiratoria e identificando anomalía física en las zonas aledañas a la sección del tórax, según la escala de Silverman-Anderson.

Para indagar esta problemática es vital identificar sus causas. Una de las causas comúnmente se origina por aquellos que son germinados por operación cesárea “mayor porcentaje de partos por cesárea mayor porcentaje de TTRN”, debido a que se da un retardo anormal en la reabsorción de surfactante pulmonar en los primeros momentos de vida, lo que provoca que la reducción elocuente de la tensión superficial en el interior de los alvéolos no resulte, produciendo que los pulmones colapsen (*El mundo de los lípidos*, s. f.). Este suceso extrañamente ocurre por parto natural, debido que, en el momento de germinación, el bebé logra expulsar todo el líquido con la ayuda de la cavidad vaginal, debido a que logra comprimir la zona del tórax y realiza que expulse todo el líquido sin problema alguno.

Adicionalmente se presentan otros tipos de causas como el género masculino, la sedación materna, asma materna y la macrosomía, entre otras. Estos factores mencionados aumentan significativamente la probabilidad de que el recién nacido presente taquipnea transitoria (Molina et al., 2006).

El análisis de esta problemática se efectúa por el interés de implementar y diseñar un dispositivo de bajo costo, que satisfaga la necesidad de obtener un control constante y preciso. Debido a que en el mercado ecuatoriano no existen dispositivos que realicen esta función para el control de la problemática, actualmente se realiza una medición inconsecuente. Por motivo de no disponer un personal a cargo de controlar constantemente la frecuencia respiratoria, se realiza un cálculo hipotético, en el cual miden la frecuencia respiratoria durante un lapso de quince segundos y posteriormente lo multiplican por el valor de cuatro para estimar la respiración del neonato en un minuto.

En el ámbito profesional como estudiante en proceso de titulación, el interés es de implementar un dispositivo que optimice e incremente la productividad del personal en otras áreas de necesidad, en consideración de brindar soporte y la protección a la integridad hacia los recién nacidos.

En el marco de teoría medicinal, la investigación se realizó mediante documentos disponibles en internet con información relevante a la investigación, de igual forma se realizaron entrevistas a doctores dentro del área de labor de maternidad y pediatría.

1.1 Definición del Problema

El Hospital Teodoro Maldonado Carbo, ubicado en el sur de la ciudad de Guayaquil-Ecuador, no dispone de dispositivos de control respiratorio para la identificación de taquipnea en neonatos, lo que reduce y desvía el tiempo operativo de un personal hacia otras actividades por el monitoreo manual que se debe realizar debido a la falta de este dispositivo. Conjuntamente en el mercado nacional solo se dispone de un producto semejante que se limita al monitoreo de movimiento y detección de apnea en neonato.

El dispositivo se requiere que sea de fácil uso, portátil y que posea una interfaz hombre-máquina ergonómica, para que el control al operador le resulte lo más sencillo posible. Respecto al paciente, se debe colocar algo ligero que no cause ningún tipo de malestar que provoque el llanto del neonato, debido a que esto alteraría las mediciones realizadas por el dispositivo.

1.2 Justificación del proyecto

Actualmente el monitoreo que se lleva a cabo para el control de frecuencia respiratoria en neonatos es ineficiente y con un alto índice de error. Debido a que esta labor es realizada mediante un personal de enfermería de forma manual con cronómetro y control visual. El monitoreo es realizado durante un tiempo de 15 segundos y el valor final de respiraciones realizadas en aquel lapso se multiplica por 4, estimando el valor de respiraciones que el neonato obtendría al culminar un minuto. Por lo que para ello es de fundamental importancia un equipo adecuado para realizar una medición idónea y constante, evitando errores de medición en gran porcentaje.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo General

Desarrollar un dispositivo que permita la medición de frecuencia respiratoria para neonatos de hasta 3 meses de edad.

1.3.2 Objetivos Específicos

1. Revisar el estado de arte, incluyendo principalmente los sensores de medición.
2. Buscar la posibilidad de medir frecuencia cardíaca y temperatura.
3. Elaborar varias propuestas de medición.
4. Diseñar y construir el dispositivo de medición haciendo uso de cualquier tarjeta electrónica programable.
5. Diseñar la carcasa y la estructura de soporte.
6. Realizar pruebas y mediciones.

1.4 Descripción del estado del arte

Se han realizado diversos dispositivos para el monitoreo de actividad respiratoria, respecto a los beneficios que estos brindan hacia los pacientes. "BabySense enviroment" es un dispositivo elaborado por Gili Weinberg, Rich Fletcher, Seum-Lim Gan. BabySense permite mejorar la experiencia sensorial-motora de un bebé, permitiendo que los padres e inclusive familiares o personal profesional puedan supervisar sin ninguna complicación la actividad de los bebes de una forma remota. Este dispositivo trabaja con una almohadilla sensorial suave y sensible que detecta el más mínimo movimiento o actividad del bebé, esta almohadilla ubicada debajo de la sábana o colcha está compuesta por regiones de tela conductora eléctrica formando electrodos. La detección se realiza con los electrodos de la tela en ambos lados, cuantificando los cambios de la capacitancia, este dispositivo se limita

al monitoreo de actividad para prevención de apnea respiratoria en el bebé (Weinberg et al., 1998).

El monitor infantil desarrollado por Gregory J. Gallagher es un dispositivo que se encarga regularmente de monitorear el movimiento humano, en este caso el de un bebé. El dispositivo se debe ubicar en el cuerpo en la que se encuentre una protuberancia aledaña a éste, dando que al estar en contacto la protuberancia con la membrana 'transductor', provoca que la membrana se desvíe, esta deflexión es monitoreada por el dispositivo, si la frecuencia de deflexión se encuentra por debajo de lo predeterminado, procede a activarse una alarma de aviso de no actividad corporal 'apnea respiratoria' (Gallagher, 2013).

El monitor de respiración de prenda de vestir desarrollado por David L. Stephens. Este dispositivo es un monitor de control respiratorio adaptado a una prenda de vestir infantil, este dispositivo se realizó con el fin de contrarrestar afecciones como el síndrome de muerte infantil "SID por su sigla en inglés" e inclusive otras condiciones similares como la apnea. La aplicación de este dispositivo se requiere de una camisa o prenda semejante que posea un bolsillo, éste se lo coloca en el bebé alrededor de la zona torácica y/o abdomen, en el bolsillo de la camisa va colocado el monitor. Una banda elástica se la coloca entre la zona torácica y/o abdominal. Una galga extensiométrica se encuentra colocada en la banda elástica y es la encargada de medir la frecuencia respiratoria electrónicamente a través de la contracción y expansión del tórax, si existe una interrupción respiratoria durante un tiempo predeterminado, se procede a activar la alarma (Stephens, 1995).

El monitor infantil desarrollado por múltiples personas, como Colby R. Austin; Chris E. Curtis; Jeff L. Otto y otros colaboradores más. Éste es un monitor de respiración para la detección de apnea y/o prevenir la presencia de SID, incluyendo una o varias variables de sensores de inductancia que se encuentran configurados para contraerse y extenderse, mientras que el neonato se encuentre respirando en un estado de reposo, respondiendo a las variaciones por respiración. La contracción y extensión se relacionan con el

cambio de inductancia en el sensor el cual se configura para alterar la frecuencia en un circuito oscilador. El monitor se acopla a un microcontrolador que analiza las variaciones de frecuencia respiratoria y procede a activar la alarma correspondiente si el bebé cesa de respirar por un tiempo predeterminado (Austin, 2008).

El SID monitor infantil basado en acelerómetro desarrollado por Paul T. Kolen. Esta aplicación describe el dispositivo, la técnica y sistemas que monitorean la respiración de un infante y presenta los datos a un cuidador mediante una interfaz de forma inalámbrica para solicitar algún tipo de intervención si se encuentra en una situación insegura. El módulo sensor infantil incluye una base que interactúa con el bebé, la base posee tres acelerómetros que se ubican en tres direcciones diferentes, conjuntamente posee un procesador para recibir la señal de salida de los tres acelerómetros, un sensor RF transceptor en la base para comunicación con el procesador de forma inalámbrica para transmitir la señal del sensor al módulo de control. El módulo posee también un transceptor RF que trabaja en conjunto con el de los sensores y aparte también posee un controlador pro, el cual es encargado de evaluar la función y procesar el comportamiento de la señal receptada con un patrón predeterminado, accionando la alarma si éste no se asemeja al patrón (Kolen, 2008).

Dado que los dispositivos encontrados mediante la investigación previamente realizada, se denota que los dispositivos en su gran mayoría son predispuestos sólo para el monitoreo de actividad corporal y determinación de apnea respiratoria del usuario portador del dispositivo. Por lo tanto, en el presente proyecto se propone el diseño y fabricación de un dispositivo para medir la frecuencia respiratoria en los neonatos, complementariamente con la medición extra del pulso cardíaco y temperatura corporal, mostrando las mediciones de la forma más interactiva posible con el operador del dispositivo.

1.5 Marco Teórico

1.5.1 Monitor de signos vitales

Los monitores son sustanciales para indicar el estado de los signos vitales del paciente, tales como la presión arterial, respiración, pulso cardíaco y temperatura corporal. Si un bebé nació prematuramente o tiene algún problema con alguno de sus signos, en especial la respiración, normalmente el médico recomienda el uso de un monitor de respiración para un arduo control del estado de salud del bebé. (*Baby monitors and breathing monitors*, s. f.; *Vital Signs Monitors | DiaMedical USA*, s. f.)

1.5.2 Transistor

Para el caso de la temperatura corporal, el sensor relacionado de uso para el monitoreo de este signo vital es el LM35, este sensor se comporta como un transistor. Los transistores son básicamente dispositivos semiconductores, que usualmente se usan en interruptores controlados eléctricamente o amplificadores. Son usados en una amplia variedad de funciones ya sean digitales o analógicas, debido a que poseen una alta respuesta y precisión. El sensor LM 35 posee básicamente tres pines de conexión: GND (conexión a tierra), V_s (voltaje de entrada entre 4 a 50 voltios) y V_{out} (voltaje de salida con aumento de 10 milivoltios por cada grado centígrado). (*What is Transistor and Its Functions and Characteristics*, s. f.)

normalmente se usa en palmas de manos y plantas de pies. Otros lugares menos concurrentes para medición son las mejillas, lengua y nariz.

El movimiento es uno de los principales causantes en fallas de exactitud de medición en oxímetros de pulso, sobre todo relacionado con niños muy pequeños o neonatos. por motivo del movimiento o ruido, se modifica la longitud de onda óptica y excede de la real, por lo que lo convierte al movimiento en una limitación física para este proceso. También existen varias causas que afectan la medición de los oxímetros como: baja perfusión, pigmentación de la piel, pintura en las uñas, interferencia electromagnética, luz ambiental y variantes de hemoglobinas.(Mejía Salas & Mejía Suárez, 2012)



Figura 1.2.- Funcionamiento de pulsioxímetro (Ventura |, s. f.)

1.5.4 Flex sensor

El sensor está compuesto por elementos de carbón resistivos. Este logra obtener un excelente factor de forma delgado y flexible, al momento de doblar el sensor se produce un aumento de resistencia de salida, mientras su radio curvatura es menor, aumenta su resistencia. (*FlexSensor.pdf*, s. f.)

Este sensor se puede usar en múltiples y diversas aplicaciones como:

- Dispositivos médicos

- Instrumentos musicales
- Controles automotrices
- Terapia física
- Control industrial
- Dispositivos de medición
- Muchas aplicaciones más

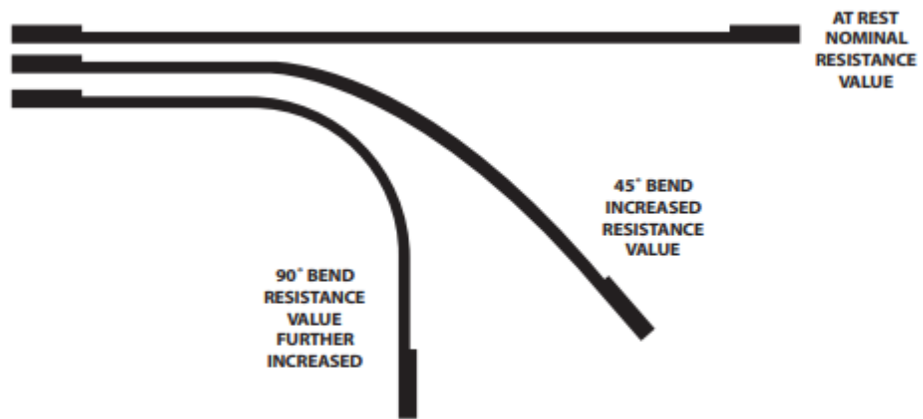


Figura 1.3.- Rango de resistencia del flex sensor (FlexSensor.pdf, s. f.)

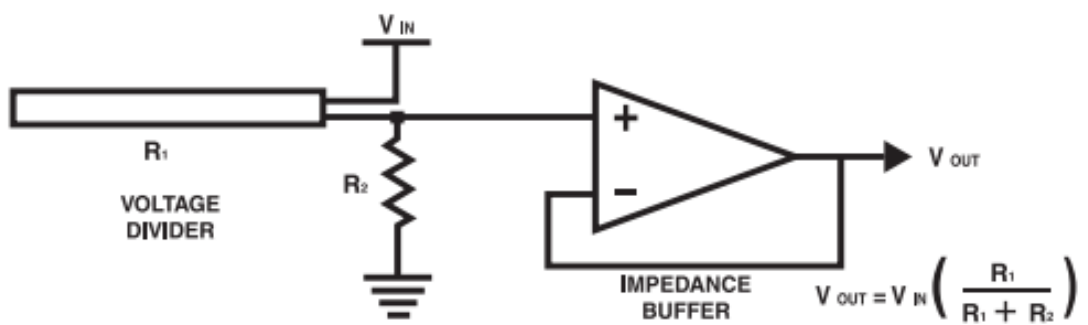


Figura 1.4.- Circuito básico del sensor flexible (FlexSensor.pdf, s. f.)

CAPÍTULO 2

2. METODOLOGÍA

Para este proyecto se tuvo que realizar una visita de campo, en este caso al Hospital Teodoro Maldonado Carbo. En este lugar se presenció de primera instancia las áreas donde se proceden a realizar el parto y el lugar donde se colocan al neonato posparto hasta que sea entregado nuevamente a su madre biológica, inclusive se recibió una breve explicación del proceso que se realiza en el traslado de un área a otro precautelando la salud y el cuidado del bebé, el cual se toma un tiempo aproximado de cuarenta segundos y como máximo un minuto. En el proceso del traslado se explicó que se realiza una reanimación constante del bebé para preservar el calor corporal y prevenir que éste perezca.

En la habitación donde el bebé reposa después del posparto, el profesional a cargo realizó una breve descripción de las cunas en donde el neonato descansa hasta que se traslade a su respectiva madre. Estas cunas están equipadas con un sistema de calefacción que mantiene a una temperatura ideal al bebé, hasta posee un sensor de temperatura corporal que se conecta a la criatura, el valor recopilado por el sensor no es afectado por el calor emitido por el equipo hacia el neonato (ver figura 2.1).



**Figura 2.1.- Cuna térmica con sensor de temperatura corporal y cuna transportadora
[Elaboración propia].**

En la imagen se logra observar la cuna térmica previamente mencionada, y junto a ésta se aprecia una cuna transportadora, la cual su uso es para trasladar al neonato desde la habitación de parto hasta la habitación donde reposa en la cuna térmica y se miden su estado de salud. Esta imagen se captó el día que se realizó la visita en el Hospital Teodoro Maldonado Carbo.

Como se aludió, mientras que el neonato reposa se realizó el monitoreo y toma de varios signos vitales por parte del médico o enfermero a cargo, llenando un informe que muestra el estado del bebé, la toma de datos del pulso cardíaco, temperatura corporal. El Hospital Teodoro Maldonado Carbo se encontraba abastecido con equipos y dispositivos específicos designados para cada actividad. Mientras para el control y monitoreo de la frecuencia contable respiratoria se observó lo opuesto, debido a que existe la escasez de un dispositivo que realice dicho monitoreo contable en el hospital e inclusive en el mercado ecuatoriano, dado que en el mercado únicamente los dispositivos existentes son de monitoreo de actividad corporal y determinación de apnea. Por lo tanto, la actividad que se realizó para controlar la frecuencia respiratoria se hizo de forma manual, esto se dedujo como baja eficiencia de aprovechamiento del tiempo laboral y de recurso del personal según lo dictado por la doctora y personal encargado de la actividad. Para el control se contabilizó las respiraciones realizadas por el neonato alrededor de un minuto o en caso de tener una agenda atareada el personal a cargo de realizar la medición, solo realizan la contabilidad de la respiración durante un lapso de quince segundos y multiplican el valor de respiraciones contabilizadas por cuatro, para estimar el valor de respiraciones que el neonato realizaría a lo largo de un minuto entero.

Una vez que se identificó el padecimiento de TTRN en un neonato, se procedió a trasladarlo a una incubadora (ver figura 2.2), donde se proporcionó oxígeno por medio de una campana de oxígeno. Con la ayuda del oxígeno y constante monitoreo del bebé se logró regular su frecuencia respiratoria a rangos normales. Debido a que no se posee un dispositivo que realice el control de la respiración del neonato, se opta que un personal médico o enfermero realice el control manual. A causa del control realizado hacia el neonato la disposición del personal a otras actividades se limita hasta que el neonato se regule a los valores normales.



Figura 2.2.- Incubadora para proporción de oxígeno por medio de campana de oxígeno [Elaboración propia].

Mediante lo observado con la doctora, se rigieron ciertas restricciones de diseño para la realización del prototipo. Principalmente se propuso realizar un dispositivo ligero y portátil, fácil de colocar hacia al neonato, que posea una interfaz con el operador lo más ergonómico e interactivo posible. Inclusive los sensores y/o herramientas de uso, se estipuló que no debería provocar el llanto del neonato, dado que esto alteraría los valores de las mediciones.

2.1 Requerimientos de Diseño

De forma más específica se tomó en cuenta los siguientes requerimientos de diseño: Ergonomía, Tamaño, Precisión y Manufactura de partes.

Tabla 2.1.- Requerimientos de Diseño [Elaboración propia].

Requerimientos de Diseño	Descripción
Ergonomía	Debido a que va destinado principalmente a la actividad medicinal para el monitoreo de signos vitales en neonatos, el dispositivo debe de contar con la disposición de monitoreas otras variables como temperatura, pulso cardiaco e inclusive si de ser posible el porcentaje de oxigenación, aparte de solo medir la frecuencia respiratoria para agilizar la labor del operador.
Tamaño	Por motivo que el principal portador del dispositivo es un neonato, el dispositivo debe ser lo menos invasivo posible, ya que esto produciría una perturbación en la zona de confort del neonato, lo que produciría llanto alterando los datos de monitoreo.
Precisión	Se requiere que los valores medidos que muestre el dispositivo se asemejen con un poco porcentaje de variación a los dispositivos que se comercializan en el mercado, procurando calidad de datos obtenido del paciente.
Manufactura de partes	La elaboración del casing de la pantalla y casing de los sensores que se coloquen, se realicen por manufactura aditiva, ósea impresión 3D, puesto que es un proceso de bajo costo y rápido.

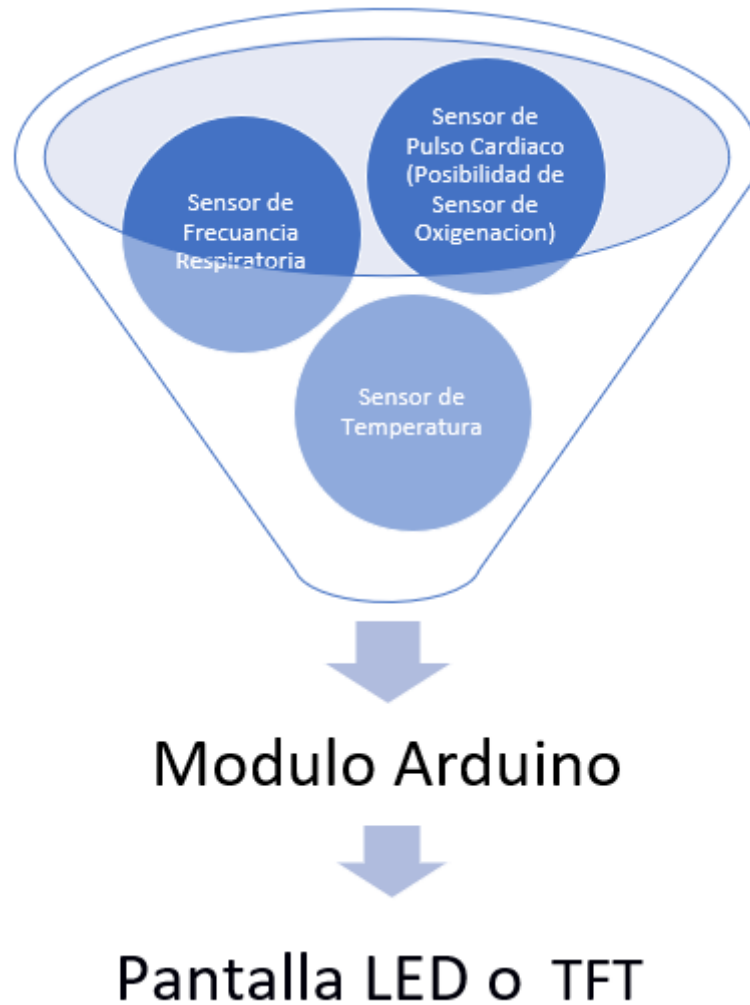


Figura 2.3.- Proceso que se realiza para el monitoreo de los signos vitales en el neonato [Elaboración propia].

2.2 Alternativas de Diseño

Con finalidad de acaparar las especificaciones respetando las restricciones de diseño, se procedió a realizar las alternativas de diseño y analizar cuál es el óptimo para el dispositivo. Por tal motivo se examinaron las alternativas del dispositivo en dos fases, en la primera fase se analizó los sensores que se encuentran en el mercado que son funcionales para el propósito de dispositivo. En la segunda fase se integraron ciertos sensores preseleccionados, generando múltiples alternativas de diseño del dispositivo que interactúe con el neonato, de tal modo que se logró tener un criterio visual, cooperando con la selección del mejor dispositivo.

2.2.1 Primera fase

En esta fase nos enfocamos en selección de sensores que se encontraron en el mercado funcionales para el dispositivo, entre esto se buscaron sensores que cubran con la función del monitoreo de las frecuencias respiratorias, pulso cardíaco (con posibilidad de medición de porcentaje de oxígeno) y finalmente para la temperatura corporal.

Tabla 2.2.- Sensores con sus respectivos precios [Elaboración propia].

Sensor	Precio
Frecuencia Respiratoria	
Módulo HX711 con Galga Extensiométrica	\$ 27,00
Sensor Flex 2,2"	\$ 17,00
Acelerómetro MMA7361	\$ 25,00
Pulso Cardíaco	
Sensor de Pulso Cardíaco Arduino	\$ 6,00
Módulo 8232 con electrodos	\$ 25,00
Foto Transistor, Led IR y LM358	\$ 2,22
Temperatura	
NTC	\$ 7,00
LM35	\$ 1,50
Pantalla	
TFT	\$ 23,00
LCD	\$ 7,00
Tarjeta	
Arduino UNO	\$ 10,00
Arduino Nano	\$ 8,00

La Tabla 2.2 que se mostró anteriormente, es la representación matricial de los sensores que se tomaron en cuenta según un catálogo y sus precios de adquisición del mercado.

2.2.2 Segunda fase

La Tabla 2.3 exhibida continuamente es la representación resumida de forma matricial de las alternativas de dispositivo, que prontamente se podrá apreciar con ilustraciones y su evaluación para la selección de la mejor alternativa.

Tabla 2.3.- Matriz de Alternativas del dispositivo [Elaboración propia].

Parámetros	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
Frecuencia respiratoria	Acelerómetro MMA7361	Módulo HX711 con Galga Extensiométrica	Sensor Flex 2,2"
Pulso cardiaco (posible oxímetro)	Módulo 8232 con Electrodo	Foto Transistor, Led IR y LM358	Sensor de Pulso Cardiaco Arduino
Temperatura corporal	NTC	NTC	LM35
Pantalla de interfaz	TFT	LCD	LCD
Modulo base Arduino	Arduino Uno	Arduino Uno	Arduino Nano

En seguida, se detallan las especificaciones de cada componente que corresponde a cada alternativa de diseño.

2.2.3 Alternativa 1

La alternativa 1 consistió en el uso de un acelerómetro para la medición de la frecuencia respiratoria, un módulo 8232 con electrodos para el pulso cardíaco, un NTC encargado

en medir la temperatura corporal del neonato, una tarjeta ARDUINO UNO encargada de procesar toda la información que llegue de los sensores y una pantalla TFT que muestre los valores cuantificados procesados por la tarjeta Arduino.



Figura 2.4.- Diagrama de forma de Alternativa 1[Elaboración propia]

En la figura 2.4 se aprecia mejor el dispositivo sobre el neonato. En el vientre se observa una caja (Impresa en 3D), dentro de la caja es donde van los sensores descritos en la alternativa, todos los componentes salvo los electrodos van internamente dentro de la caja que se sujeta con la ayuda de una banda elástica que rodea el vientre del neonato, manteniéndola fija.

Tabla 2.4.- Especificación de acelerómetro [Elaboración propia].

Sensor	Acelerómetro MMA7361
Bajo consumo de corriente	400 μ A
Modo de espera	3 μ A.
Bajo Voltaje de la operación	2,2 V – 3,6 V.
Sensibilidad seleccionable	$\pm 1,5$ g, ± 6 g
Encendido Rápido Tiempo de calentamiento	0.5 ms Tiempo de Respuesta Activa

Tabla 2.5.- Especificación de módulo 8232 [Elaboración propia].

Módulo	8232
Voltaje de operación	3.3V DC
Bajo consumo de corriente	170 μ A
Salida de tipo	analógica
Rechazo de ruido a 60Hz	80dB
Configuraciones	2 o 3 electrodos
Ganancia elevada	(G=100), con bloqueo de corriente DC
Amplificador para pierna derecha	(RLD) integrado
Entrada de electrodos	Mini Plug 3.5mm
Dimensiones	28*35mm

Tabla 2.6.- Especificación de NTC [Elaboración propia].

Sensor	NTC
Dimensiones	5 x 30 mm; a prueba de agua.
Rango de temperatura de operación	: - 50 a +110 °C para cápsula de goma / - 30 a +105 °C para cápsula acero inoxidable.
Tiempo de respuesta	8 segundos (cápsula de goma) y 9 segundos (cápsula acero inoxidable) para alcanzar 63 % del valor correspondiente a la
Grado de protección	IP68
Aislamiento eléctrico	> 20 M Ω @ 500 Vcc
Termistor NTC	R25= 10 k Ω , 1%, $\beta_{25/85}$ = 3435 K 1%

Tabla 2.7.- Especificación de Pantalla TFT [Elaboración propia].

Pantalla	Nextion 2,4"
Resolución	320 x 240
Compatible	Raspberry Pi A+, B+, Raspberry Pi 2 y Arduino
Panel	Táctil
Interfaz	5 pines para cualquier host serie TTL
Área visual	36,72 mm (L) x 48,96 mm (W)
Brillo ajustable	0 - 180 nit
Consumo de energía	5 V, 90 mA

Tabla 2.8.- Especificación de Arduino UNO [Elaboración propia].

Tarjeta	Arduino UNO
Microcontrolador	ATmega328
Voltaje Operativo	5V
Voltaje de entrada recomendado	7 - 12 V
Pines de entrada/salida digital	14 (de los cuales 6 son salidas PWM)
Pines de entrada analógica	6
Memoria flash	32 kb
SRAM	2 kb
Velocidad de reloj	16 MHz

2.2.4 Alternativa 2

La alternativa 2 consistió en el uso de un módulo HX711 con una galga extensiométrica colocada en una membrana que se imprime en 3D con materia flexible para la medición de la frecuencia respiratoria, para el pulso cardíaco se utiliza un foto transistor, un led infrarrojo y LM358, y un NTC encargado en medir la temperatura corporal del neonato, una tarjeta ARDUINO UNO encargada de procesar toda la información que llegue de los sensores y una pantalla LCD que muestre los valores cuantificados procesados por la tarjeta Arduino.



Figura 2.5.- Diagrama de forma de alternativa 2 [Elaboración propia].

Como se aprecia en la Figura 2.5, se observa mejor el dispositivo sobre el neonato. Entre el vientre y el pañal se aprecia una caja (impresa en 3D), dentro de la caja es donde van ciertos componentes descritos en la alternativa como la tarjeta Arduino, la pantalla LCD. En la parte superior de la caja sobresale una membrana (Impresa en 3D con material flexible), hacia la protuberancia que viene a ser el vientre del bebé, dentro de la membrana, se ubicará la galga extensiométrica que se encargará de medir la frecuencia respiratoria en forma que se deforme la membrana.

Tabla 2.9.- Especificación de módulo HX711 [Elaboración propia].

Módulo	HX711
Voltaje de Operación	5V DC
Consumo de corriente	menor a 10mA
Voltaje de entrada diferencial	±40mV
Resolución conversión A/D	24 bit
Frecuencia de lectura	80 Hz
Dimensiones	38mm*21mm*10mm

Tabla 2.10.- Especificaciones de sensores de sistema infrarrojo [Elaboración propia].

Sensor	CNY 70
Tipo de emisor	Fotodiodo IR
Tipo de detector	fototransistor
Dimensiones (L x W x H en mm)	7 x 7 x 6
Distancia de funcionamiento máximo	<0.5 mm
Longitud de onda del emisor	950 nm
Sensor	PIC 12F675
Memoria de programa flash	1024 words
RAM	64 bytes
EEPROM de datos	128 bytes
Velocidad de la CPU	5 MIPS
Oscilador externo	hasta 20 MHz
Oscilador interno de precisión de 4 MHz	4 MHz
ADC	10 bits y 4 canales
Voltaje de operación	2.2 V a 5.5 V
Comparador	1 analógico
Timer	1 de 8 bits y 1 de 16 bits

Sensor	LM358
Voltaje de alimentación	3 V a 32 V fuente sencilla (± 1.5 V a ± 16 V fuente dual)
Consumo de potencia	Bajo
Ancho de banda típico	0.7 MHz
Ganancia	Alta
Compatible	con todas las formas de lógica
Encapsulado	DIP 8 pines
Sensor	Sensor de Pulso Cardíaco Arduino
Voltaje de Operación	3.0V – 5.5V DC
Consumo corriente	20mA máx.
Modelo	APDS-9008
Opamp	MCP6001
Longitud de cable	20cm
Cables	GND, VCC, Señal

Tabla 2.11.- Especificación de pantalla LCD [Elaboración propia].

Pantalla	GLCD 128 x 64
LCD	Monocromático
Controlador integrado	NT7108
Fuente de alimentación	5V
Duty cycle	: 1/64
Pantalla táctil	Opcional
Interfaz	6800

2.2.5 Alternativa 3

La alternativa 3 consistió en el uso de un Flex Sensor colocada en una protuberancia forrado de material flexible para la medición de la frecuencia respiratoria, para el pulso

cardiaco utilizamos un sensor de pulso cardiaco y el sensor LM35 es encargado en medir la temperatura corporal del neonato, una tarjeta ARDUINO NANO encargada de procesar toda la información que llegue de los sensores y una pantalla LCD que muestre los valores cuantificados procesados por la tarjeta Arduino.



Figura 2.6.- Diagrama de forma de alternativa 3 [Elaboración propia].

Como se aprecia en la Figura 2.6, que el dispositivo se encuentra a un lado del neonato para la reducción de objetos que se encuentren en contacto con el bebé. Se opta por una carcasa impresa en 3D semejante a la alternativa 2 pero más grande, por motivo a que se colocara a un lado del neonato asentando sobre una pequeña y delgada colchoneta, dejando que solo la membrana que posee el flex sensor esté en contacto con el vientre, dentro de la caja es donde van ciertos componentes descritos en la alternativa, como la tarjeta Arduino nano, la pantalla LCD. El sensor de pulso cardiaco se ubica dentro del guante del bebe, el cual se coloca en la parte opuesta de la palma de neonato, este sobresale de la carcasa por medio de un cableado recubierto, de forma semejante se aprecia el sensor LM35, este se coloca en la zona axilar por motivo a que en esta zona se detecta con mejor precisión la temperatura corporal.

Tabla 2.12.- Especificación de Sensor Flex [Elaboración propia].

Sensor	Sensor Flex 2,2"
Tolerancia de la Resistencia	± 30%.
Potencia nominal	0,50 volts continuos.
La resistencia al no estar doblada es.	25K Ohm
Rango de la curva de la resistencia	45K a 125K ohm (dependiendo del radio de curvatura).
Altura	0.43 mm (0.017 ").
Rango de temperatura	: -35 ° C a +80 ° C.
Voltaje	5 a 12 Volts.

Tabla 2.13.- Especificación de sensor LM35 [Elaboración propia].

Sensor	LM35
Voltaje de Operación	4V – 30V (5V recomendado)
Rango de Trabajo	: -55°C hasta +150°C
Precisión en el rango de -10°C hasta +85°C	±0.5°C
Pendiente	10mV / °C
Bajo consumo energético	60uA
Componentes adicionales	No necesita
Pines	V salida, GND, +VCC
Impedancia de salida	Baja

Tabla 2.14.- Especificación de Sensor de pulso cardíaco Arduino [Elaboración propia].

Pantalla	GLCD 128 x 64
LCD	Monocromático
Controlador integrado	NT7108
Fuente de alimentación	5V
Duty cycle	: 1/64
Pantalla táctil	Opcional
Interfaz	6800

Tabla 2.15.- Especificaciones de Arduino NANO [Elaboración propia].

MICROCONTROLADOR:	Atmel ATmega328
VOLTAJE DE OPERACIÓN: 5 V	5 V
VOLTAJE DE ENTRADA:	7-12 V
VOLTAJE MÁX/MÍN:	6-20 V
ENT/SAL DIGITALES I/O:	14
CANALES PWM:	6
ENTRADAS ANALÓGICAS:	8
MEMORIA FLASH:	32 KB (ATmega328) 2 KB bootloader

MEMORIA SRAM:	2 KB (ATmega328)
MEMORIA EEPROM:	1 KB (ATmega328)
VELOCIDAD DEL RELOJ:	16 MHz
LARGO:	45 mm
ANCHO:	18 mm
PESO:	5 g

2.2.6 Criterio para ponderación

Se tomó en cuenta los siguientes criterios de ponderación para la selección de la mejor alternativa de diseño del dispositivo.

- **Precio:** Se analizaron los sensores de menor costo que se encuentran de fácil acceso en el mercado, considerando aquellos sensores que no influyan o afecten la salud del neonato.
- **Calidad y sensibilidad:** Por motivo que el neonato no posee una alta amplitud en su variación de la expansión y contracción de su vientre, se tomó en cuenta aquellos dispositivos que son muy sensibles con alta resolución que detecte con mayor facilidad las variaciones respiratorias. Debido a que el neonato posee un libre albedrío en su movilidad, al contrario de los adultos o jóvenes que se les restringe su movimiento por una orden, el movimiento aleatorio de bebé no debe alterar la toma de los datos que se realicen a estos.
- **Manejo:** Se debe tener en consideración el tiempo de vida útil que cada sensor posee para poder realizar las medidas respectivas de los signos vitales.
- **Acoplable:** Se analizó que aquellos sensores, tarjetas, etc. que mejor se adapten a los objetivos y dispositivo, es decir, fácil de instalar y que realice con éxito su labor.

- **Confort:** Por motivo de que se trabaja con un neonato, el dispositivo debe ser lo menos invasivo posible, puesto que, si éste resultase ser muy invasivo, el bebé ser incomodaría y lloraría, generando posibles errores en la medición.

Tabla 2.16.- Criterio de Ponderación [Elaboración propia].

Criterios	Ponderación
Precio	0,25
Calidad y Sensibilidad	0,30
Manejo	0,15
Adaptabilidad	0,15
Confort	0,15
Total	1,00

2.2.7 Selección de Mejor Alternativa de diseño

Por medio de una matriz de decisión se procedió seleccionar la mejor alternativa de diseño. Para evaluar los criterios estipulados, se planteó asignar un valor a para rangos de cada criterio, como se muestra en las tablas siguientes.

Tabla 2.17.- Valor Asignado de Acuerdo con el precio del Dispositivo [Elaboración propia].

Valor	Rango
1	Mayor que \$ 85
2	Entre \$ 65 a \$85
3	Entre \$ 45 a \$65
4	Entre \$ 25 a \$45
5	inferior a \$ 25

Tabla 2.18.- Valor Asignado por la Calidad y Sensibilidad [Elaboración propia].

Valor	Rango
1	Error alto
2	-
3	Error casi nulo
4	-
5	Error bajo

En la Tabla 2.18 se detalla la valoración de acuerdo con el error del dispositivo a realizar la medición, este criterio se toma en cuenta el valor entero final promediado entre los varios sensores que posee el dispositivo, estos valores fueron corroborados por prueba realizadas en el Laboratorio de Mecatrónica, con tutoría del Ingeniero a cargo.

Tabla 2.19.- Valores Asignados por el Manejo del Dispositivo [Elaboración propia].

Valor	Rango
1	Corto
2	-
3	Prolongado con el debido cuidado
4	-
5	Extenso

En la Tabla 2.19, de la misma forma que en la Tabla 2.17, se toma en cuenta el valor promediado de todas las partes del dispositivo por cada alternativa.

Tabla 2.20.- Valor Asignado respecto al acople de las partes al dispositivo [Elaboración propia].

Valor	Rango
1	No se Acopla
2	Poco Acoplable
3	Acoplable
4	Muy Acoplable
5	Completamente Acoplable

Tabla 2.21.- Valor Asignado por Confort [Elaboración propia].

Valor	Rango
1	Bajo Confort
2	-
3	Buen Confort
4	-
5	Excelente Confort

La tabla 2.21, estima el valor de confort que presenta la alternativa de diseño, respecto a cuán invasivo resulta para el neonato.

Una vez que se definieron los valores correspondientes a cada alternativa de diseño, en base a los criterios estipulados, se realizó la matriz de decisión continua. Una vez que se realizaron los cálculos se observó que la mejor opción de diseño resultó ser la Alternativa 3, debido a su bajo precio.

Tabla 2.22.- Matriz de Decisión [Elaboración propia].

Criterios de Selección	Precio	Calidad y sensibilidad	Manejo	Acoplable	Confort	Total
	0,25	0,3	0,15	0,15	0,15	1,00
Alternativa 1	1	1	5	4	1	2,05
Alternativa 2	3	3	5	4	3	3,45
Alternativa 3	4	3	5	4	4	3,85

2.2.8 Casa de Calidad

Tabla 2.23.- Matriz de Casa de Calidad [Elaboración propia].

Características de Diseño		Correlación					Evaluación Competitiva de los Requerimientos del Cliente (Alto 'A', Regular 'R' y Deficiente 'D')			
		Importancia	Seguridad	Funcional	Tamaño	Peso				Materiales
Restricciones del Cliente	Dispositivo Portátil	4	1	3	9	3	3	A	A	A
	Ligero	3	9	3	9	9	9	A	A	A
	Uso Sencillo	1	3	9	1	1	3	D	A	A
	Buena Acabado	3	3	3	1	1	9	R	A	A
	Poco Invasivo	5	9	9	9	9	3	D	R	A
	Compacto	2	1	3	9	3	3	R	R	A
	Importancia Técnica		90	90	130	94	90			
Evaluación Competitiva de las Características de Diseño (Alto 'A', Regular 'R' y Deficiente 'D')	Alternativa 1	R	D	D	R	A				
	Alternativa 2	A	R	R	A	A				
	Alternativa 3	A	A	A	A	A				

En la tabla 2.23 se aprecia la casa de calidad, otro método para la selección de la mejor alternativa, en el que se tomó como prioridad fundamental aquel con mayor valor de la importancia técnica, entre los requerimientos de cliente y características de diseño, las que son fundamentales para la solución de cómo resolver los requerimientos.

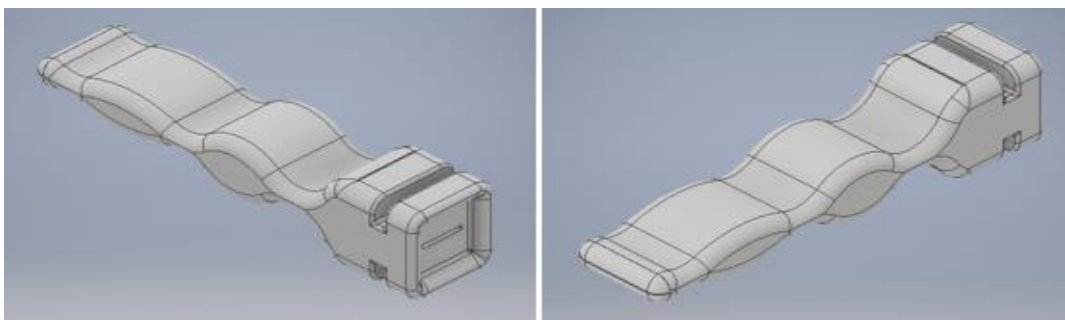
Se analizó las correlaciones entre los 'Qué's' y 'Cómo's' de la matriz con las alternativas de diseño previamente propuestas. En conjunto con la matriz de decisión, se apreció claramente que la 'Alternativa 3', es la más viable para desarrollarse como solución del problema.

2.3 Diseño de la carcasa

Para el diseño de la carcasa, se consideró varios factores, entre estos es la medida antropométrica del neonato promedio en la zona abdominal y torácica, aparte las medidas de los componentes que éste acapararía dentro como: La pantalla LCD 16x2, el módulo ARDUINO NANO, una tarjeta de microfibra PCB, el flex sensor, el interruptor On/Off, los cables de conexión y la batería de 9V.

En el caso de la membrana que recubre el flex sensor, se realizó con enfoque a un diseño que recubra pero que no afecte a la flexibilidad del sensor, por tanto, el diseño realizado se observa a continuación cómo se reduce la sección hasta llegar a la punta. Tanto la carcasa como la membrana se elaboraron mediante impresión 3D. El diseño del dispositivo se dividió en dos, en la carcasa y la membrana. En la carcasa se separó en tres subdivisiones: parte superior, parte inferior y tapa de batería.

Figura 2.7.- Membrana Flexible del dispositivo [Elaboración propia].



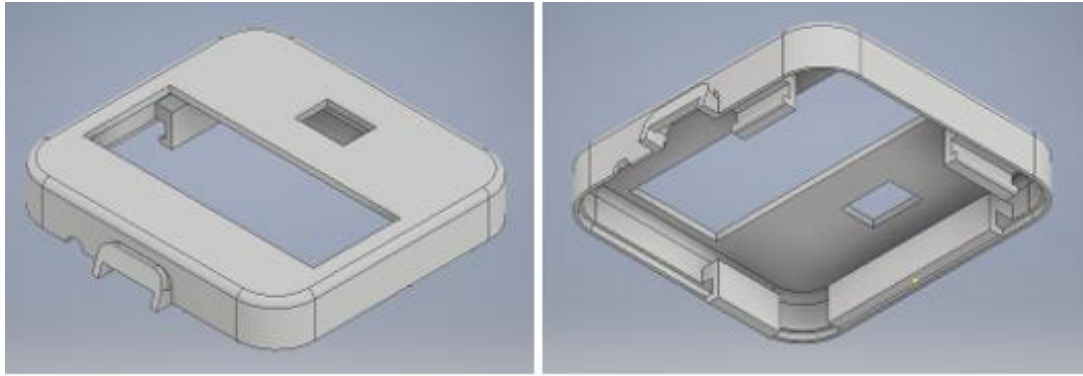


Figura 2.8.- Carcasa superior del dispositivo [Elaboración propia].

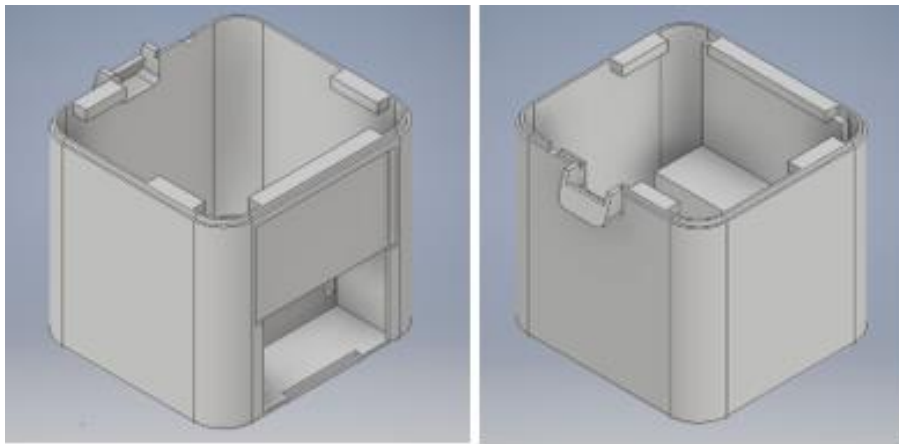


Figura 2.9.- Carcasa inferior del dispositivo [Elaboración propia].

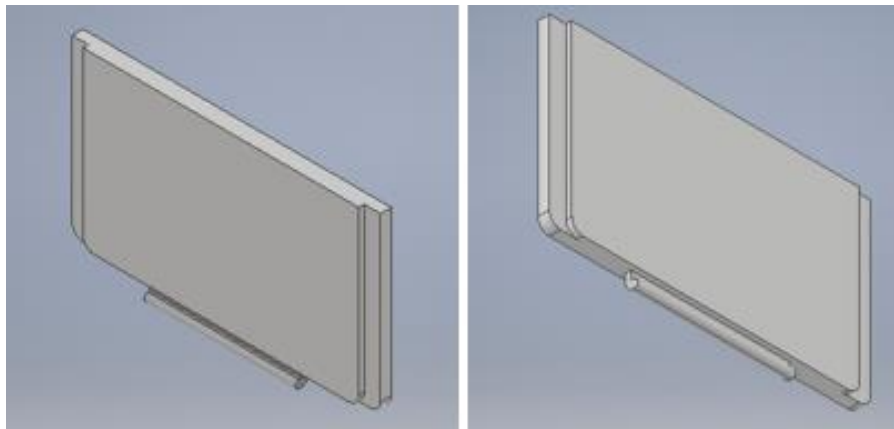


Figura 2.10.- Tapa de batería de 9 V del dispositivo [Elaboración propia].

2.4 Implementación del programa.

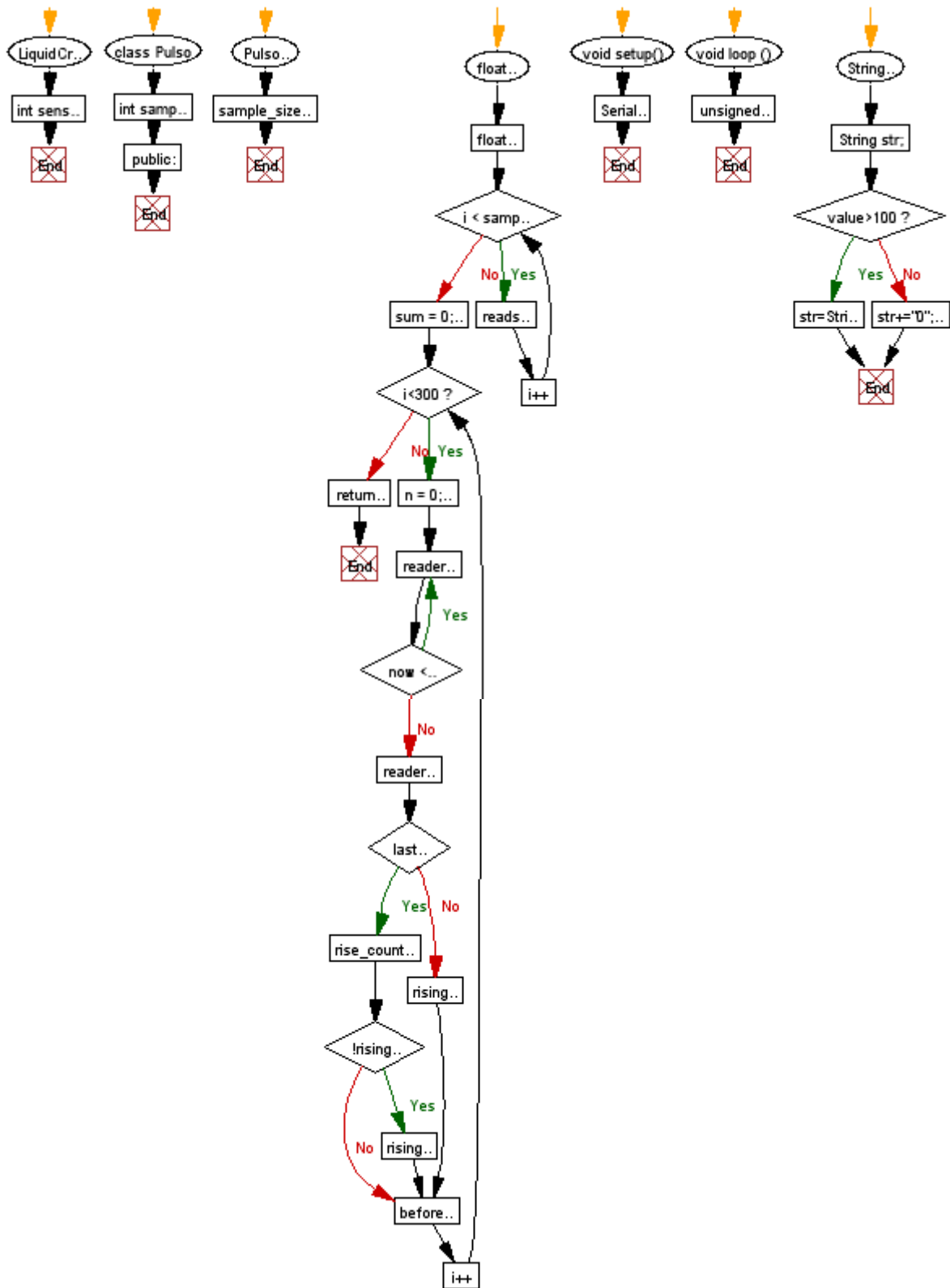


Figura 2.11.- Diagrama de flujo de código del dispositivo [Elaboración propia].

En la Figura 2.11 se aprecia el diagrama de flujo (algoritmo), del código que se planteó para realizar el dispositivo para que éste logre tomar, analizar, transformar los datos tomados mediante los sensores y mostrar los datos requeridos en la pantalla LCD.

Para el sensor de temperatura se realizó un mapeo, modificando el rango de temperatura con respecto los 1023 bit, acoplándolo al rango de temperatura de medición de preferencia de 24 a 42 grados Celsius.

Para poder obtener el tiempo de un pulso a otro se creó el objeto Pulso cuyos parámetros más importantes están `sample_size` (tamaño de la muestra a tomar), `pin` (pin analógico del Arduino), `threshold` (ancho del pulso cardíaco). Dentro del objeto Pulso se encuentra el método(función) `calc_frecuencia`, el cual se encargará de medir el tiempo entre un pulso y otro. De igual manera se realizó los mismos parámetros para el flex sensor para la medición de las respiraciones, los parámetros y variables no se correlacionan por motivo a que se al realizar la programación e identificarlos como objetos diferentes, las variables serán independientes para cada uno.

2.5 Conexión interna del dispositivo y PCB

La conexión de los sensores, pantalla led y el módulo de Arduino nano. Se realizó primero la conexión en un protoboard para confirmar el correcto funcionamiento de cada de los componentes por separado.

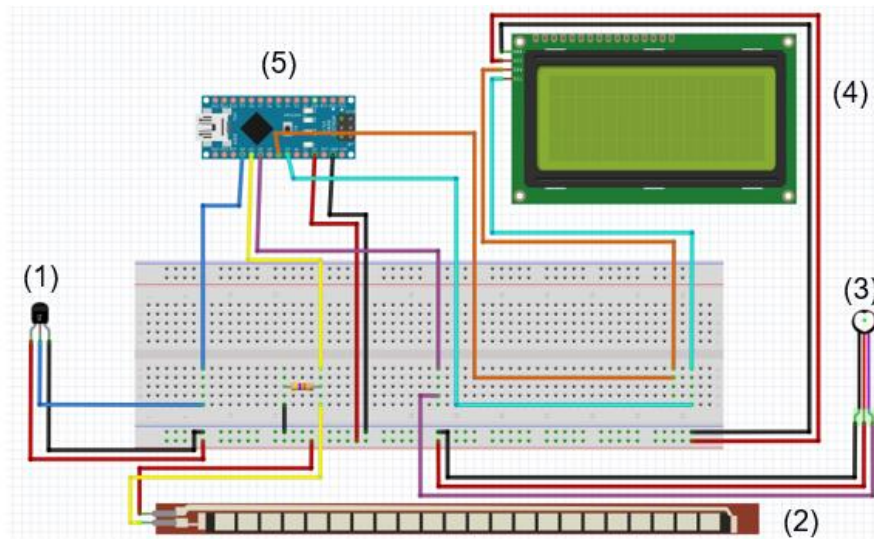


Figura 2.12.- Esquema de conexión interna del dispositivo en protoboard [Elaboración propia].

Debido a que el tamaño de un protoboard es grande, se buscó reducir el tamaño para que éste no sea de peligro para el neonato, se optó por realizar un PCB de microfibras en reemplazo del protoboard.

En la figura del esquema de conexión interna, se observa que cada sensor y pantalla LCD, se encuentra conectado al módulo ARDUINO NANO (5), la conexión de los sensores se realiza en las entradas analógicas del dispositivo, por motivo que cada sensor realiza toma de datos analógicos y el módulo es el encargado de transformarlos los datos a digital. Con respecto a código de programación realizado para la tarjeta Arduino, cada sensor se debe colocar en un pin correspondiente: (1) el sensor LM35 se debe colocar en la entrada A0, (2) el flex sensor se conecta a la entrada analógica A1, (3) el sensor de pulso cardíaco se coloca en la entrada analógica A2, y (4) la pantalla LCD se conecta a las entradas analógicas A4 y A5. Para conexión de una batería se debe tomar en cuenta que el ARDUINO NANO posee un rango de trabajo de 4 voltios hasta 12 voltios, pero naturalmente se recomienda no pasar de los 10 voltios para no quemar la tarjeta, la conexión de la batería se lo realizó en el pin de Vin con el de GND que es conexión a tierra.

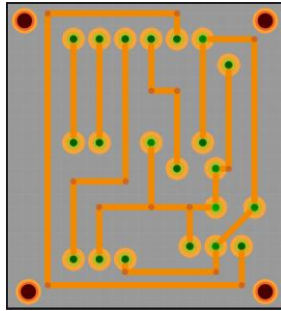


Figura 2.13.- Diseño de tarjeta de microfibra PCB [Elaboración propia].

2.6 Calibración

Es fundamental importancia la calibración de los sensores con respecto a la aplicación que realiza cada uno. Para el sensor LM 35 encargado de medir la temperatura, básicamente este sensor se calibró relacionando las medidas del dispositivo con la de un multímetro, elaborando una curva de calibración. Para el pulso cardiaco se realizó una correlación lineal de las mediciones tomadas entre el dispositivo y de forma manual en cada voluntario, de mismo modo se realizó para el sensor de frecuencia respiratoria, para saber qué tan correlacionado existe entre ambos datos.

CAPÍTULO 3

3. RESULTADOS Y ANÁLISIS

Para la función del dispositivo una vez armado, se introdujo el código de programación realizado para que los tres sensores trabajen en conjunto en un solo controlador de Arduino. Para el desarrollo de la programación, inicialmente se creó un código para cada objeto, considerando que, si se lo trabaja de forma general, el microcontrolador no diferencia uno de otro y genera aberración de datos, ya sea que se trabaje con timers diferentes, por tal motivo se separó en objetos para tener variables independientes de cada uno como se explicó en el capítulo 2.



Figura 3.1.- Dispositivo armado [Elaboración propia].

3.1 Cálculo de Resistencia

Como se observa en el diagrama de conexión en el protoboard, el sensor de respiración (flex sensor), se encuentra conectado con una resistencia, el valor de la resistencia se calculó con la siguiente ecuación:

$$V_0 = V_1 \left(\frac{R_1}{R_1 + R_2} \right) \quad (3.1)$$

Tomando el valor de la resistencia del flex sensor tomado con multímetro sin disminuir su radio de curvatura ($R_{flex\ min}$) y el valor de la resistencia del flex sensor tomado con multímetro hasta una deflexión que se provoca por el vientre de una persona ($R_{flex\ max}$). Se calcula el valor de la resistencia de forma iterativa,

aumentando el valor de la resistencia R_2 , hasta obtener la mayor variación de voltaje. Este cálculo se lo realizó en Excel debido a que se ingresó varios valores de resistencia (R_2).

- Mínima resistencia del flex sensor (sin doblarse).

$$V_{out1} = V_{in} \left(\frac{R_{flex\ min}}{R_{flex\ min} + R_2} \right) \quad (3.2)$$

- Máxima resistencia que se toma del flex sensor (flexionado por el vientre del neonato).

$$V_{out2} = V_{in} \left(\frac{R_{flex\ max}}{R_{flex\ max} + R_2} \right) \quad (3.3)$$

El rango de voltaje se lo calcula entre V_{out1} y V_{out2} , con su diferencia:

$$\Delta V = V_{out2} - V_{out1} \quad (3.4)$$

Tabla 3.1.- Calculo de resistencia R2 [Elaboración propia].

Vin [V] =			5
Rflex min=	45000	Rflex max=	75000
R2	Vout1	Vout2	ΔV
10000	4,0909091	4,4117647	0,320855615
11000	4,0178571	4,3604651	0,342607973
12000	3,9473684	4,3103448	0,362976407
13000	3,8793103	4,2613636	0,382053292
14000	3,8135593	4,2134831	0,399923824
15000	3,75	4,1666667	0,416666667
16000	3,6885246	4,1208791	0,432354531
17000	3,6290323	4,076087	0,447054698
18000	3,5714286	4,0322581	0,460829493
19000	3,515625	3,9893617	0,473736702
20000	3,4615385	3,9473684	0,48582996
21000	3,4090909	3,90625	0,497159091
22000	3,358209	3,8659794	0,507770426
23000	3,3088235	3,8265306	0,517707083
24000	3,2608696	3,7878788	0,527009223
25000	3,2142857	3,75	0,535714286
26000	3,1690141	3,7128713	0,543857203
27000	3,125	3,6764706	0,551470588
28000	3,0821918	3,6407767	0,558584918
29000	3,0405405	3,6057692	0,56522869
30000	3	3,5714286	0,571428571

31000	2,9605263	3,5377358	0,577209533
32000	2,9220779	3,5046729	0,582594975
33000	2,8846154	3,4722222	0,587606838
34000	2,8481013	3,440367	0,592265707
35000	2,8125	3,4090909	0,596590909
36000	2,7777778	3,3783784	0,600600601
37000	2,7439024	3,3482143	0,604311847
38000	2,7108434	3,3185841	0,607740697
39000	2,6785714	3,2894737	0,610902256
40000	2,6470588	3,2608696	0,613810742
41000	2,6162791	3,2327586	0,616479551
42000	2,5862069	3,2051282	0,618921309
43000	2,5568182	3,1779661	0,62114792
44000	2,5280899	3,1512605	0,623170617
45000	2,5	3,125	0,625
46000	2,4725275	3,0991736	0,626646081
47000	2,4456522	3,0737705	0,628118318
48000	2,4193548	3,0487805	0,629425649
49000	2,393617	3,0241935	0,630576527
50000	2,3684211	3	0,631578947
51000	2,34375	2,9761905	0,632440476
52000	2,3195876	2,9527559	0,633168277
53000	2,2959184	2,9296875	0,633769133
54000	2,2727273	2,9069767	0,634249471
55000	2,25	2,8846154	0,634615385
56000	2,2277228	2,8625954	0,634872648
57000	2,2058824	2,8409091	0,635026738
58000	2,184466	2,8195489	0,635082853
59000	2,1634615	2,7985075	0,635045924
60000	2,1428571	2,7777778	0,634920635
61000	2,1226415	2,7573529	0,634711432
62000	2,1028037	2,7372263	0,634422539
63000	2,0833333	2,7173913	0,634057971
64000	2,0642202	2,6978417	0,633621543
65000	2,0454545	2,6785714	0,633116883
66000	2,027027	2,6595745	0,632547441
67000	2,0089286	2,6408451	0,631916499
68000	1,9911504	2,6223776	0,63122718
69000	1,9736842	2,6041667	0,630482456
70000	1,9565217	2,5862069	0,629685157
71000	1,9396552	2,5684932	0,628837978
72000	1,9230769	2,5510204	0,627943485
73000	1,9067797	2,5337838	0,627004123
74000	1,8907563	2,5167785	0,626022221
75000	1,875	2,5	0,625
76000	1,8595041	2,4834437	0,623939576
77000	1,8442623	2,4671053	0,622842968
78000	1,8292683	2,4509804	0,621712099

En la tabla 3.1 se muestra que, mediante los cálculos iterativos, se obtuvo un mayor rango de voltaje de 0.635082853 [V], cuando se tiene una resistencia de 58 [kΩ],

Por lo tanto, se procede a usar una resistencia de este valor o de uno cercano que se encuentre en el mercado (en este caso se usó 56 [kΩ], ya que es la resistencia más cercana que se consiguió en el mercado).

3.2 Duración del dispositivo

CNB: Capacidad nominal de batería de 9 V= 150 [mAh]

CCD: Consumo de corriente del dispositivo= 50 [mA]

$$Duración = \frac{CNB}{CCD} = \frac{150 [mAh]}{50 [mA]} = 3 [horas] \quad (3.5)$$

Esto quiere decir que el dispositivo trabajando de forma continua dura un tiempo de tres horas por carga de batería.

3.3 Calibración y cálculos de sensores

3.3.1 Calibración y regresión lineal

En base a las especificaciones del sensor LM35, se realizó la calibración de este comparándolo con un multímetro, que permita demostrar que tanta semejanza posee uno con el otro, considerando los milivoltios de salida que emite el multímetro, transformado la temperatura a grados centígrados.

Tabla 3.2.- Datos de temperatura de LM35 y multímetro [Elaboración propia].

T [°C] LM35	[mV] LM35	[mV] Multímetro	Promedio [mV]	T [°C]
24	240	236	238	24,3
25	250	246	248	25,8
26	260	255	257,5	26,75
27	270	266	268	27,8
28	280	275	277,5	28,75
29	290	285	287,5	29,75
30	300	295	297,5	30,75
31	310	309	309,5	31,95
32	320	319	319,5	32,95
33	330	323	326,5	33,65
34	340	333	336,5	34,65
35	350	344	347	35,7
36	360	353	356,5	36,65
37	370	363	366,5	37,65
37	370	363	366,5	36,65
36	360	353	356,5	35,65
35	350	344	347	34,7
34	340	333	336,5	33,65
33	330	323	326,5	32,65
32	320	319	319,5	31,95
31	310	309	309,5	30,95
30	300	295	297,5	29,75
29	290	285	287,5	28,75
28	280	275	277,5	27,75
27	270	266	268	26,8
26	260	255	257,5	25,75
25	250	246	248	24,8
24	240	236	238	23,8

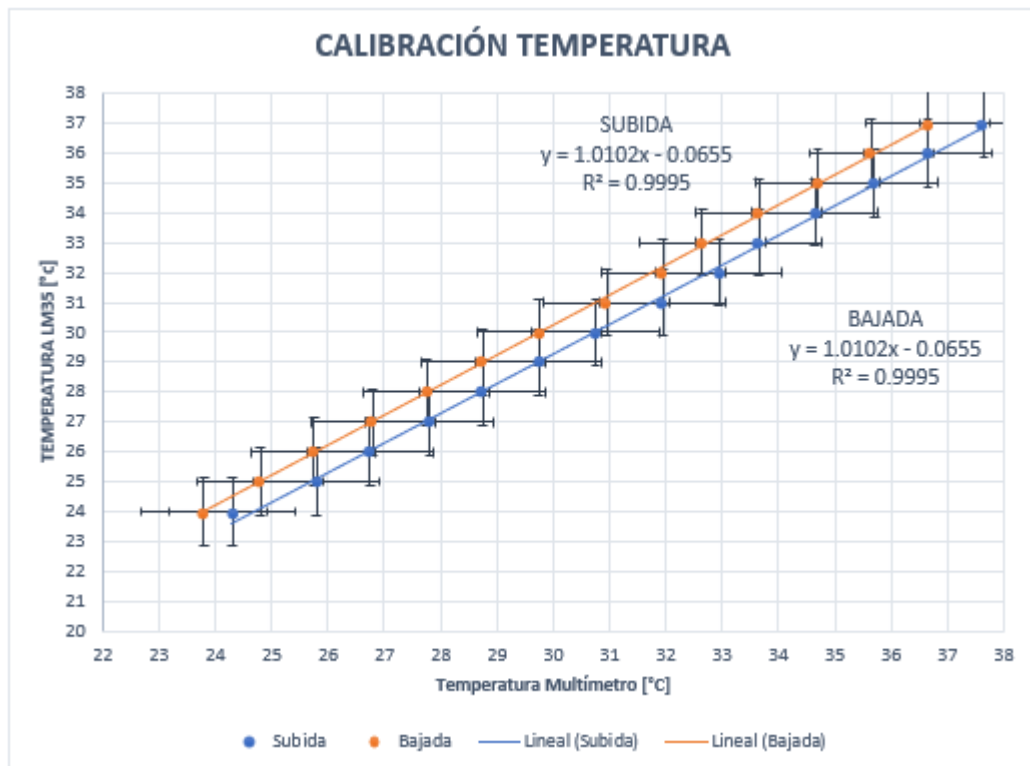


Figura 3.2.- Curva de calibración del sensor de temperatura LM35 [Elaboración propia].

Se muestra la gráfica de calibración de temperatura entre el sensor LM35 y un multímetro, para temperaturas 24°C (ambiente) y 36°C (corporal), se puede observar un comportamiento lineal de 0.999, esto quiere decir que la calibración de

temperatura (subida o bajada) entre estos medidores tiene una excelente correlación, además se puede observar que el error estándar no es tan elevado como se esperaba.

Analizando los datos de la toma de pulsos y respiraciones por minuto de los voluntarios, el cual se realizó de manera manual y con la ayuda del dispositivo se espera que exista una correlación entre estos dos métodos de medición.

Tabla 3.3.- Datos de pulsaciones tomadas por dispositivo y manualmente [Elaboración propia].

Dispositivo	Manual
83	80
70	72
63	61
85	84
60	61
100	95
59	60
73	73
74	72
65	64
84	82
81	82
85	84
97	95
70	70
90	88
75	71
87	86
105	101
97	96

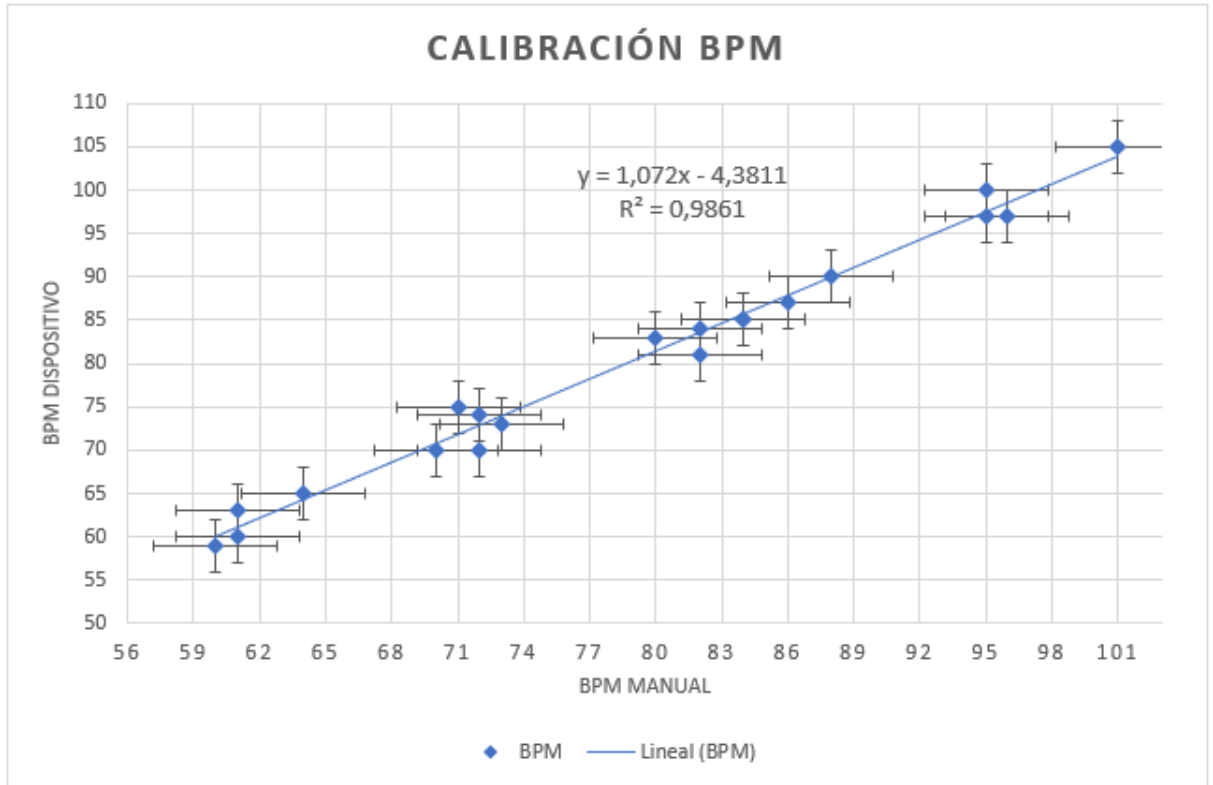


Figura 3.3.- Curva de calibración y regresión lineal del sensor de pulso cardiaco [Elaboración propia].

Se muestra la gráfica de calibración de pulsos por minuto, datos tomados por el dispositivo y de forma manual, se observa que ambos presentan un comportamiento lineal de 0.986, esto quiere decir que existe una excelente correlación entre estos métodos de medición de pulso, además quiere decir que los errores típicos no se encuentran tan alejados entre sí, concluyendo que cumple con lo establecido anteriormente.

Tabla 3.4.- Datos de respiraciones tomadas por dispositivo y manualmente [Elaboración propia].

Dispositivo	Manual
15	14
15	16
14	16
13	14
12	12
14	11
12	13
16	15
13	14
14	14
14	17
13	13
17	20
18	17
15	15
19	18
17	20
12	13
26	25
13	13

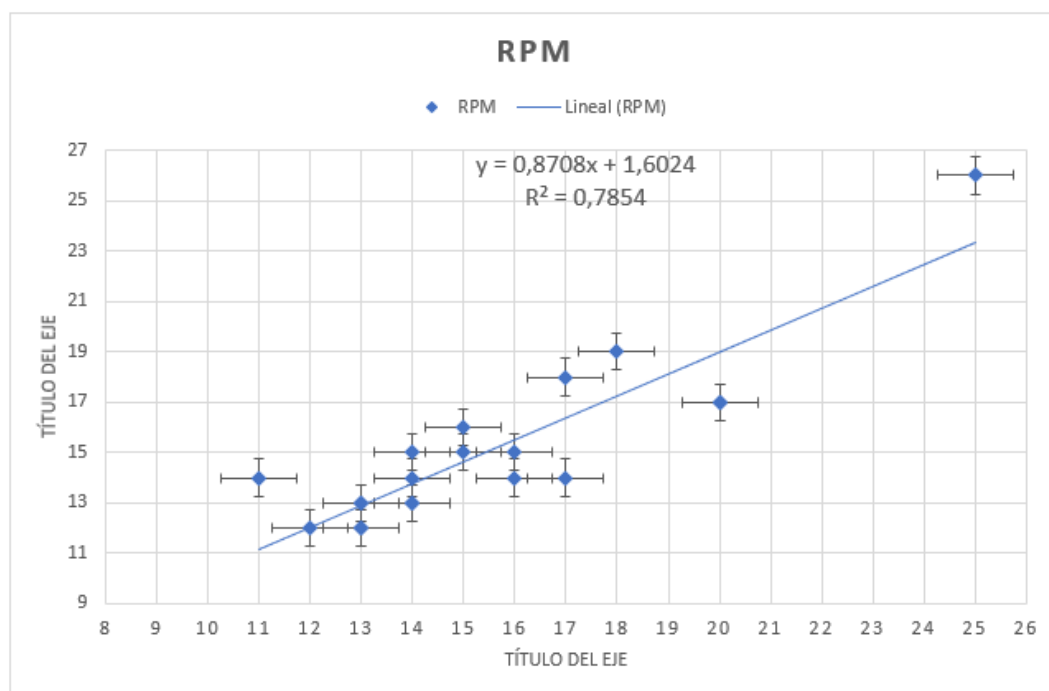


Figura 3.4.- Curva de calibración y regresión lineal del flex sensor [Elaboración propia].

Se muestra la gráfica de calibración de respiración por minuto, datos tomados por el dispositivo y de forma manual, se observa que ambos presentan un comportamiento casi lineal de 0.785, esto quiere decir que entre ambas mediciones no existe una buena correlación, debido a errores de conteo de respiraciones por minuto como, por ejemplo, además se observa que en su mayoría presenta errores típicos no tan alejados como se esperaba.

3.3.2 Frecuencia de muestreo

En base al criterio de frecuencia de Nyquist, el cual establece que la frecuencia debe ser mayor igual a dos veces la frecuencia de enfoque mayor ($f_s \geq 2f_m$), en este caso de frecuencia respiratoria y frecuencia cardiaca. Con el fin de establecer un rango adecuado de frecuencia de trabajo requerida, el cual el dispositivo no presente errores durante la toma de datos. Sin embargo, considerando que durante el muestreo de la forma de onda en los lugares donde cruza con el neutro de la oscilación ocurre como si se tuviera una señal cero. La tasa de muestreo de Nyquist mínimo, se recomienda que el muestreo mínimo sea mucho más rápido que el requerido, suponiendo que se desea muestrear al menos diez veces más rápido la señal de requerimiento ($f_s \geq 10f_m$). (*Conversión analógica y digital / Tasa de muestreo de Nyquist—Wikilibros, libros abiertos para un mundo abierto, s. f.*)

- **Frecuencia cardiaca**

Tomando en cuenta que la frecuencia cardiaca mayor en un neonato es de 70 BPM (pulsaciones por minuto), nuestra frecuencia de muestreo es:

$$f_m = 190 \left[\frac{\text{pulsaciones}}{\text{min}} \right] \left(\frac{1 \text{ min}}{60 \text{ seg}} \right) = 3.17 \left[\frac{\text{pulsaciones}}{\text{segundos}} \right] = 3.17 \text{ [Hz]} \quad (3.6)$$

$$f_s \geq 10f_m \Rightarrow f_s = 10 * 3.17 = 31.7 \text{ [Hz]} \quad (3.7)$$

Dado que f_s es 31.7 [Hz], esto quiere decir que la razón de muestreo de las pulsaciones por minuto debe ser al menos esta cantidad para asemejar a la curvatura que presenta el sensor.

- **Frecuencia respiratoria**

Tomando en cuenta que la frecuencia respiratoria mínima en neonato es de 40 RPM (respiraciones por minuto), nuestra frecuencia de muestreo es:

$$f_m = 50 \left[\frac{\text{respiraciones}}{\text{min}} \right] \left(\frac{1 \text{ min}}{60 \text{ seg}} \right) = 0.83 \left[\frac{\text{respiraciones}}{\text{segundos}} \right] = 0.83 \text{ [Hz]} \quad (3.8)$$

$$f_s \geq 10f_m \Rightarrow f_s = 10 * 0.83 = 8.33 \text{ [Hz]} \quad (3.9)$$

Dado que f_s es 8.33, esto quiere decir que la razón de muestreo de las pulsaciones por minuto debe ser al menos esta cantidad para asemejar a la curvatura sinusoidal.

3.4 Datos obtenidos

Para las pruebas de la factibilidad del dispositivo se realizó una muestra de 20 personas de diferentes rangos de edades, dado que para la obtención de datos en neonatos es difícil de conseguir por motivo que se necesitaba los permisos de ingreso en el área de neonatos y el consentimiento de los padres. Los datos tomados de las personas que se ofrecieron de forma voluntaria para las pruebas estuvieron dentro de los rangos normales establecidos para personas sanas, los cuales se detallan en el cuadro adjunto.

Tabla 3.5.- Rango de frecuencia respiratoria respecto a la edad [Elaboración propia].

Frecuencia Respiratoria		
Grupo	Edad	Respiraciones por minuto
RN	Nacimiento - 6 Semanas	40-50
Infante	7 semanas - 1 año	20-30
Lactante mayor	1 - 2 años	20-30
Preescolar	2 - 6 años	20-30
Escolar	6 - 13 años	12-20
Adolescente	13 - 16 años	12-20
Adulto	16 años y más	12-20

Tabla 3.6.- Rango de frecuencia cardíaca respecto a la edad [Elaboración propia].

Frecuencia Cardiada		
Grupo	Edad	Respiraciones por minuto
RN	Nacimiento - 6 Semanas	70 - 190
Infante	7 Semanas - 1 año	80 -160
Lactante mayor	1 - 2 años	80 -130
Pre-escolar	2 - 6 años	80 - 120
Escolar	6 - 13 años	70 -110
Adolecente	13 - 16 años	70 - 100
Adulto	16 años y más	60 - 100

Tabla 3.7.- Rango de temperatura respecto a la edad [Elaboración propia].

Temperatura		
Grupo	Edad	Respiraciones por minuto
RN	Nacimiento - 6 Semanas	38
Infante	7 semanas - 1 año	37,5-37,8
Lactante mayor	1 - 2 años	37,5-37,8
Preescolar	2 - 6 años	37,5-37,8
Escolar	6 - 13 años	37-37,5
Adolescente	13 - 16 años	37
Adulto	16 años y más	36,2-37,2

Se analizaron los signos vitales con el dispositivo en estado de reposo, en el cual se solicitaba al voluntario que se acostara en una superficie firme y plana, se colocó el dispositivo al costado de su zona abdominal o del torso dejando que la membrana esté en contacto en estas zonas. Luego se procedió a colocar el sensor de pulso en el dedo o palma y el sensor de temperatura en la axila. Al encender el dispositivo la pantalla se muestra sin caracteres durante 10 segundos por el motivo que está recolectando y procesando el primer conjunto de datos, de ahí pasado este tiempo se muestran los signos vitales en la pantalla y se actualiza cada 8 segundos dado que se toman varios datos para mostrar un promedio más preciso. En el caso de que las respiraciones por minuto sean mayores a 50 RPM el dispositivo emite un sonido de alerta como un pitido por motivo que está sobre el rango de RPM del que un neonato debe de tener, alertando que el neonato o paciente está teniendo un posible caso de taquipnea respiratoria, cumpliéndose así el objetivo principal del proyecto.

Tabla 3.8.- Muestra de datos de voluntarios [Elaboración propia].

Nº	Edad [años]	Sexo	BPM			RPM			T [°C]		
			Dispositivo	Manual	Error	Dispositivo	Manual	Error	Dispositivo	Termometro	Error
1	24	Hombre	83	80	3,8%	15	14	7,1%	37	36,8	0,5%
2	24	Mujer	70	72	2,8%	15	16	6,3%	36	36,5	1,4%
3	56	Mujer	63	61	3,3%	14	16	12,5%	36	37,3	3,5%
4	62	Hombre	85	84	1,2%	13	14	7,1%	34	36,1	5,8%
5	26	Hombre	60	61	1,6%	12	12	0,0%	35	37	5,4%
6	25	Hombre	100	95	5,3%	14	11	27,3%	38	37	2,7%
7	40	Hombre	59	60	1,7%	12	13	7,7%	36	36	0,0%
8	14	Hombre	73	73	0,0%	16	15	6,7%	37	37,2	0,5%
9	13	Mujer	74	72	2,8%	13	14	7,1%	36	37	2,7%
10	24	Hombre	65	64	1,6%	14	14	0,0%	36	36,7	1,9%
11	25	Mujer	84	82	2,4%	14	17	17,6%	33	36,3	9,1%
12	25	Hombre	81	82	1,2%	13	13	0,0%	34	36	5,6%
13	43	Hombre	85	84	1,2%	17	20	15,0%	38	37,1	2,4%
14	24	Mujer	97	95	2,1%	18	17	5,9%	35	36,4	3,8%
15	24	Hombre	70	70	0,0%	15	15	0,0%	38	37,2	2,2%
16	24	Hombre	90	88	2,3%	19	18	5,6%	36	36,6	1,6%
17	15	Mujer	75	71	5,6%	17	20	15,0%	38	36,9	3,0%
18	40	Hombre	87	86	1,2%	12	13	7,7%	34	36,3	6,3%
19	2	Hombre	105	101	4,0%	26	25	4,0%	36	37,6	4,3%
20	42	Mujer	97	96	1,0%	13	13	0,0%	35	36,7	4,6%
Promedio Total			80,15	78,85	2,2%	15,1	15,5	7,6%	35,9	36,735	3,4%

Se procedió a tomar una muestra de 20 voluntarios, los cuales se les brindó una breve explicación previa aclarando el motivo, propósito y funcionamiento del prototipo en conjunto con los beneficios que el prototipo proporciona. Aparte se explicó los riesgos posibles al realizar las pruebas y las restricciones de la prueba que se debe acatar por parte del usuario en el instante que se realice la recolecta de datos.

El 50% de la muestra tomada son voluntarios de edades entre 20 a 30 años, el 30% respecta a voluntarios de 40 años en adelante y el 20% restante representa a menores de edad (menores a 18 años). A cada uno de los voluntarios se pidió que se recostara en una superficie plana y se procedió a conectarles el dispositivo, una vez verificado que todo se encuentre colocado correctamente se puso en marcha el dispositivo, se esperó alrededor de un minuto para que se estabilice y se procedió a la toma de datos de los signos vitales.

Para corroborar los datos obtenidos por el prototipo, se procedió a la toma de los signos vitales, los que llamaremos datos reales. Se realizo de forma manual para el pulso cardíaco y la frecuencia respiratoria, mientras que para la temperatura corporal se hizo uso de un termómetro.

Los valores obtenidos por el prototipo y las medidas de los datos reales tomadas, se aprecia claramente en la tabla 3.8. Se calculó el error relativo de los datos tomados por cada voluntario de cada signo vital, entre los datos del dispositivo y datos reales. Se promedió cada uno de los valores tomado, incluyendo el de los errores relativos, dándonos una media de error por cada signo. Para el pulso cardíaco se obtuvo una media de 2.2% de error de toma de datos, en el caso de la frecuencia respiratoria la media fue de 7.6% de error y en la temperatura corporal el valor obtenido fue de 3.4% de error.

Con los datos presentados en la tabla 3.8 se generaron gráficos calculados para cada una de las variables que analizó el dispositivo y los datos reales recolectados. Se detallan los valores de cada uno de los individuos que formaron parte de las pruebas, donde el eje principal están los valores absolutos de la variable real y del prototipo mediante columnas agrupadas, y en el eje secundario se detalla el error absoluto la cual es representada por un gráfico de líneas.

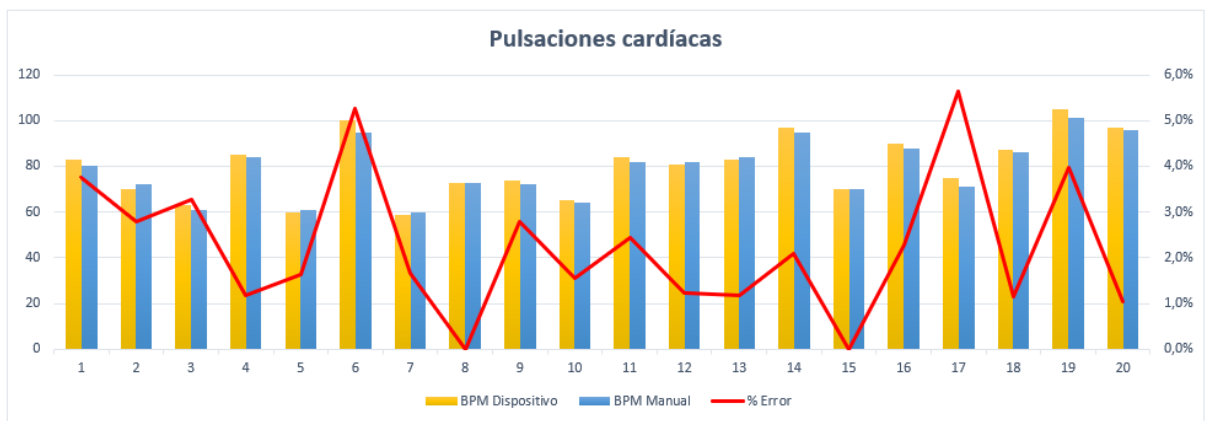


Figura 3.5.- Gráfico combinado de barras y líneas de muestras de las pulsaciones cardíacas [Elaboración propia].

En la figura 3.5 se aprecia de forma gráfica los datos de las pulsaciones recolectados de los voluntarios. En voluntario 19 es aquel con mayor frecuencia cardíaca con un valor de 105 pulsaciones por minuto (recopilado por el dispositivo y 101 de forma manual), se verificó que el valor se halla dentro del rango permitido ya que el voluntario es de 3 años, en esta edad el rango normal de pulsaciones se muestra en la tabla 3.8.

De la misma forma se observa que el séptimo voluntario presenta el menor valor de frecuencia cardiaca, presentando un valor de 59 pulsaciones por minuto (recopilado por el dispositivo y 60 de forma manual), ya que nuestro voluntario es una persona atleta, los atletas poseen pulsaciones menores a 60 [BPM].

El mayor error relativo se presentó con el voluntario 17, dándonos un valor de 5.6% de error, la causa de este error se pudo originar por medio de ruido (movimiento de la mano).

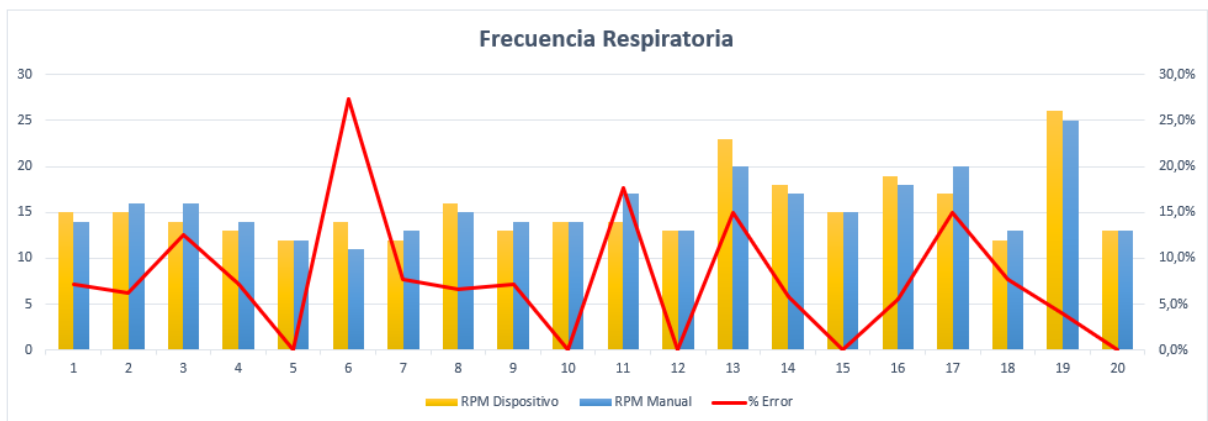


Figura 3.6.- Gráfico combinado de barras y líneas de muestras de frecuencia respiratoria [Elaboración propia].

En la figura 3.6, semejante a la figura 3.5 se observa que el mayor valor recopilado por dispositivo y de forma manual proviene de voluntario 19, este valor pico es normal por motivo de la edad del voluntario.

El mayor error relativo se presenta en el sexto voluntario, aunque el voluntario presenta el menor dato real (tomado de forma manual) recolectado en la frecuencia respiratoria, en el dispositivo marcó valores mayores por motivo que el voluntario no lograba quedar en reposo total, dando un valor de 27.3% de error.

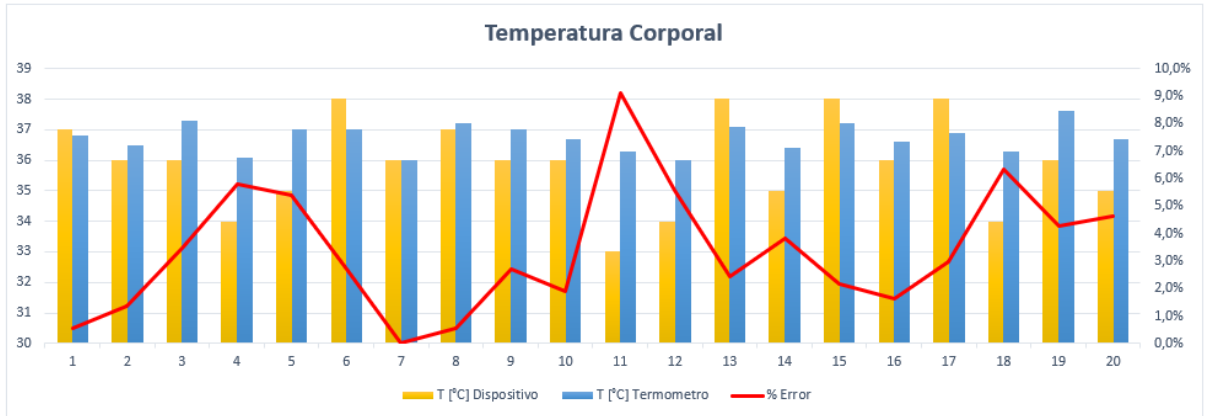


Figura 3.7.- Gráfico combinado de barras y líneas de muestras de la temperatura corporal [Elaboración propia].

En la figura 3.7 se presenta los valores de la temperatura corporal de cada voluntario, los valores recopilados por el prototipo oscilan entre los 33 a 38 grados Celsius, mientras que los valores que se tomaron por el termómetro están entre los 36 a 37.6 grados Celsius.

El mayor error relativo se presenta en el onceavo voluntario con un valor de 9.1% de error. El mayor causante de los presentes errores es por motivo de que el prototipo presenta valores sin decimales.

3.5 Análisis de costos

Para el análisis de costos se detallan los costos de los sensores usados en el dispositivo con el cual se calcula el precio de venta con un margen de ganancia del 45% para solventar gastos fijos del proyecto, para poder realizar el flujo de caja efectiva del proyecto.

Tabla 3.9.- Costos variables y precio de venta [Elaboración propia].

COSTOS VARIABLES	
SENSOR FRECUENCIA RESPIRATORIA	\$ 17,00
SENSOR PULSO CARDIACO	\$ 6,00
SENSOR TEMPERATURA	\$ 1,50
PANTALLA	\$ 7,00
TARJETA ARDUINO	\$ 8,00
TARJETA PCB	\$ 7,00
CASE 3D	\$ 20,00
TOTAL	\$ 66,50

$$\text{Precio de venta} = \frac{\text{Costo de venta}}{1 - \% \text{margen}} \quad (3.10)$$

$$\text{Precio de venta} = \frac{66.5}{1 - 45\%}$$

$$\text{Precio de venta} = \$ 120.91$$

Tabla 3.10.- Costos fijos [Elaboración propia].

COSTOS FIJOS	
SERVICIOS BASICOS	\$ 100,00
GASTOS ADMINISTRATIVOS	\$ 200,00
Arriendo	\$ 500,00
SUELDOS	\$ 1.700,00
<i>Ensamblador</i>	<i>\$ 600,00</i>
<i>Contador</i>	<i>\$ 500,00</i>
<i>Administrador</i>	<i>\$ 600,00</i>

Para poder realizar el análisis financiero del proyecto se generó un flujo de caja por 5 años estimando una inversión de \$8.000, el cual contempla adquisición de impresoras 3D, equipo de cómputo, licencias y programa para el desarrollo de la impresión, programación y diseño de piezas en 3D. Adicional se utiliza la tasa efectiva máxima productivo PYMES de la CFN, 11.83%, con medida para calcular y comparar el VAN y TIR del proyecto.

Tabla 3.11.- Amortización del préstamo [Elaboración propia].

Año	Cuotas	Interes	Amortizacion	Saldo	Saldo acumulado
0					\$ 8.000,00
1	\$ 2.209,94	\$ 946,40	\$ 1.263,54	\$ 3.156,34	\$ 6.736,46
2	\$ 2.209,94	\$ 796,92	\$ 1.413,02	\$ 3.006,86	\$ 5.323,45
3	\$ 2.209,94	\$ 629,76	\$ 1.580,18	\$ 2.839,70	\$ 3.743,27
4	\$ 2.209,94	\$ 442,83	\$ 1.767,11	\$ 2.652,77	\$ 1.976,16
5	\$ 2.209,94	\$ 233,78	\$ 1.976,16	\$ 2.443,72	\$ -

Tabla 3.12.- Flujo de caja del proyecto [Elaboración propia].

PERIODO	0	1	2	3	4	5
INGRESOS POR VENTA		\$ 72.546,00	\$ 78.591,50	\$ 81.614,25	\$ 84.637,00	\$ 84.637,00
Dispositivo		600	650	675	700	700
COSTOS VARIABLES						
Materia prima		\$ 39.900,00	\$ 43.225,00	\$ 44.887,50	\$ 46.550,00	\$ 46.550,00
COSTOS FIJOS						
Sueldos y salarios		\$ 20.400,00	\$ 20.400,00	\$ 20.400,00	\$ 20.400,00	\$ 20.400,00
Gastos administrativos		\$ 2.400,00	\$ 2.400,00	\$ 2.400,00	\$ 2.400,00	\$ 2.400,00
Servicios Basicos		\$ 1.200,00	\$ 1.200,00	\$ 1.200,00	\$ 1.200,00	\$ 1.200,00
Arriendo		\$ 6.000,00	\$ 6.000,00	\$ 6.000,00	\$ 6.000,00	\$ 6.000,00
Pagos		\$ 2.209,94	\$ 2.209,94	\$ 2.209,94	\$ 2.209,94	\$ 2.209,94
Intereses		\$ 946,40	\$ 796,92	\$ 629,76	\$ 442,83	\$ 233,78
TOTAL DE COSTOS		\$ 73.056,34	\$ 76.231,86	\$ 77.727,20	\$ 79.202,77	\$ 78.993,72
Inversión	\$ 8.000,00					
Total de flujo de caja	\$ -8.000,00	\$ -510,34	\$ 2.359,64	\$ 3.887,05	\$ 5.434,23	\$ 5.643,28
Saldo acumulado		\$ -8.510,34	\$ -6.150,70	\$ -2.263,65	\$ 3.170,58	\$ 8.813,86
VAN	\$ 2.603,04					
TIR	21%					

Como se puede observar en la tabla 3.12, se estima que cada año se venderá 600 dispositivos y que aumentará proporcionalmente durante los 5 años que se está estudiando este proyecto. Al realizar el flujo de caja y generar el VAN y TIR obtenemos que el VAN es positivo y el TIR es superior a la tasa de interés.

CAPÍTULO 4

4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

4.1 Conclusiones

A través de la metodología aplicada dentro de este proyecto se generó el prototipo de un dispositivo para medir la frecuencia respiratoria para neonatos, incluyendo la medición de la temperatura corporal y pulso cardíaco. Mediante la revisión del estado del arte, requerimientos y restricciones de diseño, se logró identificar los sensores y componentes adecuados para el prototipo, siendo estos un flex sensor, LM35, sensor de pulso cardíaco, pantalla LCD, tarjeta PCB de microfibras y Arduino NANO.

Para el diseño de prototipo se tomó la mejor alternativa, considerando varios puntos importantes como el tamaño, peso, materiales, seguridad y uso. Se realizaron los planos de diseño de la carcasa y membrana donde se colocaron los sensores y componentes electrónicos.

Para la selección del material de la carcasa y la membrana, se consideraron aquellos materiales que se pueden usar en impresión 3D y que no resulten dañinos o tóxicos para el neonato. Para la membrana y la carcasa se utilizó TPU (flexible) y PLA (rígido) respectivamente, estos materiales poseen una larga vida útil por sus propiedades y son de fácil adquisición.

En lo que respecta a la prueba del dispositivo ya manufacturado, conectado y ensamblado, se obtuvieron los valores de los voluntarios, a estos valores se les calculó el error relativo. Del total de la muestra se obtuvo 2.2% de error promedio relativo en pulso cardíaco, 7.6% de error promedio relativo en frecuencia respiratoria, y un 3.4% de error promedio relativo en la temperatura corporal. En base a esta muestra se está tomando un nivel de confianza de 90% y los datos obtenidos de error de cada signo vital tomados da valores menores a 10%, por lo que se concluye que el dispositivo muestra datos válidos estadísticamente.

En el análisis financiero, se realizó un flujo de caja proyectado a 5 años donde se determinaron los costos variables y costos fijos, como sueldos, alquiler, servicios básicos y gastos administrativos; adicional de la inversión y el precio por dispositivo (\$120), obteniendo así un valor actual neto de \$2.603,04 y una TIR de 21%, comparando con la tasa de interés pasiva de 11.83% correspondiente a la tasa del préstamo, por lo que se puede concluir que el proyecto es viable financieramente.

4.2 Recomendaciones

Aunque se realizó un diseño con medidas promedio antropométricas de neonatos, se debe tomar en cuenta que cada neonato es distinto, por lo que se debe considerar un diseño ajustable en altura y adaptable a cada neonato, si no se da de esta manera los datos resultarían ser inapreciables.

Por motivo que este dispositivo es un prototipado, más no un dispositivo comercial, los sensores usados son sensibles, pero no apto para un diseño para producción masiva. Para estos casos se necesitaría sensores de alta calidad (muy sensibles) pero de alto costo. Se recomienda el uso de microcircuitos para un diseño más ergonómico e inclusive pequeño para que no genere una molestia para el neonato.

Para obtener un dispositivo menos invasivo se debe tomar en cuenta la recomendación previa de sensores de mayor calidad y microcircuitos para diseño más ergonómico y se recomienda remplazar el Flex sensor usado para la respiración por un acelerómetro de alta calidad. En este proyecto no se tomó en cuenta el uso de un acelerómetro, ya que los que podía conseguir en el mercado eran de calidad similar a los otros sensores usados (no muy alta), este acelerómetro no es nada sensible en comparación al flex sensor usado. También se aconseja cambiar la pantalla LCD por una más pequeña, ligera y con mejor resolución.

Al tomar los datos de los signos vitales de la muestra se recomienda que el voluntario permanezca en un estado de reposo absoluto, dado que si se genera ruido (movimiento), se alteran los datos obtenidos (aparte colocar filtros pasa altos y bajos).

BIBLIOGRAFÍA

- Austin, C. R. (2008). *Infant monitor* (Patent N.º US20080183095A1).
<https://patents.google.com/patent/US20080183095A1>
- Baby monitors and breathing monitors.* (s. f.). Raising Children Network. Recuperado 29 de enero de 2020, de <https://raisingchildren.net.au/newborns/safety/equipment-furniture/baby-monitors>
- Boletín Nacimientos por Cesárea MSP 2012-2015.pdf.* (s. f.). Recuperado 5 de noviembre de 2019, de <https://www.salud.gob.ec/wp-content/uploads/2017/01/BOLET%C3%8DN-CESAREAS.pdf>
- Conversión analógica y digital / Tasa de muestreo de Nyquist—Wikilibros, libros abiertos para un mundo abierto.* (s. f.). Recuperado 5 de febrero de 2020, de https://en.wikibooks.org/wiki/Analog_and_Digital_Conversion/Nyquist_Sampling_Rate
- Declaración de la OMS sobre tasas de cesárea.* (s. f.). Recuperado 5 de noviembre de 2019, de https://apps.who.int/iris/bitstream/handle/10665/161444/WHO_RHR_15.02_spa.pdf;jsessionid=791D5739DCDD9C091F73F4AD1EC1D08F?sequence=1
- El mundo de los lípidos.* (s. f.). Recuperado 5 de noviembre de 2019, de <http://biomodel.uah.es/model2/lip/inicio.htm>
- FlexSensor.pdf.* (s. f.). Recuperado 30 de enero de 2020, de <https://www.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Flex/FlexSensor.pdf>
- Gallagher, G. J. (2013). *Infant monitor* (Patent N.º US8461996B2).
<https://patents.google.com/patent/US8461996B2>
- Kolen, P. T. (2008). *Infant SID Monitor Based On Accelerometer* (Patent N.º US20080262381A1). <https://patents.google.com/patent/US20080262381A1>

- Mejía Salas, H., & Mejía Suárez, M. (2012). Oximetría de pulso. *Revista de la Sociedad Boliviana de Pediatría*, 51(2), 149-155.
- Molina, J. J. P., Romero, D. M. C., Valdivia, J. M. R., & Corona, M. Q. (2006). Taquipnea transitoria del recién nacido, factores de riesgo obstétricos y neonatales. *77 Impact de l'obésité pré gestationnelle sur l'état nutritionnel de femmes enceintes de Mexico*, 74, 95–103.
- Stephens, D. L. (1995). *Breathing monitor articles of wearing apparel*.
- Vital Signs Monitors | DiaMedical USA*. (s. f.). Recuperado 29 de enero de 2020, de <https://diamedicalusa.com/product-category/diagnostics/vital-signs-monitors/>
- Weinberg, G., Fletcher, R., & Gan, S.-L. (1998). The baby sense environment: Enriching and monitoring infants' experiences and communication. *CHI 98 Conference Summary on Human Factors in Computing Systems*, 325–326.
- What is Transistor and Its Functions and Characteristics*. (s. f.). Recuperado 29 de enero de 2020, de <http://www.apogeeweb.net/article/72.html>

APÉNDICES

APÉNDICE A

Código [Elaboración propia].

```
#include <LiquidCrystal_I2C.h>
#include <Wire.h>
LiquidCrystal_I2C lcd(0x27,16,2);

const int buzzer = 5;
int sensorPin = 0;
class Pulso
{
    int sample_size;
    int pin;
    float sum;
    long int now, ptr;
    float last, reader;
    float first, second, third, before;
    bool rising;
    int rise_count;
    int n;
    int threshold;
    long int last_beat;
    int print_value;

public:
    Pulso( int sample_size_,int pin_,int threshold_,float sum_,long int now_, long ptr_, float
last_, float reader_,float first_,float print_value_, float second_,float third_, float
before_,bool rising_,int rise_count_, int n_,long int last_beat_)
    {
        sample_size=sample_size_;
        pin=pin_;
        threshold=threshold_;
        //sum=sum_;
        now=now_;
```

```

ptr=ptr_;
//last=last_;
reader=reader_;
first=first_;
second=second_;
third=third_;
before=before_;
//print_value=print_value_;
rising=rising_;
rise_count=rise_count_;
n=n_;
last_beat=last_beat_;
//start=currentMillis_;
}
float calc_frecuencia(long int start, int setPoint)
{
float reads[sample_size];
for (int i = 0; i < sample_size; i++)
reads[i] = 0;
sum = 0;
ptr = 0;
for(int i=0; i<300; i++){
// calculate an average of the sensor
// during a 20 ms period (this will eliminate
// the 50 Hz noise caused by electric light

n = 0;
start = millis();
//reader = 0.;
do
{
reader += analogRead (pin);
n++;

```

```

    now = millis();
}
while (now < start + 20);
reader /= n; // we got an average

// Add the newest measurement to an array
// and subtract the oldest measurement from the array
// to maintain a sum of last measurements
sum -= reads[ptr];
sum += reader;
reads[ptr] = reader;
last = sum / sample_size;
// now last holds the average of the values in the array

// check for a rising curve (= a heart beat)
//Serial.println(last);
if (last > before && last > setPoint)
{
    rise_count++;
    if (!rising && rise_count > threshold)
    {
        // Ok, we have detected a rising curve, which implies a heartbeat.
        // Record the time since last beat, keep track of the two previous
        // times (first, second, third) to get a weighed average.
        // The rising flag prevents us from detecting the same rise more than once.
        rising = true;
        first = millis() - last_beat;
        last_beat = millis();

        // Calculate the weighed average of heartbeat rate
        // according to the three last beats
        print_value = 60000. / (0.333 * first + 0.3333 * second + 0.333 * third);
    }
}

```

```

    //Serial.print('\n');

    third = second;
    second = first;

}
}
else
{
    // Ok, the curve is falling
    rising = false;
    rise_count = 0;
}
before = last;

ptr++;
ptr %= sample_size;
//return 0;
//return print_value;

}
return print_value;
}
};

Pulso Corazon(13,A2,3,0,0,0,0,0,0,0,0,0,0,0,0,0);
Pulso Respiracion(10,A1,4,0,0,0,0,0,0,0,0,0,0,0,0,0);
int SENSOR;
int TEMPERATURA;
void setup() {
    pinMode(buzzer, OUTPUT);
    Serial.begin(9600);
    lcd.init();

```



```

    lcd.backlight();
    pinMode(sensorPin,INPUT);
    pinMode(A0,INPUT);
    pinMode(A5,INPUT);
}

void loop ()
{
    unsigned long currentMillis = millis();
    unsigned long currentMillis1 = millis();
    //Serial.println("Frecuencia Respiratoria: ");
    int RPM=Respiracion.calc_frecuencia(currentMillis,523);
    alarma_respiracion(RPM);
    int BPM=Corazon.calc_frecuencia(currentMillis1,515);
    SENSOR = analogRead (A0);
    TEMPERATURA = map(SENSOR,49,86,24,42);
    lcd.setCursor (0,0);
    lcd.print ("RPM=");
    lcd.print(agregar_cero(RPM));
    //lcd.print("000");

    lcd.setCursor (0,1);
    lcd.print ("BPM=");
    lcd.print(agregar_cero(BPM));

    lcd.setCursor (7,1);
    lcd.print ("/T=");
    lcd.print(agregar_cero(TEMPERATURA));
    lcd.print (" C");
    //delay(2400);
    //lcd.clear();
    //Serial.println("Frecuencia Cardiaca: ");
    //Serial.println(Corazon.calc_frecuencia(currentMillis1,513));
    //delay(1000);

```

```
}
```

```
////////////////////////////////////////////////////////////////777777
```

```
String agregar_cero(int value)
```

```
{
```

```
String str;
```

```
if(value>100)
```

```
{
```

```
str=String(value);
```

```
return str;
```

```
}
```

```
else
```

```
{
```

```
str+="0";
```

```
str+=String(value);
```

```
return str;
```

```
}
```

```
}
```

```
////////////////////////////////////////////////////////////////
```

```
void alarma_respiracion(int RPM)
```

```
{
```

```
if(RPM>50)
```

```
{
```

```
for(int i=0; i<2;i++)
```

```
{tone(buzzer,622.25); //
```

```
delay(400);    //
```

```
noTone(buzzer); // Stop sound...
```

```
delay(270);    //
```

```
}
```

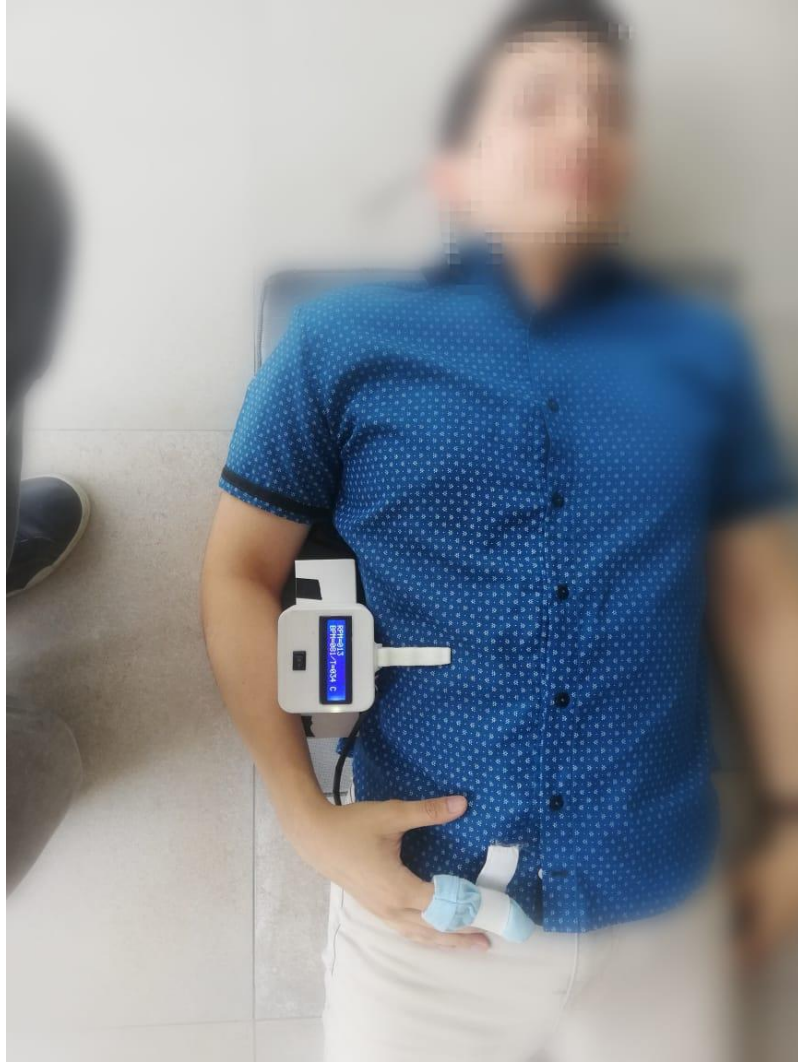
```
}
```

```
}
```

APÉNDICE B

Imágenes de las pruebas realizadas [Elaboración propia].







APÉNDICE C

Propiedades

Prop. mecánicas	Valor Típico	Unidad	Método de Ensayo
Módulo de tensión			
73°F	129000 a 529000	psi	ASTM D638
73°F	416000 a 519000	psi	ISO 527-2
Tensión			
Punto de Fluencia, 73°F	8990 a 9040	psi	ASTM D638
Punto de Fluencia, 73°F	2250 a 10400	psi	ISO 527-2
Rotura, 73°F	5550 a 8420	psi	ASTM D638
Rotura, 73°F	2000 a 10200	psi	ISO 527-2
73°F	2560 a 9310	psi	ASTM D638
73°F	6530 a 9430	psi	ISO 527-2
Elongación			
Punto de Fluencia, 73°F	9,8 a 10	%	ASTM D638
Rotura, 73°F	0,50 a 19	%	ASTM D638
Rotura, 73°F	1,0 a 12	%	ISO 527-2
Módulo de Flexión			
73°F	330000 a 652000	psi	ASTM D790
73°F	44200 a 1,38E+6	psi	ISO 178
Resistencia a la flexión			
73°F	8360 a 15800	psi	ASTM D790
73°F	1310 a 16000	psi	ISO 178

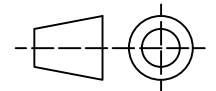
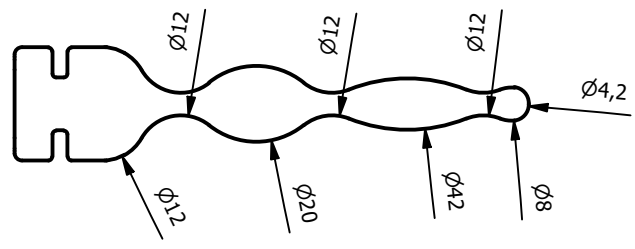
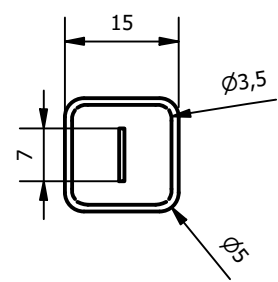
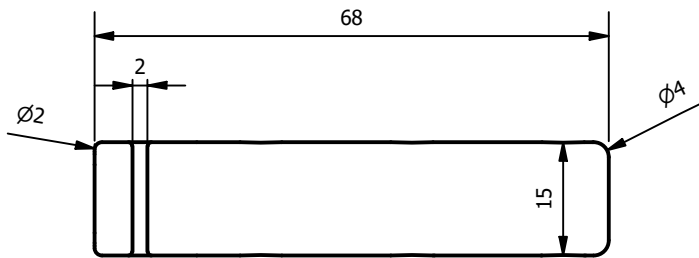
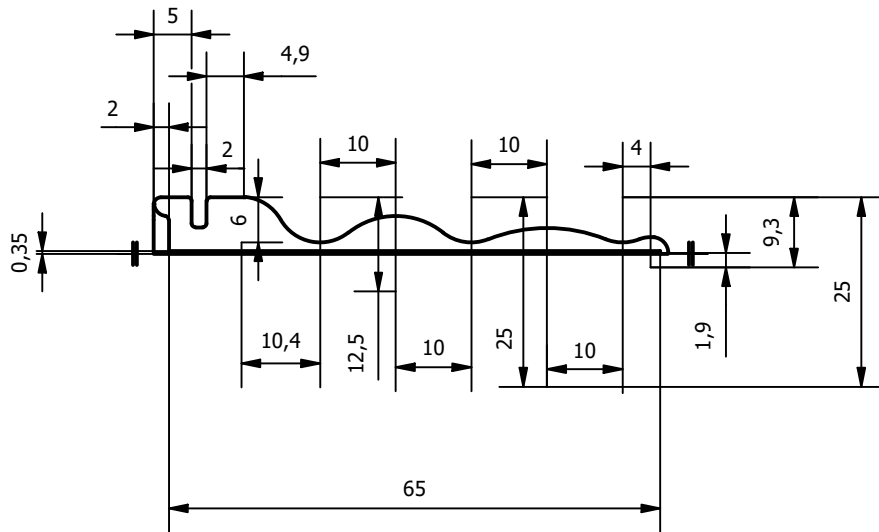
PLA (Ácido poliláctico (PLA) Propiedades típicas | UL Prospector, s. f.)

Prop. mecánicas	Valor Típico	Unidad	Método de Ensayo
Módulo de tensión			
73°F	1300 a 8770	psi	ASTM D638
73°F	13100 a 117000	psi	ISO 527-2
Resistencia a la tracción			
Rotura, 73°F	7480 a 7710	psi	ISO 527-2
73°F	329 a 5840	psi	ASTM D638
73°F	145 a 5120	psi	ISO 527-2
Elongación			
Rotura, 73°F	400 a 770	%	ASTM D638
Rotura, 73°F	330 a 660	%	ISO 527-2
Módulo de Flexión			
73°F	700 a 22300	psi	ASTM D790
73°F	2100 a 28100	psi	ISO 178
Resistencia Abrasión Taber (73°F)	3,00 a 81.8	mg	ASTM D1044

TPU (Poliuretano termoplástico (TPU) Propiedades típicas Generic TPU-Polyether | UL Prospector, s. f.)

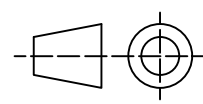
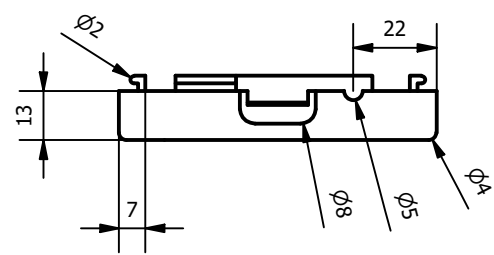
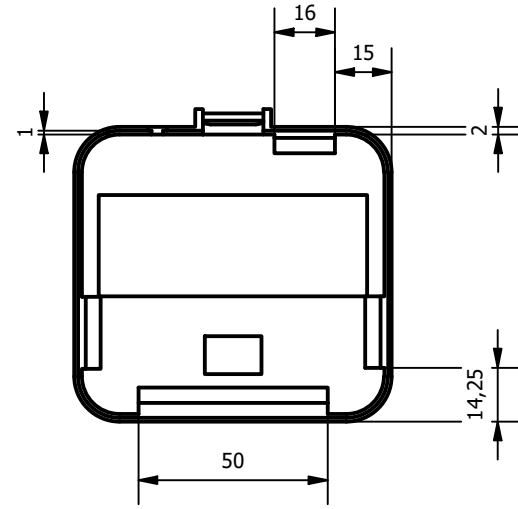
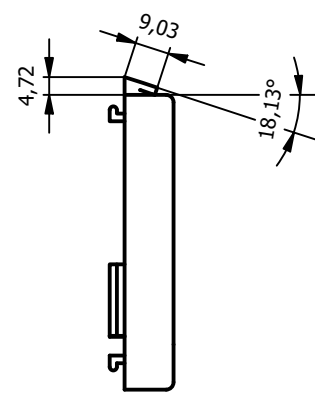
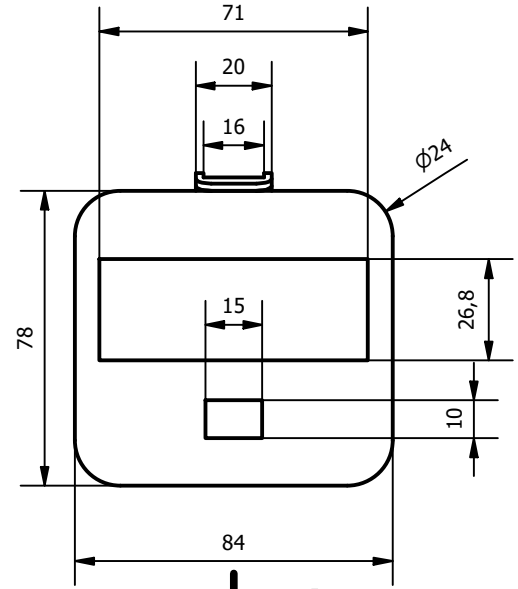
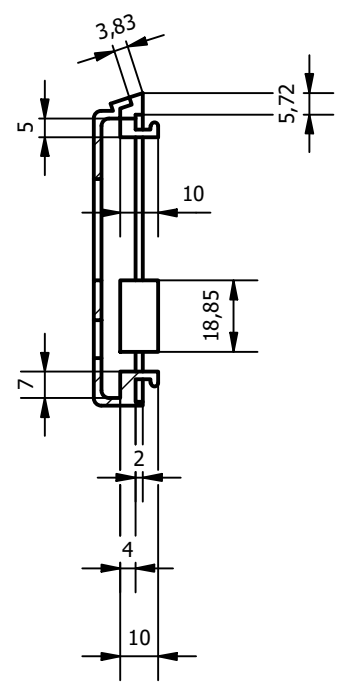
APÉNDICE D

Planos [Elaboración propia]

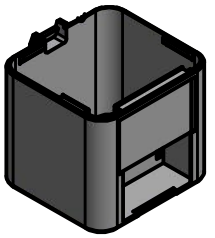
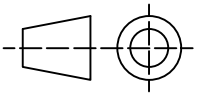
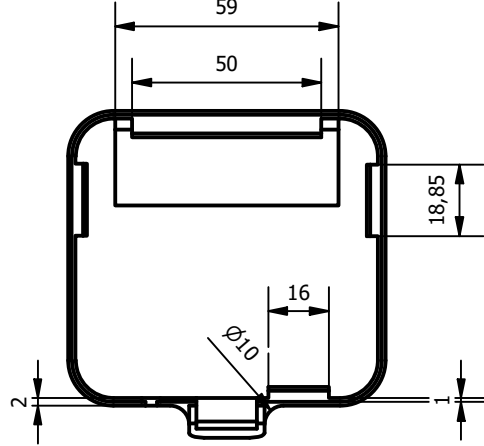
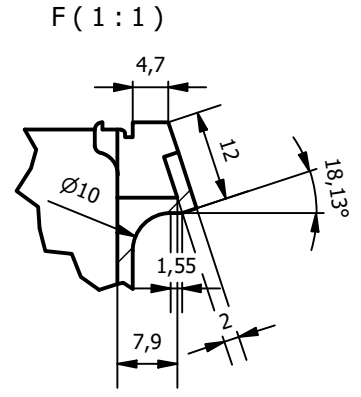
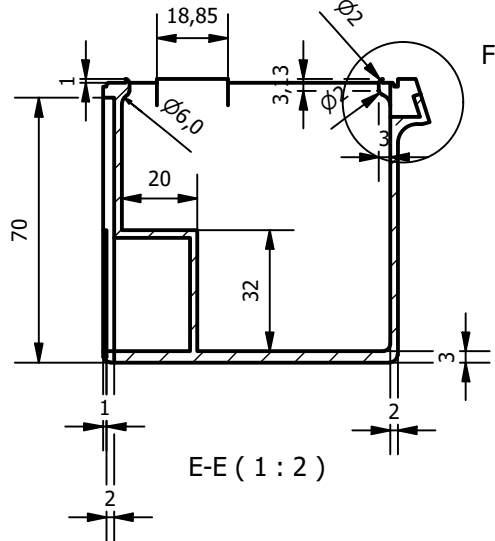
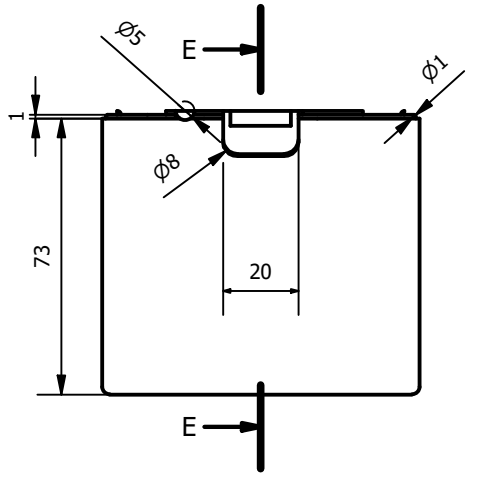


				Tolerancias		(9 g)		Materiales	
								Poliuretano Termoplástico (TPU)	
				fecha		Nombre		Escala	
				Dib. 04/02/20		L. Bonnard		1:1	
				Rev.				Membrana Flexible	
				Aprov.					
				Firma/Empresa				esp	
1era. 04/02/20 L. Bonnard								(Sustitución)	
Edición	Modificación	Fecha	Nombre						

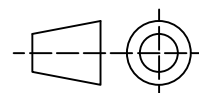
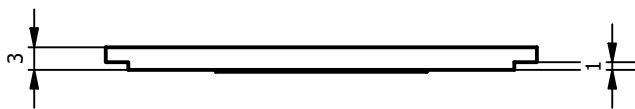
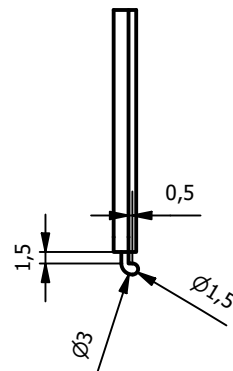
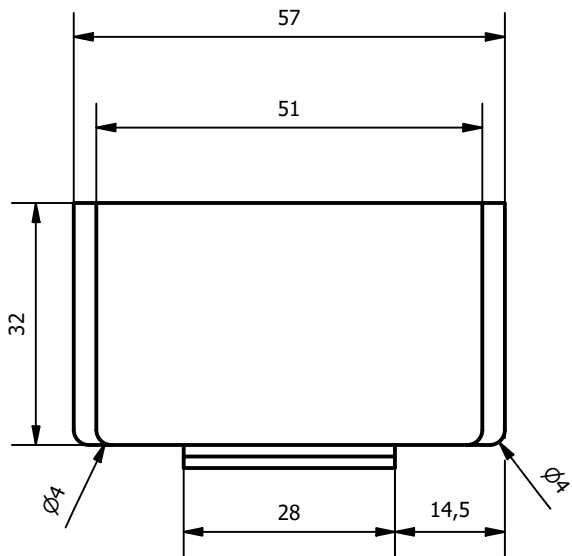
A-A (1:2)



					Tolerancias	(20 g)	Materiales		
							Plástico PLA		
					fecha	Nombre	Superior Casing		Escala
				Dib.	04/02/20	L. Bonnard			1:2
				Rev.					
					Aprov.				
					Firma/Empresa				
1era.		02/04/20	L. Bonnard						espol
Edición	Modificación	Fecha	Nombre				(Sustitución)		



				Tolerancias		(72 g)		Materiales		Plástico PLA					
				fecha		Nombre		Inferior Casing							
				Dib. 04/02/20		L. Bonnard						Escala		1:2	
				Rev.								Espol			
				Aprov.				Firma/Empresa							
1era.		04/02/20		L. Bonnard								(Sustitución)			
Edición		Modificación		Fecha		Nombre									



				Tolerancias	(6 g)	Materiales	
						Plástico PLA	
				Dib.	fecha	Nombre	Escala
				04/02/20	L. Bonnard	Tapa de Baterías	
				Rev.			
				Aprov.			
				Firma/Empresa		esp	
1era.		04/02/20	L. Bonnard				
Edición	Modificación	Fecha	Nombre			(Sustitución)	