



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

Trabajo de grado previo a la obtención del título de Ingeniero en Mecatrónica

TEMA:

**“OPTIMIZACIÓN DE UN SISTEMA MECATRÓNICO PARA MEDICIÓN DE SIGNOS
VITALES”**

Autor:

Samir Mauricio Cuaical Narváez

Directora:

Ing. Luz María Tobar Contenido MSc.

Ibarra – Ecuador

2022



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

BIBLIOTECA UNIVERSITARIA

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

IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA

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

DATOS DE CONTACTO			
CÉDULA DE IDENTIDAD:	0401772546		
APELLIDOS Y NOMBRES:	Cuaical Narvárez Samir Mauricio		
DIRECCIÓN:	Tulcán, Carchi		
EMAIL:	smcuaicaln@utn.edu.ec		
TELÉFONO FIJO:		TELÉFONO MÓVIL:	0968956004

DATOS DE LA OBRA	
TÍTULO:	Optimización de un sistema mecatrónico para medición de signos vitales
AUTOR (ES):	Cuaical Narvárez Samir Mauricio
FECHA: DD/MM/AAAA	10/09/2022
SOLO PARA TRABAJOS DE GRADO	
PROGRAMA:	Pregrado
TITULO POR EL QUE OPTA:	Ingeniería en Mecatrónica
ASESOR /DIRECTOR:	Ing. Luz María Tobar Subía Contenido MSc.



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS
CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

CONSTANCIAS

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

Ibarra, a los 10 días del mes de septiembre de 2022

EL AUTOR:

(Firma) 

Nombre: *Samir...Cuai-cal*



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS
CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

CERTIFICACIÓN

Magister Luz María Tobar Subía Contenido con cédula de identidad Nro. 1002444204, directora del presente trabajo de titulación certifica:

Que, el presente trabajo de titulación denominado: “**OPTIMIZACIÓN DE UN SISTEMA MECATRÓNICO PARA MEDICIÓN DE SIGNOS VITALES**”. Ha sido desarrollado por el Sr Samir Mauricio Cuaical Narváez, con cédula de identidad 040177254-6, bajo mi supervisión.

Es todo en cuanto puedo certificar en honor a la verdad.

LUZ MARIA TOBAR SUBIA
Ing. Luz María Tobar Subía MSc.

Digitally signed
by LUZ MARIA
TOBAR SUBIA
Date: 2022.09.09
23:51:41 +02'00'

C.I. 1002444204

DIRECTORA

Ibarra, septiembre de 2022



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS
CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

AGRADECIMIENTO

Agradezco a Dios por darme la fortaleza y sabiduría para hacer lo correcto tanto en mi etapa estudiantil como en mi vida cotidiana. Por darme la salud y cuidarme en todas las adversidades que se me ha presentado.

A mi padre Mauricio Cuaical por darme las palabras necesarias en momentos de decepción y tristeza para no darme por vencido en mis estudios, por saberme formar con carácter fuerte para afrontar los problemas con inteligencia.

A mi madre Nancy Narváez por guiarme siempre por el buen camino, apoyarme en todo, en especial cuando siempre necesitaba un cariño, un abrazo o algún consejo, darle gracias por confiar siempre en mí y sobre todo por darme el amor incondicional.

A mis hermanos Paul y Hassan que supieron siempre apoyarme a su manera.

A mi tutora Ing. Luz María Tobar por la paciencia que me tuvo durante la culminación de este trabajo, por los conocimientos que me compartió para terminar satisfactoriamente este proyecto, también, a mis cotutores que me ayudaron a cumplir mi meta de graduarme.

A mi novia Dayana que en todo este tiempo me supo comprender y ayudar en todo lo posible para cumplir con mis metas, por su amor y cariño que fueron mi motor para seguir adelante.

A mis amigos Paul, Carlos, Edgar, Fabián, Silvia, por lo momentos que vivimos adentro y afuera de la universidad.

Samir Mauricio Cuaical Narváez



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS
CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

DEDICATORIA

El presente trabajo les dedico a mis abuelitas Maruja Enríquez y en especial Clara Salas que siempre confió en mí, que con lo poco que tenía, me supo compartir, como sus valores, cariño y consejos, y debido a las circunstancias de la vida no se encuentran a mi lado, pero sabiendo que desde donde estén me cuidaran.

A mis padres por su apoyo, su amor y su confianza para ahora cumplir una meta que por años anhelaba.

A mis hermanos Paul y Hassan por las enseñanzas que me han contribuido para ser una mejor persona.

A mis sobrinos Haddy y Clarita, para que en algún futuro sepan que lo difícil siempre trae buenas recompensas.

A mi familia que con un granito de amor me supieron dar el aliento de ánimo que en algún momento de mi vida lo necesitaba.

Samir Mauricio Cuaical Narváz

RESUMEN

El presente tema de investigación propone realizar modificaciones al trabajo titulado ("sistema mecatrónico para medición de signos vitales enfocado al control de enfermedades en personas de la tercera edad"). Cambiando los elementos electrónicos, así como el material de la carcasa, que se realiza con filamentos de PLA y TPU. El modelo de la estructura se realiza mediante la impresión 3D. Además, utilizar el IoT (Internet of Things) mediante el módulo de WiFi que tiene el microcontrolador a usar, inclusive los valores se visualizan en la pantalla oled que está incorporado en el prototipo rediseñado, así como en la interfaz web Ubidots, donde se indica los resultados de los pacientes con la facilidad de acceder a ellos desde cualquier dispositivo electrónico. Las pruebas se realizaron a personas de diferentes edades, a partir de los 9 hasta los 73 años, teniendo en cuenta que algunos presentan patologías preexistentes. La validación del dispositivo se realizó con instrumentos comerciales, que se utilizan en los hospitales o centros de salud para luego realizar una comparación con el prototipo rediseñado. Se encontró que el porcentaje de error promedio para la frecuencia cardiaca es de 0,97%, saturación de oxígeno de 0,60%, temperatura corporal de 0,69%, presión arterial de sistólica 1,18% y diastólica 1,21%.

Palabras clave: IoT, TPU, signos vitales, Ubidots.

ABSTRACT

The present research topic proposes to make modifications to the work entitled ("mechatronic system for measuring vital signs, focused on the control of diseases in the elderly"). Changing the electronic elements, as well as the material of the housing, which is made with PLA and TPU filaments. The model of the structure is made by 3D printing. In addition, using the IoT (Internet of Things) through the WiFi module that has the microcontroller to be used, including the values are displayed on the oled screen that is incorporated in the redesigned prototype, as well as in the Ubidots web interface, where the results of the patients are indicated with the ease of accessing them from any electronic device. The tests were performed on people of different ages, from 9 to 73 years old, taking into account that some of them have pre-existing pathologies. The validation of the device was carried out with commercial instruments, which are used in hospitals or health centers, to then make a comparison with the redesigned prototype. The average error percentage for heart rate was found to be 0.97%, oxygen saturation 0.60%, body temperature 0.69%, blood pressure systolic 1.18% and diastolic 1.21%.

Key words: IoT, TPU, vital signs, Ubidots.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

RESUMEN	VII
INTRODUCCIÓN	1
Problema	1
Objetivos	2
Objetivo General	2
Objetivos Específicos.....	2
Alcance	2
Justificación	3
1 CAPÍTULO	4
ESTUDIO DEL ESTADO DEL ARTE.....	4
1.1 Signos vitales	4
1.1.1 Presión arterial.....	4
1.1.1.1 Valores normales y anormales	5
1.1.2 Frecuencia cardíaca	5
1.1.2.1 Valores normales y anormales	6
1.1.3 Saturación de oxígeno	6
1.1.3.1 Valores normales y anormales	6
1.1.4 Temperatura corporal	7
1.1.4.1 Valores normales y anormales	7
1.2 Wearable	7
1.2.1 Usos Wearable.....	9
1.2.1.1 Deporte	9
1.2.1.2 Salud	9
1.3 Evaluación de dispositivos similares en investigación	9
1.4 Evaluación de dispositivos similares comerciales	13
1.5 Fabricación adictiva.....	15
1.6 Filamentos para impresión.....	17
1.6.1 PLA	17
1.6.2 ABS	19
1.6.3 TPU	21

1.6.4	TPE.....	22
1.7	Tipos de tratamientos de resinas para FDM	24
1.7.1	Acetona.....	24
1.7.2	Tetrahidrofurano.....	25
1.7.3	Uretano	27
1.7.4	Epóxica.....	29
2	CAPÍTULO	32
	METODOLOGÍA.....	32
2.1	Tipo de investigación.....	32
2.2	Diseño de la investigación.....	33
2.2.1	Fase 1: Evaluación del funcionamiento de los sensores no invasivos	33
2.2.2	Fase 2: Rediseño de la estructura del sistema	33
2.2.3	Fase 3: Reducción del sistema electrónico.....	34
2.2.4	Fase 4: Verificación del funcionamiento del sistema.....	35
3	CAPÍTULO	37
	CONSTRUCCIÓN Y RESULTADOS.....	37
3.1	Requerimiento para el rediseño	37
3.2	Alternativas, evaluación y selección de los elementos del diseño.....	38
3.3	Unidad central.....	48
3.4	Display oled.....	49
3.5	Alimentación del sistema.....	50
3.6	Adquisición de señales	51
3.6.1	Temperatura corporal	51
3.6.2	Presión arterial.....	52
3.6.3	Frecuencia cardíaca y saturación de oxígeno	54
3.7	Diseño de la estructura en CAD e impresión en 3D.....	55
3.8	Proceso-Tratamiento de resina	56
3.9	Comunicación IoT	58
3.10	Diseño de placa PCB	62
3.11	Integración y ensamblaje del prototipo	64
3.11.1	Prototipo inicial	64
3.11.2	Prototipo final.....	65

3.11.3	Comparación de prototipos desarrollados	65
3.12	Pruebas de funcionamiento.....	68
3.13	Validación del funcionamiento.....	70
3.14	Análisis de resultados	73
3.14.1	Temperatura corporal	74
3.14.2	Frecuencia cardiaca	75
3.14.3	Saturación de oxígeno	76
3.14.4	Presión arterial.....	77
3.14.5	Resultado comunicación IoT.....	77
4	CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	80
4.1	Conclusiones.....	80
4.2	Recomendaciones	81
4.3	Trabajo a futuro	82
	REFERENCIAS.....	83
	ANEXOS	87
	Anexo 1: Análisis de Costos.....	87
	Anexo 2: Diagramas de flujo	88
	Anexo 3: Protocolo: medición de signos vitales.....	94
	Anexo 4: Manual de usuario	97
	Anexo 5: Código de programación	103
	Anexo 6: Planos de la estructura.....	131

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1	Dispositivo electrónico [17]	10
Figura 2	Tarjeta electrónica y visualización de datos [18]	11
Figura 3	Prueba de prototipo de signos vitales [19]	11
Figura 4	Pruebas para adquirir las señales [5]	12
Figura 5	Estuche para la estructura del diseño [5]	12
Figura 6	kidsO2 [20].....	13
Figura 7	Amazfit GTS 2 [21].....	14
Figura 8	Armit plus [20].....	14
Figura 9	Dispositivo CoVa 2 [22].....	15
Figura 10	Ejemplo del filamento PLA [27]	18
Figura 11	Ejemplo del filamento ABS [27].....	19
Figura 12	Ejemplo del filamento TPU [27]	21
Figura 13	Material TPE [27].....	23
Figura 14	Líquido de acetona [34].....	24
Figura 15	Químico tetrahidrofurano [34]	26
Figura 16	Mezcla de uretano, (a) PMC780, (b) vitaflex 30 [36]	27
Figura 17	Resina epóxica [38]	30
Figura 18	Procesamiento de señales [autor]	38
Figura 19	Sensor saturación de oxígeno y frecuencia cardíaca [41]	45
Figura 20	Sensor de temperatura corporal MLX90614 [42]	46
Figura 21	Sensor de presión MPX5050DP [43]	47
Figura 22	Ejemplo de material flexible [44].....	48
Figura 23	NodeMCU Esp8266 [45].....	49
Figura 24	Display oled 128x64 [46]	50
Figura 25	Partes de alimentación del sistema [autor]	50
Figura 26	Diagrama eléctrico de comunicación del sistema [autor].....	51
Figura 27	Voltaje de salida vs presión diferencial [43]	53
Figura 28	Análisis de funcionamiento [41]	54
Figura 29	Diseño de la estructura, (a) parte frontal, (b) parte posterior [autor]	55

Figura 30	Ensamble del sistema, (a) parte superior, (b) parte inferior [autor]	56
Figura 31	Material TPU en recipiente [autor].....	57
Figura 32	Colocación del tetrahidrofurano [autor]	57
Figura 33	Impresión 3D de la carcasa [autor].....	58
Figura 34	Plataforma de Ubidots [47]	59
Figura 35	Renombrar dispositivo [autor].....	59
Figura 36	Token de ubidots [autor]	60
Figura 37	Configuración WiFi [autor].....	60
Figura 38	Visualización de las variables en ubidots [autor]	61
Figura 39	Visualización de datos en ubidots [autor]	61
Figura 40	Curva de los datos en ubidots [autor]	62
Figura 41	Diseño del circuito [autor].....	62
Figura 42	Placa PCB [autor]	63
Figura 43	Colocación de componentes en el circuito [autor]	64
Figura 44	Ensamblaje del sistema, (a) parte interna, (b) parte externa [autor].....	65
Figura 45	Diseño final, (a) parte interna, (b) parte externa	65
Figura 46	Parte frontal, (a) prototipo inicial, (b) prototipo final [autor]	66
Figura 47	Parte superior, (a) prototipo inicial, (b) prototipo final [autor]	67
Figura 48	Sujeción del prototipo, (a) diseño inicial, (b) diseño final [autor]	67
Figura 49	Prueba del sistema con los pacientes, (a) y (b) toma de signos vitales [autor]	68
Figura 50	Instrumentos comerciales, (a) tensiómetro digital, (b) oxímetro digital, (c) termómetro digital [autor].....	71
Figura 51	Prueba con dispositivos comerciales, a y b toma de signos vitales [autor].....	71
Figura 52	Valores en Ubidots [autor]	78
Figura 53	Curvas de los valores en Ubidots [autor]	78

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1	Evolución de dispositivos wearables [15]	8
Tabla 2	Evolución de fabricación adictiva [23].....	16
Tabla 3	Características del filamento PLA [28]	18
Tabla 4	Característica del filamento ABS [28].....	20
Tabla 5	Características del filamento TPU [28]	21
Tabla 6	Características del filamento TPE [28].....	23
Tabla 7	Características de la acetona [34]	25
Tabla 8	Características tetrahidrofloruro [35].....	26
Tabla 9	Características PCM780 [37].....	28
Tabla 10	Características vitaflex30 [37]	28
Tabla 11	Característica resina epóxica [39].....	30
Tabla 12	Características de los sistemas [autor]	37
Tabla 13	Alternativas para sensor de frecuencia cardiaca y saturación de oxígeno [autor]	38
Tabla 14	Alternativas para sensor de temperatura corporal [autor].....	39
Tabla 15	Alternativas para sensor de presión arterial [autor]	40
Tabla 16	Alternativas para filamentos de impresión 3D [autor].....	40
Tabla 17	Ponderaciones para el método matriz de pares [40]	41
Tabla 18	Evaluación de parámetros a base de la matriz de pares [40]	42
Tabla 19	Matriz de pares para la usabilidad [40].....	42
Tabla 20	Matriz de pares para el material [40]	43
Tabla 21	Matriz de pares para la disponibilidad de Saturación de oxígeno y frecuencia cardiaca [40]	43
Tabla 22	Matriz de pares para la disponibilidad de Temperatura Corporal [40].....	43
Tabla 23	Matriz de pares para la disponibilidad de Presión Arterial [40]	44
Tabla 24	Matriz de pares para la disponibilidad de material flexible [40]	44
Tabla 25	Matriz de pares para la compatibilidad [40]	44
Tabla 26	Matriz de pares para la selección saturación de oxígeno y frecuencia cardíaca [40] ..	45
Tabla 27	Matriz de pares para la selección temperatura corporal [40].....	46
Tabla 28	Matriz de pares para la selección presión arterial [40]	47
Tabla 29	Matriz de pares para la selección de filamento impresión 3D [40]	47
Tabla 30	Pruebas del sistema rediseñado hacia los pacientes [autor].....	69

Tabla 31	Pruebas de instrumentos comerciales hacia los pacientes [autor]	72
Tabla 32	Información de algunos pacientes [autor].....	74
Tabla 33	Promedio de valores y error de temperatura corporal [autor].....	74
Tabla 34	Promedio de valores y error de frecuencia cardiaca [autor]	75
Tabla 35	Promedio de valores y error de saturación de oxígeno [autor]	76
Tabla 36	Promedio de valores y error de presión arterial [autor]	77

INTRODUCCIÓN

Problema

Desde mediados del siglo XIX, la presión sanguínea ha sido medida a través de métodos invasivos, utilizando una cánula y tubos de vidrio, observando como el nivel de sangre aumentaba con cada latido del corazón [1]. Los métodos invasivos causan efectos secundarios, en algunos casos llegan a causar dolor innecesario al usuario.

En la mayoría de los dispositivos son diseñados con estructuras rígidas y no son flexibles, lo que llegan hacer muy difíciles de manipular y aparte el material no se degrada rápido para ser reciclado. Además, de causar daños cuando se someten a esfuerzos excesivos [2], al ser más frágiles que los materiales flexibles.

El diseño del prototipo “sistema mecatrónico para medición de signos vitales enfocado al control de enfermedades en personas de la tercera edad” [3], es demasiado robusto debido a que el espacio del interior de la carcasa en su mayoría es ocupado por la tarjeta, generando un prototipo más grande y espacio subutilizado. Además, los componentes electrónicos son otro factor que influye en el espacio, ya que no se usa dispositivos de montaje superficial en la placa de circuito y no se tiene diseñada una sola placa sino dos placas.

Con lo mencionado anteriormente se propone optimizar el sistema mecatrónico para medición de signos vitales con el fin de mejorar la estructura implementando material flexible, a la vez reducir y mejorar la tarjeta con un microprocesador y con elementos de montaje superficial.

Objetivos

Objetivo General

- Optimizar la estructura mecánica y el sistema electrónico del sistema mecatrónico desarrollado en [3].

Objetivos Específicos

- Evaluar el funcionamiento de sensores no invasivos de montaje superficial.
- Rediseñar la estructura del sistema.
- Reducir el sistema electrónico.
- Validar el funcionamiento del sistema.

Alcance

La construcción de la estructura del prototipo de medición de signos vitales se realizó con materiales termoplásticos que combinen con la impresión 3D, reduciendo las dimensiones de este.

Para el diseño mecánico se utilizó tecnología de manufactura asistida por computadora. Además, en el diseño para que tenga mayor flexibilidad se usó resina como parte de combinación de procesos.

Los componentes electrónicos de la tarjeta del circuito serán elementos de montaje superficial. Por último, se emplea un microcontrolador compatible con todos los elementos del prototipo.

Justificación

Este trabajo nace como aporte al proyecto de investigación interno “Métodos para mejorar el agarre y la manipulación de las extremidades de personas y dispositivos robóticos”, de la carrera de Ingeniería Mecatrónica.

La monitorización de signos vitales ha entrado en auge en los últimos años, como realizar un sistema medico virtual o medición de fenómenos bioeléctricos por electrodos, siendo estos dispositivos robustos y duros, por ello se hará con elementos más flexibles al tener mayor ergonomía y que serán de gran aporte para los pacientes que necesitan un monitoreo continuo de su estado de salud [4].

El análisis de los datos obtenidos en la adquisición de los signos vitales es útil para salvar vidas [5]. Por lo tanto, se plantea la optimización del prototipo que medirá signos vitales como la presión arterial, frecuencia cardíaca, saturación de oxígeno en la sangre y temperatura corporal [6], todo esto en solo instrumento, por ende, será un dispositivo portátil y de uso simple para ser utilizado en diferentes lugares ya sea en hospitales, clínicas o centros de salud [7].

Adicionalmente, se espera aportar a nuevas líneas de investigación centradas en las implementaciones de nuevos sensores y otro tipo de material, debido a que en la actualidad existen pocas investigaciones sobre esta área en la Universidad Técnica del Norte.

1 CAPÍTULO

ESTUDIO DEL ESTADO DEL ARTE

1.1 Signos vitales

Hace siglos atrás se ha investigado métodos para estudiar los signos vitales, una de estas era saber cómo es el comportamiento del corazón, esto se pudo saber gracias a Luis Galvarin que en el año 1780 desarrollo un instrumento sensible, a fin de detectar pequeñas corrientes y al que le puso el nombre de galvanómetro [8].

Antiguamente para verificar los signos vitales se hacía basados en la exploración física y también manual, pero a través del tiempo esto ha ido mejorando con técnicas electrónicas para la monitorización tanto cuantitativa y cualitativa, los cuales ahora están implementados en varias áreas de salud [9].

Se encuentran cuatro signos vitales que son importantes para el estado fisiológico de las personas, estos son:

1.1.1 Presión arterial

Antiguamente en la época de los egipcios se realizaban este tipo de medición mediante palpación en las venas, en el primer ser vivo que el doctor Stephen Hales experimento fue en una yegua, luego comenzó a mejorar estos métodos por varios años, pero por medios invasivos ya que se introducía una cánula en el sistema circulatorio. En el año 1860 se mejora el instrumentó y se realiza el diseño de un esfigmomanómetro hecho por Jules Marey, que no era invasivo y lo podía transportar, entonces se dice que la presión arterial es aquella que latirá periódicamente con los latidos del corazón y su unidad de medida es en milímetros de mercurio (mmHg) [7]. Además, la hipertensión genera enfermedades cardiovasculares y se considera una de las tres principales causas potenciales de accidente cerebrovascular, así como de diabetes e hipercolesterolemia. Hay dos métodos para medir la presión arterial: un método indirecto que no invade el cuerpo y un método directo que se mide insertando un catéter en una arteria [4].

1.1.1.1 Valores normales y anormales

Los valores normales con respecto a la sístole son máximos de 100 a 130 mmHg, mientras que para la diástole tiene que ser mínimo de 60 a 90 mmHg.

Cuando la presión sobrepasa los valores normales, se sufre hipertensión, hipotensión, convergente y divergente.

Hipertensión: esto es cuando los valores de la sistólica son mayores de 130mmHg, y la diastólica mayor de 90 mmHg.

Hipotensión: esto es cuando los valores de la sistólica son menores de 100mmHg, y la diastólica menor de 60 mmHg.

Convergente: esto es cuando los valores tanto de la sistólica como de la diastólica son muy semejantes.

Divergente: esto es todo lo contrario de la convergente, cuando la sistólica y diastólica tienen valores demasiados separados [10].

1.1.2 Frecuencia cardíaca

La manera de medir este signo en la época del antiguo Egipto era por medio de colocar el oído directamente en los latidos del corazón, pero en el año 1905 usando la auscultación gracias al médico Nicolái Korotkoff se pudo medir de una mejor manera la frecuencia cardíaca sin lastimar a la persona siendo un instrumento no invasivo y que se utiliza hasta la actualidad, entonces la frecuencia cardíaca es aquella cantidad de latidos por minuto, el cual consta de 5 sonidos de Korotkoff, el primero es la rotura, el segundo es un silbido, el tercero son palpitaciones pesadas, mientras que el cuarto se desvaneciendo, y el último es un sonido silencioso, con estos resultados el médico podrá saber si el corazón está sano y los vasos sanguíneos son duros o blandos [7].

1.1.2.1 Valores normales y anormales

Los valores normales para edades escolares son de 90 a 100 bpm, para adulto joven de 60 a 90 bpm y mientras que para adulto mayor de 60 a 100 bpm.

Los valores anormales representan problemas cardíacos denominados:

Taquiarritmias: esto es cuando el corazón se acelera más de lo normal y supera los 100 bpm provocando algún daño de cardio vascular.

Bradiarritmias: esto es cuando las pulsaciones son tan bajas, menor de 60 bpm y que posiblemente es por alguna enfermedad en el corazón [10].

1.1.3 Saturación de oxígeno

Alrededor del año 1860 el profesor Félix Hoppe Seyler fue el primero en introducir la palabra hemoglobina, gracias a sus investigaciones diferenció entre la sangre oxigenada con la no oxigenada. Cerca del año 1935 se fabricó el primer instrumento de dos filtros uno de color rojo y otro verde, esto para medir por transiluminación en los tejidos [11] , así la saturación de oxígeno es la cantidad en la sangre que se mide por medio de instrumentos como un saturómetro o pulsioxímetro [8].

1.1.3.1 Valores normales y anormales

Los valores normales son mayor o igual a 95 %.

Los valores anormales son cuando no se cumple con el rango necesario y se encuentra:

Hipoxia leve: esto es cuando la saturación de oxígeno esta entre 91 a 94%.

Hipoxia moderada: esto es cuando la saturación de oxígeno esta entre 86 a 90%.

Hipoxia severa: esto es cuando la saturación de oxígeno esta menos de 86% [3].

1.1.4 Temperatura corporal

Inicialmente los médicos se podían dar cuenta si la temperatura era elevada gracias al fenómeno de la dilatación donde consistía en un tubo de vidrio que contenía agua y alcohol, mientras se calentaba el líquido este subía por el tubo y así alrededor del año 1714 el físico Daniel Gabriel teniendo en cuenta estas bases invento el termómetro [7], con esto se dice que la temperatura corporal es la medida del grado de calor de un organismo que este genera, su medición comúnmente es en la axila, boca y en la parte rectal, pero los valores varían según algunos parámetros como lugar, edad, sexo, enfermedad, ciclo menstrual, etcétera [12].

1.1.4.1 Valores normales y anormales

Los valores normales son de 36.2 a 37.0 °C a partir de la edad de 5 años.

Los valores anormales representan problemas de salud como:

Hipotermia: esto es cuando la temperatura corporal esta debajo de lo normal, menor o igual a 35°C.

Febrícula: esto es cuando la temperatura corporal esta más de lo normal, variando hasta los 38°C.

Fiebre alta: esto es cuando la temperatura corporal es superior a los 39°C.

Hipertermia: esto es cuando la temperatura corporal es mayor o igual a 41°C [13].

1.2 Wearable

El termino wearable fue usado por primera vez a mediados de los 90, por el departamento de defensa de Estados Unidos DARPA (Defense Advanced Research Projects Agency), por otro lado, el dispositivo wearable significa que se usa en el cuerpo humano interactuando con otros aparatos que habitualmente esta referenciada en la jerga tecnológica como WT (Wearable Technology), y los dispositivos asociados como WD (Wearable Devices) [14].

La tecnología wearable ha comenzado a revelar nuevas áreas de aplicación en los últimos años, siendo como en el ámbito personal y corporativo, a medida que los dispositivos se han vuelto más pequeños son capaces de detectar, medir y recoger algún tipo de dato en tiempo real por medio de conectividad inalámbrica, en la tabla 1, se indica la evolución de los hitos más relevantes.

Tabla 1

Evolución de dispositivos wearables

Año	Detalle
1286	Se hacen gafas para mejorar la percepción visual con cristales de esmeraldas.
1505	Se hace el primer reloj de bolsillo portable.
1884	Se hace el primer vestido inteligente por la empresa Electric Girls.
1962	Se hace el primer simulador de RV que tenía algunas características como pantalla binocular, un altavoz y un generador de olor.
1979	Sony crea un reproductor de música llamado walkman, y con cintas de cassette portables.
1981	Con la misma placa de Apple II se hace un ordenador de mochila.
1994	Se hace la primera webcam inalámbrica.
2013	Salen las gafas inteligentes la una llamada Google Glass y la otra Oculus Rift
2017	Salen nuevos dispositivos, uno de esos es un tatuaje electrónico creado por científicos de la Universidad de Tokio, estos se adhieren al cuerpo, y son capaces de medir algunos signos vitales.
2018	Sale un nuevo reloj inteligente que ayuda a manejar las convulsiones que sufren pacientes con epilepsia.
2020	La empresa Athos crea una serie de ropa fitness para rastrear la actividad muscular de los usuarios, utilizando la ciencia de la electromiografía (EMG).

Nota. Los dispositivos wearables han evolucionado minimizando los componentes que lo integran, dando una mayor eficacia y funcionalidad. Fuente: [15].

1.2.1 Usos Wearable

1.2.1.1 Deporte

En los últimos años se ha hecho un seguimiento de los logros de los deportistas profesionales, así como de los aficionados al deporte, con el fin de seguir las estadísticas y así mejorar su condición. Existen dispositivos que permiten la transmisión de datos relacionados con actividades deportivas como la aceleración, ritmo cardíaco, temperatura, entre otros. Estos datos se obtienen mediante los smartwatches o chips que son implantados en los calzados tanto deportistas elites como aficionados y así obtener un monitoreo de las actividades que se realizan cotidianamente [15].

1.2.1.2 Salud

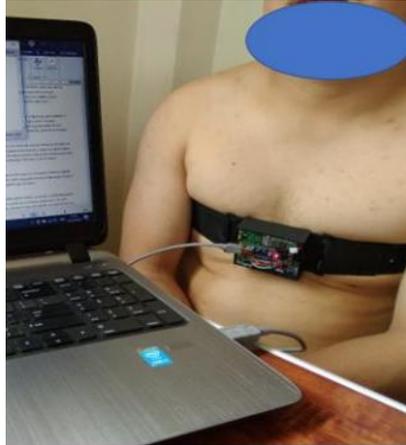
Con respecto a la salud los dispositivos wearables se emplean tanto en bebés, jóvenes, adultos o animales, recolectando información en tiempo real para monitorear, controlar y diagnosticar de forma más eficiente. Los datos que se transmiten a través de estos dispositivos varían ampliamente y dependen al área que se realiza, como a la frecuencia cardíaca o actividad diaria. Además, esta tecnología contribuye a la seguridad en sectores que contengan riesgos como la minería o el desalojo de desperdicio, con ello se realiza un registro de actividades que hacen los empleados y a la vez medir el nivel de contaminación o la radiación en el área que se encuentren [15].

1.3 Evaluación de dispositivos similares en investigación

En la figura 1, se indica el sistema inalámbrico de adquisición y transmisión de signos vitales que contiene un GPS y un giroscopio para monitorear el ritmo cardíaco, frecuencia respiratoria y temperatura corporal, por medio de un microcontrolador que receipta la información y posteriormente enviar a la red GSM (sistema global para móviles). Asimismo, se coloca una banda elástica en la parte del tórax y otro dispositivo en la parte de la cintura, con ello los datos que se obtienen se envían a un módulo de bluetooth HC-05 hacia el celular, donde se visualizaran los valores de los signos vitales y la ubicación. Para la construcción de la carcasa se la realiza por medio de la impresión 3D con filamento PLA [16].

Figura 1

Dispositivo electrónico

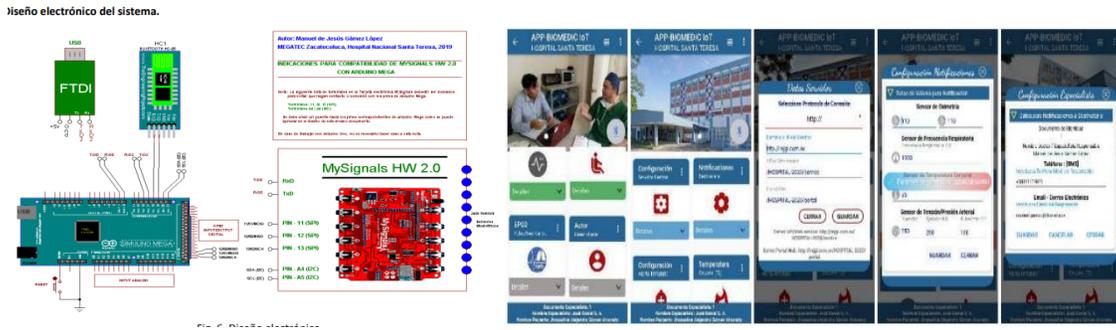


Nota. Cabe mencionar que, en la evaluación del sistema anteriormente mencionado a comparación con el proyecto que se realiza se ha notado que no tiene algunas cosas como: la combinación de más filamentos para la construcción de la carcasa no cuenta con el internet de las cosas (IoT) y por ende no existe una comunicación mediante WiFi y por último falta la implementación de la presión arterial como uno más de los signos vitales. Fuente: [16].

En la figura 2, se observa un prototipo de dispositivo electrónico portátil que está enfocado en el área de salud, utilizando la tecnología IoT para el control de signos vitales como: temperatura corporal, frecuencia respiratoria, tensión arterial, ritmo cardiaco y saturación de oxígeno. Además, consta de una tarjeta electrónica como la MySignals HW, que recibe y envía la información a la nube, toda la información que se proporciona por los pacientes se visualiza por medio de teléfonos inteligentes o alguna página web compatible con el prototipo [17].

Figura 2

Tarjeta electrónica y visualización de datos

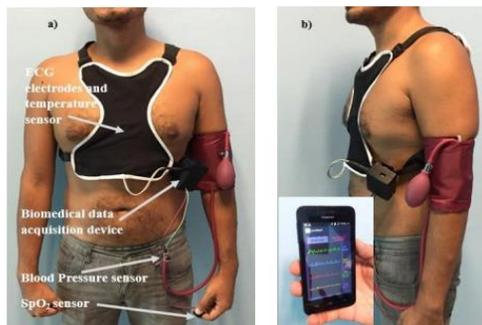


Nota. Haciendo una comparación con el trabajo que se realiza, falta la utilización de sensores de montaje superficial, de la misma manera realizar la estructura de carcasa con material rígido y flexible para colocar el dispositivo electrónico ya que este hecho solo en una caja de plástico común. Fuente: [17].

En la figura 3, se indica un dispositivo portátil que mide cinco parámetros como: frecuencia cardíaca, saturación de oxígeno, presión arterial, glucosa y electrocardiograma, la información se receipta en el microcontrolador Arduino Nano y luego es enviada por un módulo de Bluetooth HC-06 a un dispositivo inteligente. Los componentes que se utilizan en el proyecto no son invasivos, estos se introducen en un chaleco para luego colocarlo al paciente, por último, se ha realizado una cubierta hecha en la impresión 3D con un material de ABS, para la carcasa del dispositivo y otra para la sujeción del celular [18].

Figura 3

Prueba de prototipo de signos vitales

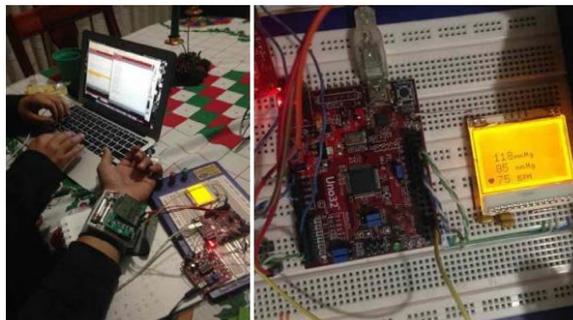


Nota. En comparación con el trabajo que se realiza y el proyecto anteriormente mencionado (dispositivo portátil) no se ha incluido la comunicación y envío de datos mediante WiFi a la plataforma de IoT, falta colocar más tipos de materiales para realizar la estructura de la carcasa. Fuente: [18].

En la figura 4 y 5, se visualiza un prototipo de monitor de signos vitales que consta de: temperatura, presión arterial y frecuencia cardiaca, se utiliza métodos no invasivos para obtener datos colocando sensores en partes estratégicas del cuerpo. Para obtener y enviar la información se utiliza un microcontrolador ChipKIT. También, se tiene un módulo de Bluetooth que servirá para intercambiar los datos e información que den los sensores de los signos vitales hacia un dispositivo inteligente con sistema operativo Android, para visualizar los valores se realiza mediante una pantalla LCD y todo el dispositivo es colocado en una carcasa, adicionalmente se tiene una protección de goma [5].

Figura 4

Pruebas para adquirir las señales



Nota. A este proyecto le falta agregar una medición de signos vitales como: saturación de oxígeno, igualmente no se menciona con qué tipo de material se realizó para la estructura ni la protección de goma, por último, no utiliza WiFi para el envío de datos al internet (IoT). Fuente: [5].

Figura 5

Estuche para la estructura del diseño



Nota. Fuente: [5].

1.4 Evaluación de dispositivos similares comerciales

En la figura 6, se mira el dispositivo portátil kidsO2, es un medidor de pulso en forma de anillo, diseñado para que los dedos de los niños sean más amigables y cómodos, el objetivo es verificar la medición de la saturación de oxígeno y la frecuencia cardíaca en la aplicación del teléfono, tablet o computadora, incluso cuenta con conexión de Bluetooth y una alarma en el caso de que los niveles no sean los adecuados [19].

Figura 6

kidsO2



Nota. No es necesario tener algún dispositivo electrónico vinculado para su funcionamiento, su precio en el mercado este alrededor de \$160. Fuente: [19].

En la figura 7, se observa el mini reloj fitness Amazfit GTS 2 para jóvenes y adultos, diseñado con curvas en las esquinas para brindar a los usuarios una mejor visualización, también tiene una conexión inalámbrica a través de Bluetooth del celular, el objetivo es de monitorear la frecuencia cardíaca, el nivel de saturación de oxígeno, control de sueño, nivel de estrés, los valores se observa en la aplicación o en la pantalla oled, al momento de que los valores no se encuentren en su rango se indicara advertencias por medio de una alarma [20].

Figura 7

Amazfit GTS 2



Nota. Cuenta con 70 modos deportivos para escoger y su precio esta alrededor de \$161. Fuente: [20].

En la figura 8, se indica el dispositivo Armfit plus, tiene el objetivo de monitorear la presión arterial y electrocardiograma sin tener que conectar cables, si no mediante conexión inalámbrica Bluetooth con datos en tiempo real, que son enviados a un dispositivo móvil [19].

Figura 8

Armfit plus



Nota. Su colocación se hace en algunas partes del cuerpo dando una mayor facilidad al paciente. Fuente: [19].

En la figura 9, se mira el dispositivo CoVa 2 con un diseño en forma de collar, asimismo cuenta con sensores para detectar algunos signos vitales como: ritmo cardiaco, frecuencia respiratoria, y temperatura corporal con el objetivo de monitorear a personas mayores que sufran enfermedades crónicas [21].

Figura 9

Dispositivo CoVa 2



Nota. Los datos que se obtienen son enviados a un sitio web, donde el usuario puede ver en tiempo real o el historial. Fuente: [21].

1.5 Fabricación adictiva

La palabra fabricación adictiva es una palabra que incluye tecnología de impresión en 3D, con el mismo se logra varios diseños agregando texturas en capas una tras de otra hasta obtener un modelo, mediante algunos softwares (CAD). En 1976, se creó la impresora de inyección de tinta (2D), mientras que en 1984 el inventor Charles Hull experimentó con diferentes resinas líquidas para desarrollar la impresión con algunos materiales [22], en la tabla 2, se observa algunas de estas evoluciones de la fabricación adictiva.

Algunos hitos son:

Tabla 2

Evolución de fabricación adictiva

1800	Se tiene algunas ideas con respecto a la impresión 3D.
1859	Con la ayuda de 24 cámaras el fotógrafo escultor francés llamado François Willème pudo hacer un escaneo en 3D desde algunos ángulos.
1976	Se crean las impresoras por inyección de tinta (2D) y no será hasta 1984 cuando comienza a desarrollarse la impresión con materiales en tres dimensiones.
1980	El Dr. Hideo Kodama del Instituto de Investigación Industrial Municipal de Nagoya presenta una patente relacionada a prototipado rápido de fotopolímeros.
1986	Se inventa un aparato de estereolitografía (SLA), que es capa por capa, por medio de laser provocando que moléculas se unan, creando polímeros gracias al inventor Chuck Hull.
1987	Carla Deckard convierte el polvo suelto en un sólido, donde se necesita de un láser para unir el polvo y solidificarlo. Su primera máquina se llama “Betsy”.
1989	Gracias a una idea que tuvo S. Scott Crump inventa y patenta un nuevo método de fabricación aditiva llamado Fused Deposition Modeling.
1992	Se fabrica prototipos basado en un láser ultravioleta (UV) en donde es desarrollado por la empresa 3D systems [23].
1999	Se imprime una vejiga urinaria para realizar un trasplante y que no exista rechazo en el cuerpo, esto gracias al Instituto Wake Forest de Medicina Regenerativa.
2002	La misma empresa anteriormente imprime un riñón 3D a una escala pequeña para un animal.
2005	Se funda un proyecto llamado RepRaP por Adrian Bowyer quien tuvo la gran idea de compartir sus ideas así expandir a todo el mundo sobre la impresión 3D.
2008	En este año hay algunas novedades como: Shapeways da la opción de que los usuarios envíen sus ideas en archivos y la empresa y se las devuelve ya en 3D.

2009	Comenzaron la venta de kits para que las personas puedan fabricar sus propias impresoras 3D gracias a Makerbot.
2011	Se construye un avión mediante la impresión 3D, creado en 7 días y sin tripulantes para una mayor seguridad, con un costo de \$ 7,000.
2012	Se implanta una prótesis de mandíbula, se realizó el diseño conjunto a doctores e ingenieros para tener un mejor éxito
2018	Se hacen objetos pequeños para casas o bioimpresión que con la ayuda de modelados se realizan tejidos y algunas estructuras orgánicas funcionales aplicada en los seres humanos con ello se utiliza esta tecnología para la producción de trasplantes.
2020	Debido al covid-19 se crean nuevos dispositivos con la ayuda de la fabricación aditiva destinado para los médicos y pacientes, con la impresión se han creado protectores para la cara. Además, de realizar pequeños prototipos de ventiladores para las personas con menos recursos.

Nota. La fabricación aditiva ha sido importante para la reconstrucción de prótesis, órganos, carcasas, con el fin de mejorar la calidad de las personas. Fuente: [22].

1.6 Filamentos para impresión

1.6.1 PLA

El polímero termoplástico viene del ácido láctico debido a la fermentación de la glucosa, este fue creado por Wallace Carruthers en 1932, pero fue reconocida y producida por el público en la década de 1980, obtuvo una gran aceptación en la industria de los aditivos debido a sus ingredientes elaborados a partir de productos renovables [24].

En las últimas décadas, este filamento se ha utilizado en campos biomédicos desde entonces la economía de la producción y la creciente conciencia ambiental de los consumidores conducen al uso generalizado de PLA como material de embalaje para bienes de consumo, en la figura 10, hay un ejemplo de impresión de este material [25]. Las características se miran en la siguiente tabla 3.

Figura 10

Ejemplo del filamento PLA



Nota. Actualmente este filamento es uno de los tipos de bioplásticos más producidos en el mundo. Fuente: [26].

Tabla 3

Características del filamento PLA

PLA	
Dureza	Alta
Flexibilidad	Baja
Dificultad de uso	Baja
Tóxico	No
Hipoalergénico	Si
Higroscópico	Medio
Temperatura	
Temperatura de impresión	180-230 °C
Temperatura de la cama calefactada	60 -80 °C
Resistencia	
Resistencia al calor	Bajo
Resistencia química	Bajo
Resistencia al agua	Medio
Resistencia mecánica	Medio
Solubilidad	
Soluble al benceno caliente	Si
Soluble al tetrahidrofurano	Si
Soluble al dioxano	Si

Soluble al agua	No
Ventajas	Es un material de fácil de impresión, sus costos son bajos, un material rígido, fácil para la postproducción.
Desventajas	Se deforma si alcanza temperaturas altas, no es resistente a la acetona, su desgaste es muy rápido.

Nota. En la tabla se describe las características más relevantes del PLA. Fuente: [27].

1.6.2 ABS

Este filamento tiene su nombre debido a que está formado por 20% de acrilonitrilo, 25% de butadieno y 55% estireno, en la década de 1940 este termoplástico se utilizó como sustituto de la baquelita, ya que cada uno de los monómeros tiene sus características como: rigidez, resistencia mecánica, tenacidad a cualquier temperatura en una sola palabra es un material ignífugo, en la tabla 4, se observa más propiedades que tiene este material [28].

Este plástico se utiliza bastante en la impresión 3D como para teclados de computadoras, juguetes de lego, carcasas, cascos, entré otros, en la figura 11, se observa un ejemplo de este material [29].

Figura 11

Ejemplo del filamento ABS



Nota. En la actualidad el plástico ABS es muy popular en el mercado de la impresión FDM, siendo un material muy conocido y vendido por grandes compañías [26].

Tabla 4

Característica del filamento ABS

ABS	
Dureza	Alto
Flexibilidad	Bajo
Dificultad de uso	Medio
Tóxico	No
Hipoalergénico	Si
Higroscópico	Bajo
Temperatura	
Temperatura de impresión	210-250 °C
Temperatura de la cama calefactada	80-110 °C
Resistencia	
Resistencia al calor	Bajo
Resistencia química	Bajo
Resistencia al agua	Medio
Resistencia mecánica	Medio
Solubilidad	
Soluble a la acetona	Si
Soluble al tetrahidrofurano	No
Soluble a los ésteres	Si
Soluble al agua	No
Ventajas	Es difícil de que se rompa debido a sus propiedades y es adecuado para aplicaciones industriales.
Desventajas	Se deforma con facilidad, para la impresión necesita un cabezal de alta temperatura,

Nota. Fuente: [27]

1.6.3 TPU

Este filamento fue creado en 1959, por una empresa que ahora se llama Lubrizol, sin embargo, debido a las propiedades del poliuretano termoplástico, en 1958, se utilizó por primera vez como prótesis mamaria a base de poliéster poliuretano, el material se utilizó como componente de una válvula cardíaca, pero posteriormente explicaron que la hidrólisis tiene un efecto negativo que ocasionaba daños a los equipos médicos [30].

El TPU tiene tres compuestos principales: el primero se llama polioliol, que es una parte blanda, el segundo es un diisocianato y el tercer compuesto se llama extensor de cadena, estos dos últimos forman un grupo que es el segmento duro, en la figura 12, se mira un ejemplo de la flexibilidad [31], mientras que las características están en la tabla 5.

Figura 12

Ejemplo del filamento TPU



Nota. El TPU es un elastómero que tiene un desempeño sobresaliente como la flexibilidad de procesamiento [26].

Tabla 5

Características del filamento TPU

TPU	
Dureza	Medio
Flexibilidad	Muy alto
Dificultad de uso	Medio
Tóxico	No
Hipoalergénico	Si

Higroscópico	Alto
Temperatura	
Temperatura de impresión	210-230 °C
Temperatura de la cama calefactada	30-60 °C
Resistencia	
Resistencia a la abrasión	Alto
Resistencia química	Medio alto
Resistencia al agua	Medio
Resistencia mecánica	Medio bajo
Solubilidad	
Soluble a la acetona	Si
Soluble al tetrahidrofurano	Si
Soluble al dioxano	Si
Soluble a la piridina	Si
Soluble al agua	No
Ventajas	Cuando entra en bajas temperaturas conserva su elasticidad, adecuado para piezas donde se comprimen y se doblan gracias a su elasticidad.
Desventajas	Velocidad de impresión lenta, se requiere de un conducto estrecho.

Nota. Fuente: [27].

1.6.4 TPE

Este elastómero termoplástico es similar al caucho en términos de elasticidad con un grado moderado de estiramiento, esto gracias a sus secciones flexibles y tiras resistentes, que a través de los nudos en los que emerge el material hace que en la región rígida se relajan volviéndose elástico para luego volver a su forma original [32]. Por esta razón se utiliza para fabricar varios objetos gracias a sus propiedades, como para pies antideslizantes, protectores de teléfonos, en electrodomésticos, piezas de automóviles y equipos médicos, en la figura 13, se mira un ejemplo del material en un instrumento [27], y las características se observar en la tabla 6.

Figura 13

Material TPE



Nota. Fuente: [26].

Tabla 6

Características del filamento TPE

TPE	
Dureza	Alto
Flexibilidad	Muy alto
Dificultad de uso	Alto
Tóxico	No
Hipoalergénico	Si
Higroscópico	Alto
Temperatura	
Temperatura de impresión	210-230°C
Temperatura de la cama calefactada	30-60°C
Resistencia	
Resistencia a la abrasión	Alto
Resistencia química	Medio alto
Resistencia al agua	Medio
Resistencia mecánica	Medio bajo
Solubilidad	
Soluble al benceno caliente	Si
Soluble al tetrahidrofurano	Si
Soluble al dioxano	No
Soluble al agua	No
Ventaja	Las piezas que se imprimen son resistentes a la fatiga, adecuado para piezas donde se comprimen y se doblan gracias a su elasticidad.

Desventaja	Debido a su flexibilidad es difícil de imprimir, complicaciones entre el tubo y el extrusor debido a la flexibilidad del filamento.
------------	---

Nota. Fuente: [27].

1.7 Tipos de tratamientos de resinas para FDM

El tratamiento de resina o tratamiento superficial garantiza una mejor calidad ya sea en su acabado o en modificar la estructura del material, también se utiliza para realizar uniones de partes hasta obtener una pieza final. Además, consiste en que una vez que la pieza en 3D esté concluida, se le somete a un proceso químico que por lo general es con disolventes líquidos.

1.7.1 Acetona

Uno de estos tratamientos es la acetona, figura 14, una vez que la pieza es colocada en este líquido comienza a pasar por unas etapas como la de ablandarse, se endurece un poco y finalmente se obtiene un acabado brillante, todo esto en pocos segundos lo cual toca estar muy pendiente para no provocar daños a la pieza, en algunos casos se mezcla agua para ralentizar el efecto de la acetona [33]. En la tabla 7, se observan algunas de sus características.

Figura 14

Líquido de acetona



Nota. Evitar el contacto visual, fuego y tener en una zona ventilada. Fuente: [33].

Tabla 7

Características de la acetona

Acetona	
Fórmula	CH_3COCH_3
Color	Incoloro
Propiedades Físicas	
Peso molecular	58,08 g/mol
Punto de ebullición	56,5°C
Densidad	0,79 g/ml (a 15°C)
Propiedades Químicas	
Solubilidad	Alcohol, aceites, éteres
Productos de descomposición	Monóxido, dióxido de carbono
Mezclas de reacciones peligrosas	Cloroformo, dicloruro de azufre
Aplicaciones	
Para disolvente de grasa, plásticos, lacas, aceites y barnices. En la manufactura para rayones, fotografías, películas, piezas de impresión 3D. En textilería para remover impurezas de telas en lana o seda.	
Ventajas	
Aplicando una buena técnica de lisado aumenta su resistencia mecánica. Es un producto químico de fácil acceso y económico.	
Desventajas	
Riesgos en la salud como: irritación a los ojos, nariz, garganta, mareos, aceleración de pulso. Riesgos en algunos órganos de animales como: riñón, hígado, sistema nervioso.	

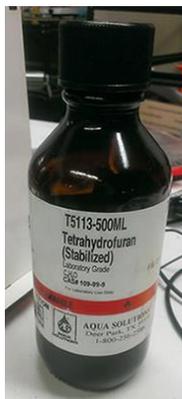
Nota. Fuente: [33].

1.7.2 Tetrahidrofurano

El químico tetrahidrofurano (THF o C_4H_8O), figura 15, es un químico agresivo por lo que se debe tomar las medidas de precaución para el uso de este disolvente debido a sus características como se indica en la tabla 8, para su aplicación hacia la pieza se realiza con un pincel, brocha, o mediante un trapo que se ira frotando sobre la pieza [33], la ventaja de utilizar este químico es que en los elastómeros son muy eficaces y da muy buenos resultados en la apariencia final.

Figura 15

Químico tetrahidrofurano



Nota. Para su manipulación hacerlo con guantes que sean resistentes al químico. [33].

Tabla 8

Características tetrahidrofurano

Tetrahidrofurano	
Fórmula	C_4H_8O
Color	Incoloro
Propiedades Físicas	
Peso molecular	72,11 g/mol
Punto de ebullición	66°C
Densidad	0,89 g/ml (a 20°C)
Propiedades Químicas	
Solubilidad	Miscible en agua a 20°C
Productos de descomposición	Monóxido y dióxido de carbono
Mezclas de reacciones peligrosas	La combinación de aire/vapor
Aplicaciones	
En piezas de polímeros elásticos para disolventes como el caucho. Para disolventes de resinas, plásticos, pinturas, recubrimientos. Para fabricación de envases para alimentos.	
Ventajas	
Es de fácil acceso y sus aplicaciones son variadas. Una mejor calidad en piezas plásticas. Tiene un rápido presecado.	
Desventajas	

Al tener contacto con este producto genera peligro sea en las manos, ojos o pulmones.

Nota. Fuente: [34].

1.7.3 Uretano

Otra opción es mediante el uretano, el cual está dividida en dos compuestos como se indica en la figura 16, cada uno tiene diferentes propiedades, ver la tabla 9 y 10, pero tienen en común un acabado superficial consistente, resistencia a la abrasión y al desgarro, perfecto para moldes de goma gracias a su elasticidad, cabe aclarar que este tipo de tratamiento no se ha utilizado para carcasas de medicina.

Para su procedimiento se debe de preparar los dos componentes con medidas iguales en un solo recipiente, luego se colocará en una cámara de vacío para la desgasificación el cual solo deberá tomar solo unos minutos, finalmente se aplica el compuesto a un molde con la forma que se desea obtener [35].

Figura 16

Mezcla de uretano, (a) PMC780, (b) vitaflex 30



Nota. Si no se tiene una cámara de vacío la resina no tendrá buenos resultados, por lo que es preferible conseguir una. Fuente: [35].

Tabla 9

Características PCM780

PCM780	
Fórmula (uretano)	$C_3H_7NO_2$
Apariencia	Ámbar claro
Propiedades Físicas	
Resistencia a la tracción	900 psi
Resistencia al desgarro	200 pli
Punto de inflamación	145 °C
Densidad relativa	1,02 g/ml
Propiedades Químicas	
Solubilidad uretano	Miscible al agua, alcohol, éter.
Viscosidad mixta	2,000 cps
Tiempo de curado	48 horas (a 23°C)
Aplicaciones	
<p>En materiales abrasivos que sean de hormigón, o concreto prefabricado. Para piezas mecánicas de goma, almohadillas, moldes. En enyesados que tengan alta exotérmica.</p>	
Ventajas	
<p>Se utiliza en una variedad de áreas que necesiten piezas flexibles. No contiene un químico moca que es perjudicial para la salud. No exuda aceite.</p>	
Desventajas	
<p>El proceso es complicado al tener que usar una cámara de vacío para la desgasificación, en caso de que no se haya colocado las medidas adecuadas la viscosidad será demasiada alta, este compuesto es muy sensibles a la humedad, en caso de que se caliente provoca daños a los pulmones por el vapor.</p>	

Nota. Fuente: [36].

Tabla 10

Características vitaflex30

VITAFLEX30	
Fórmula (uretano)	$C_3H_7NO_2$
Apariencia	Blancuzco
Propiedades Físicas	
Resistencia a la tracción	500 psi
Resistencia al desgarro	78 pli

Punto de inflamación	145 °C
Densidad relativa	1,02 g/ml
Propiedades Químicas	
Solubilidad uretano	Miscible al agua, alcohol, éter.
Viscosidad mixta	1,800 cps
Tiempo de curado	16 horas (a 23°C)
Aplicaciones	
En fundiciones de concreto pigmentado/coloreado. Para piezas mecánicas de goma, almohadillas, moldes. En enyesados que tenga alta exotérmica.	
Ventajas	
Se utiliza especialmente para fundición de hormigón debido a sus propiedades químicas y físicas. No exuda aceite.	
Desventajas	
En necesario utilizar un agente desmoldante para cada superficie que se tenga contacto para el molde, si no se tiene precaución causa daños al material, a personas provocando irritación en las manos y ojos.	

Nota. Fuente: [36].

1.7.4 Epóxica

La resina epóxica, figura 17, también llamada resina epoxi o Poliepóxido, es un polímero que pasa de un estado líquido a un estado sólido o flexible, según a lo que se vaya a aplicar, para su elaboración se coloca un endurecedor o un catalizador obteniendo un resultado con buenas características como: resistencia eléctrica, resistencia térmica, propiedades mecánicas y químicas por lo general se aplica para moldes sea rígido o flexible, para proteger de polvos y humedad, también para la industria alimenticia o en uso de manualidades, en la tabla 11, se observa sus características [37].

Figura 17

Resina epóxica



Nota. Para la dosificación de este compuesto se colocará en un recipiente los dos elementos, se procede a mezclar durante al menos 3 minutos para luego poner en un molde y dejar al aire libre hasta que se cure por completo. Fuente: [37].

Tabla 11

Característica resina epóxica

Epóxica	
Apariencia	Transparente brillante
Propiedades Físicas	
Peso molecular	187 g/mol
Reacción exotérmica	35°C
Densidad relativa	1,1 g/ml
Resistencia a la humedad	Medio
Resistencia a fluidos corrosivos	Alto
Resistencia química	Medio
Resistencia mecánica	Medio
Propiedades Químicas	
Solubilidad	
Viscosidad	1500-2000 (a 25°C)
Tiempo de manipulación	72 horas
Tiempo de curado	120 horas
Aplicaciones	
Para pinturas, acabados, reparación estructural. Para unir bloques, juntas y como argamasa en edificios. En sistemas eléctricos y electrónicos para proteger contra la humedad y polvo. Para realización de moldes flexibles y figuras decorativas.	
Ventajas	

Según el peso molecular se utiliza desde adhesivos hasta para el recubrimiento de latas.

Tiene la capacidad de mezclar con colorantes para adoptar diferentes colores.

Para la limpieza es muy sencillo, se hace mediante un paño húmedo.

No desprende olores fuertes.

Desventajas

Se raya fácilmente y el color se va amarilleando debido a los rayos UV.

Mientras se realiza el proceso de mezcla se genera burbujas.

El tiempo de curado es mucho, para piezas flexibles.

Es un producto inflamable que provoca peligro a la salud.

Nota. Fuente: [38].

2 CAPÍTULO

METODOLOGÍA

2.1 Tipo de investigación

La investigación se centró en el rediseño de un prototipo, que mide cuatro parámetros importantes como: frecuencia cardíaca, saturación de oxígeno, temperatura corporal y presión arterial. Además, la incorporación de material flexible en la carcasa con el fin de mejorar y evitar aristas vivas.

Este proyecto es una investigación aplicada con el fin de aportar una solución que sea útil a la sociedad. Se realiza la optimización de un sistema mecatrónico para medición de signos vitales, aplicando conocimientos de la teoría a lo práctico [39].

La Investigación que se realizó es de tipo documental o bibliográfica, por lo que se procura detectar, obtener y consultar toda la información necesaria mediante libros, artículos científicos, revistas, bibliografías, tesis, catálogos [40].

Así mismo la investigación que se desarrollo es de campo, ya que se requiere tener contacto con personal de salud para realizar entrevistas y observaciones sobre dispositivos de signos vitales [41].

De la misma forma la investigación es de tipo descriptiva la cual consiste en describir las características del objeto de estudio, en este caso lo más principal serán los sensores que son fundamentales para el buen funcionamiento del sistema [42].

2.2 Diseño de la investigación

2.2.1 Fase 1: Evaluación del funcionamiento de los sensores no invasivos

En la siguiente fase se describe la búsqueda de antecedentes de signos vitales que ayudaran a comprender de mejor manera para que sirve cada uno de estos y conocer cuáles son los valores adecuados. Por otra parte, se investigan proyectos y dispositivos comerciales que tengan características similares al del sistema desarrollado.

Actividad 1: “Búsqueda de antecedentes”; se busca información sobre la historia de los signos vitales, dispositivos wearables y comerciales que sean similares al proyecto desarrollado, sensores de montaje superficial, material flexible hipoalergénico, también indagar sobre la tecnología IoT y vincular con plataformas compatibles, accediendo a libros, revistas, artículos científicos, la web.

Actividad 2: “valores normales y anormales”; en base a la búsqueda de antecedentes se coloca los valores limites que corresponde para cada signo vital, esto ayudara para colocar en el momento de la programación y establecer los parámetros necesarios.

Actividad 3: “Evaluación de dispositivos similares en investigación y comerciales”; Se realiza una comparación con dispositivos similares, tanto de algunas tesis, así como de comerciales, con el fin de poder basarse que microcontroladores, sensores, precios y diseños, para tener una base en esos modelos.

2.2.2 Fase 2: Rediseño de la estructura del sistema

En esta fase se realiza un análisis entre el dispositivo base y el rediseñado para conocer los parámetros que se van a cambiar, también se plantea alternativas de diferentes elementos electrónicos y material para la estructura. Por otra parte, se empieza a dibujar los diagramas de conexiones para evitar futuros errores, así mismo se hace la estructura del molde en un software de diseño asistido por computadora, por último, se investiga que tratamiento se puede aplicar al filamento TPU para darle más flexibilidad y un mayor acabado, también, se busca la manera más correcta para comunicar los datos de los sensores hacia una plataforma aplicando IoT.

Actividad 1: “Requerimientos para el rediseño”; Se realiza una comparación de características entre el dispositivo base y el nuevo, con el fin de conocer cuáles serán las nuevas modificaciones que se hará y con ello cumplir con hacer un rediseño completo del sistema.

Actividad 2: “Alternativas, evaluación y selección de los elementos”; Se plantean 4 alternativas entre los aspectos más importantes, para luego realizar una comparación y escoger los elementos y material que más convenga para el proyecto, se hace mediante el método matriz de pares en donde se le coloca una ponderación según sus características.

Actividad 3: “Diagramas general de conexiones de los elementos”; para poder realizar el circuito es necesario tener una conexión del sistema, donde constan todos los elementos mecánicos y electrónicos, a fin de hacer un análisis y realizar las modificaciones para evitar complicaciones con la placa PCB.

Actividad 4: “Diseño de la placa PCB y estructura”; se procede hacer las medidas de la PCB, donde constaran los dispositivos electrónicos, esto se hace mediante un programa que facilite realizar las conexiones y permita observar los resultados finales. Además, se diseña una estructura desarmable, para que se pueda cambiar alguna pieza, en el caso que se requiera hacer un mantenimiento.

Actividad 5: “Tratamiento de resina”; para tener una mayor flexibilidad en el material TPU, se investiga que tratamientos son aptos para este tipo de filamento, sin que afecte demasiado su elasticidad y sea adecuado para el proyecto.

Actividad 6: “Comunicación IoT”; con la ayuda del microcontrolador se realiza una conexión de comunicación mediante WiFi, hacia una plataforma, con el objetivo de mirar los resultados de los datos en tiempo real.

2.2.3 Fase 3: Reducción del sistema electrónico

Una vez que se obtiene toda la información de la fase anterior, se realiza la impresión de las piezas en material TPU y PLA, tanto para el primer modelo como el segundo tratando de reducir

lo máximo el espacio, así mismo se empieza a integrar todos los elementos electrónicos y mecánicos en un solo ensamble, colocando todo en un solo sistema.

Actividad 1: “impresión de la estructura”; Una vez que se tiene los diseños listos, se procede a imprimir las piezas en material flexible y rígido, teniendo en cuenta las características de cada filamento para obtener un buen acabado.

Actividad 2: “Integración del circuito y componentes”; se procede a ensamblar cada componente que conforma el sistema, en el interior de la carcasa, para verificar si las dimensiones son las correctas, caso contrario se modificara la estructura.

Actividad 3: “prototipo inicial”; Se empieza diseñando un modelo básico en la que todas las piezas iban pegadas en un solo cuerpo y con una mayor contextura, provocando un exceso de peso en el sistema.

Actividad 4: “comparación de prototipos”; para observar cuales fueron los cambios y mejoras que se realizó en los dos modelos, se hace una comparación a fin de optimizar mucho más la estructura, así como las colocaciones de algunos elementos, para tener una mayor facilidad de uso.

Actividad 5: “prototipo final”; Debido a que el primer diseño presento algunos inconvenientes, se procedió a hacer un nuevo modelo quedando como prototipo final.

2.2.4 Fase 4: Verificación del funcionamiento del sistema

En la última fase se realizan pruebas de cada parte del sistema conjunto a la conexión wifi, validando y analizando su buen funcionamiento para su correcto uso.

Actividad 1: “Pruebas de funcionamiento”; Se realizan pruebas con el nuevo sistema rediseñado y así comprobar el funcionamiento de cada signo vital.

Actividad 2: “Validación del funcionamiento”; Mediante las correcciones y calibraciones correspondientes en el sistema, se hace mediciones con dispositivos comerciales de signos vitales y con ello validar el funcionamiento.

Actividad 3: “Análisis de resultados”; Con base a los datos obtenidos tanto del sistema rediseñado como de los dispositivos comerciales, se hace una comparación entre los dos para obtener el margen de error y también se analiza si los datos llegan en tiempo real en la plataforma que se tiene vinculado con el sistema.

3 CAPÍTULO

CONSTRUCCIÓN Y RESULTADOS

3.1 Requerimiento para el rediseño

En primer lugar, el presente documento se ha basado en un diseño básico [3], que tiene algunas características principales como se indica en la tabla 12, a fin de que se pueda notar las diferencias con el nuevo rediseño.

Tabla 12

Características de los sistemas

	Características anteriores	Características de rediseño
Sensores	No invasivos	✓
Adquisición de los signos vitales	Presión arterial	✓
	Frecuencia cardiaca	✓
	Temperatura corporal	✓
	Saturación de oxígeno	✓
Programación	Software libre	✓
Visualización de datos	En la interfaz y en el dispositivo.	En plataforma IoT y en el dispositivo.
Material	PLA	Material flexible (TPU) y PLA
Conexión mediante WiFi	No	Si
Tratamiento de resina	No	Si
Montaje superficial	Si	Si
Numero de placa de circuitos	2	1
Microcontrolador	Raspberry pi 3B+	ESP8266
Dimensiones carcasa	16 x 14 x 9 cm	12 x 12 x 6 cm
Peso	0,74 (lb)	0,63 (lb)

Nota. La comparación de dispositivos sirve para diferenciar las características que existen, así mejorar el rediseño por completo con diferentes componentes y materiales. Fuente: [autor].

Una vez que se obtiene los requerimientos y las características del sistema, en la figura 18, se indica el diagrama del procesamiento de señales de las variables.

Figura 18

Procesamiento de señales



Nota. En el diagrama se indica como se procesarán las señales y se explica las etapas que tienen que proseguir hasta obtener los datos en la pantalla y en la plataforma. Fuente: [autor].

3.2 Alternativas, evaluación y selección de los elementos del diseño

A continuación, en el proyecto que se realiza requiere algunas fases como la de selección de los sensores, para ello se empieza colocando cuatro opciones que es para obtener tanto la frecuencia cardiaca y saturación de oxígeno en un solo, ver tabla 13.

Tabla 13

Alternativas para sensor de frecuencia cardiaca y saturación de oxígeno

Sensor	Corriente de suministro típico (uA)	Corriente de suministro máximo (uA)	Voltaje de alimentación (V)	Temperatura de trabajo (°C)	Longitud de onda (nm)	Leds incorporados
Alternativa 1 Max30100	600	1200	1,8 a 3.3	-40 a 85	IR de 870 a 900 Led rojo de 650 a 670	Infrarrojo y rojo

Alternativa 2 Amped	600	4000	3 a 5	-20 a 70	IR de 609	Infrarrojo
Alternativa3 Grove	600	1000	2,7 a 5	-20 a 60	Led verde de 525	verde
Alternativa4 Max30102	600	1200	1,7 a 2	-40 a 85	IR de 870 a 900 Led rojo de 650 a 670	Infrarrojo y rojo

Nota. Las variables que se escogió son las más importantes de cada sensor, para luego escoger el sensor más adecuado para el proyecto. Fuente: [autor].

En la tabla 14, se indican cuatro sensores, siendo algunos de contacto y otros no, de la misma manera algunos presentan infrarrojo para mejorar su precisión.

Tabla 14

Alternativas para sensor de temperatura corporal

Sensor	Corriente de suministro	Voltaje de alimentación (V)	Rango de temperatura (°C)	Precisión (%)	Digital/ Análogo
Alternativa 1 LM335	400 uA – 5mA	2,98	1 a 200	± 0,8	Análogo
Alternativa 2 LM35	10mA	4 a 30	-55 a 150	± 0,5	Análogo
Alternativa 3 MLX90614	2mA	3,3 a 5	-40 a 170	± 0,5	Digital
Alternativa 4 AD590	298,2uA	4 a 30	-55 a 150	±0,5	Análogo

Nota. Estos sensores permiten medir la temperatura mediante una señal eléctrica. Fuente: [autor].

En la tabla 15 se coloca cuatro opciones de sensores de presión arterial, estos transforman la presión a voltaje y varios de estos se aplican para la medicina.

Tabla 15

Alternativas para sensor de presión arterial

Sensor	Corriente de consumo(uA)	Voltaje de alimentación (V)	Temperatura de trabajo (°C)	Rango de presión (mmHg)	Precisión %	Tipo
Alternativa 1 MPX5050DP	7000	5 a 5,25	-40 a 125	0 a 375	± 2,5	Diferencial
Alternativa 2 ASCX05DN	6000	4,5 a 5	-40 a 85	0 a 258	± 2	Diferencial
Alternativa 3 MPX4115A	4000	0,2 a 4,7	-40 a 125	112 a 862	± 2,5	Simple
Alternativa 4 MPS20N0040D	4000	5 a 10	-40 a 125	100 a 300	± 0,3	Diferencial

Nota. La presión diferencial se refiere a la medida entre dos puntos distintos, mientras que la siempre solo es la medida de un punto. Fuente: [autor].

En la tabla 16, se indica algunos filamentos flexibles y rígidos que son muy usados en varias industrias como en la medicina, utilizados como carcasas, o remplazo de algunos objetos pequeños.

Tabla 16

Alternativas para filamentos de impresión 3D

Material	Temperatura de impresión	Alargamiento a la rotura	Densidad	Resistencia a la tracción	Hipoalergénico
Alternativa 1 PLA	190-220 °C	3,31 %	1,24 g/cm ³	50 MPa	Si
Alternativa 2 ABS	220-240 °C	40 %	1,04 g/cm ³	42 MPa	Si
Alternativa 3 TPU	225-240 °C	500 %	1,20 g/cm ³	40 MPa	Si
Alternativa 4 TPE	215-235°C	900%	1,08 g/cm ³	32 MPa	Si

Nota. La mayoría de los filamentos se les puede agregar otros químicos para cambiar su elasticidad. Fuente: [autor].

- **Parámetros de evaluación**

- ❖ **Usabilidad**

Debe de ser un diseño sencillo y con una menor complejidad al usarlo.

- ❖ **Material**

Debe de ser hipoalergénico, también de un material que sea flexible con el fin de evitar puntas vivas.

- ❖ **Disponibilidad**

Componentes electrónicos y sensores no invasivos que se pueda encontrar dentro del país.

- ❖ **Compatibilidad**

Que se pueda comunicar con facilidad y enviar la información al software para adquirir los datos.

- **Selección de los elementos**

Para escoger los sensores que más se ajustan a nuestro proyecto se realizar por medio del método matriz de pares [43], las ponderaciones se las coloca a continuación, ver tabla 17.

Tabla 17

Ponderaciones para el método matriz de pares

Escala	Ponderación
Mucho más importante	10
Más importante	5
Igual	1
Menos importante	0.2
Mucho menos importante	0,1

Nota. La matriz de pares ayuda para identificar y priorizar el tiempo para escoger que variable es la mejor, mediante ponderaciones que se les da. Fuente: [autor].

Para calcular el factor de ponderación (FP) en cada parámetro se utiliza los valores de la tabla 17, posteriormente se aplica la siguiente ecuación. 2-1.

$$FP = \frac{\text{suma}}{\text{Total}} = PO$$

Ecuación 2-1

De la misma manera para el cálculo del peso (PO) se utiliza la misma ecuación del factor de ponderación (FP) en donde se utilizará los valores de las siguientes tablas 18 - 25.

Tabla 18

Evaluación de parámetros a base de la matriz de pares

	Usabilidad	Material	Disponibilidad	Compatibilidad	Suma	FP
Usabilidad	0	1	10	10	21	0,42
Material	1	0	1	0,1	2,1	0,04
Disponibilidad	1	10	0	0,2	11,2	0,23
Compatibilidad	0,2	5	10	0	15,2	0,31
Total					49,5	

Nota. Fuente: [autor].

Tabla 19

Matriz de pares para la usabilidad

	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3	Alternativa 4	Suma	PO
Alternativa 1	0	1	1	1	3	0,25
Alternativa 2	1	0	1	1	3	0,25
Alternativa 3	1	1	0	1	3	0,25
Alternativa 4	1	1	1	0	3	0,25
Total					12	

Nota. Fuente: [autor].

Tabla 20

Matriz de pares para el material

	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3	Alternativa 4	Suma	PO
Alternativa 1	0	1	1	1	3	0,25
Alternativa 2	1	0	1	1	3	0,25
Alternativa 3	1	1	0	1	3	0,25
Alternativa 4	1	1	1	0	3	0,25
Total					12	

Nota. Fuente: [autor].

Tabla 21

Matriz de pares para la disponibilidad de Saturación de oxígeno y frecuencia cardiaca

	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3	Alternativa 4	Suma	PO
Alternativa 1	0	10	10	10	30	0,56
Alternativa 2	5	0	1	5	11	0,21
Alternativa 3	1	0,2	0	5	6,2	0,12
Alternativa 4	0,2	5	1	0	6,2	0,12
Total					53,4	

Nota. Fuente: [autor].

Tabla 22

Matriz de pares para la disponibilidad de Temperatura Corporal

	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3	Alternativa 4	Suma	PO
Alternativa 1	0	5	5	10	20	0,32
Alternativa 2	5	0	1	0,2	6,2	0,10
Alternativa 3	10	10	0	10	30	0,47
Alternativa 4	1	5	1	0	7	0,11
Total					63,2	

Nota. Fuente: [autor].

Tabla 23

Matriz de pares para la disponibilidad de Presión Arterial

	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3	Alternativa 4	Suma	PO
Alternativa 1	0	10	10	5	25	0,66
Alternativa 2	5	0	1	0,2	6,2	0,16
Alternativa 3	1	0,2	0	0,2	1,4	0,04
Alternativa 4	0,2	5	0,2	0	5,4	0,14
Total					38	

Nota. Fuente: [autor].

Tabla 24

Matriz de pares para la disponibilidad de material flexible

	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3	Alternativa 4	Suma	PO
Alternativa 1	0	1	5	0,2	11,2	0,13
Alternativa 2	5	0	0,1	5	10,3	0,12
Alternativa 3	10	10	0	5	35	0,50
Alternativa 4	10	10	5	0	30	0,35
Total					86,5	

Nota. Fuente: [autor].

Tabla 25

Matriz de pares para la compatibilidad

	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3	Alternativa 4	Suma	PO
Alternativa 1	0	1	1	1	3	0,25
Alternativa 2	1	0	1	1	3	0,25
Alternativa 3	1	1	0	1	3	0,25
Alternativa 4	1	1	1	0	3	0,25
Total					12	

Nota. Fuente: [autor].

Como resultado, se indican en las siguientes tablas (26 al 29) la selección de alternativas con su valoración respectiva. En la ecuación 2-2 se calcula los valores de cada alternativa.

$$\text{Final de puntaje} = FP * PO$$

Ecuación 2-2

Tabla 26

Matriz de pares para la selección saturación de oxígeno y frecuencia cardíaca

	Usabilidad	Material	Disponibilidad	Compatibilidad	Suma
Alternativa 1	0,11	0,010	0,24	0,07	0,43
Alternativa 2	0,11	0,010	0,008	0,07	0,20
Alternativa 3	0,11	0,010	0,02	0,07	0,21
Alternativa 4	0,11	0,010	0,03	0,07	0,22

Nota. Fuente: [autor].

De acuerdo con las especificaciones finales se ha escogido la alternativa 1, sensor Max30100, figura 19. El mismo, consta de dos leds (cuadro tomate) importantes para su funcionamiento, el uno es el infrarrojo y el otro un led rojo, para medir los valores que se hace a través de un fotodetector colocando la punta del dedo [44].

Figura 19

Sensor saturación de oxígeno y frecuencia cardíaca



Nota. La ventaja de este sensor es que se puede medir la frecuencia cardíaca y oxigenación en un solo módulo. Fuente: [44].

Tabla 27

Matriz de pares para la selección temperatura corporal

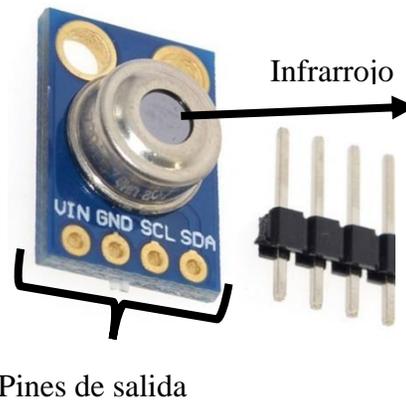
	Diseño	Material	Accesibilidad	Innovación	Suma
Alternativa 1	0,11	0,010	0,11	0,07	0,29
Alternativa 2	0,11	0,010	0,004	0,07	0,19
Alternativa 3	0,11	0,010	0,13	0,07	0,32
Alternativa 4	0,11	0,010	0,03	0,07	0,22

Nota. Fuente: [autor].

Para la medición de temperatura corporal se ha escogido la alternativa 3, sensor MLX90614, figura 20. Este dispositivo es un transductor esto quiere decir que la temperatura que incorpora la transforma a un voltaje de salida [45].

Figura 20

Sensor de temperatura corporal MLX90614



Nota. Este sensor cuenta con un infrarrojo que ayuda a medir la temperatura sin tener contacto hacia un objeto que se le coloque, permitiendo medir un rango más amplio y preciso. Fuente [45].

Tabla 28

Matriz de pares para la selección presión arterial

	Diseño	Material	Accesibilidad	Innovación	Suma
Alternativa 1	0,11	0,010	0,28	0,07	0,47
Alternativa 2	0,11	0,010	0,006	0,07	0,19
Alternativa 3	0,11	0,010	0,009	0,07	0,20
Alternativa 4	0,11	0,010	0,04	0,07	0,23

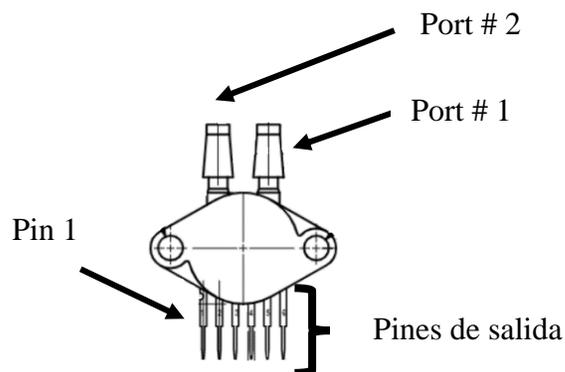
Nota. Fuente: [autor].

Para el proyecto se ha seleccionado la alternativa 1, sensor MPX5050DP, figura 21. Es adecuado para utilizarlo en microcontroladores, para varias aplicaciones y más que todo empleado como entrada AD.

Figura 21

Sensor de presión MPX5050DP

1. Vout
2. Ground
3. Vcc
4. V1
5. V2
6. Vex



Nota. Gracias a su salida analógica se puede trabajar con microcontroladores fácilmente. Fuente: [46].

Tabla 29

Matriz de pares para la selección de filamento impresión 3D

	Diseño	Material	Accesibilidad	Innovación	Suma
Alternativa 1	0,11	0,010	0,05	0,07	0,24
Alternativa 2	0,11	0,010	0,005	0,07	0,19
Alternativa 3	0,11	0,010	0,11	0,07	0,30
Alternativa 4	0,11	0,010	0,10	0,07	0,29

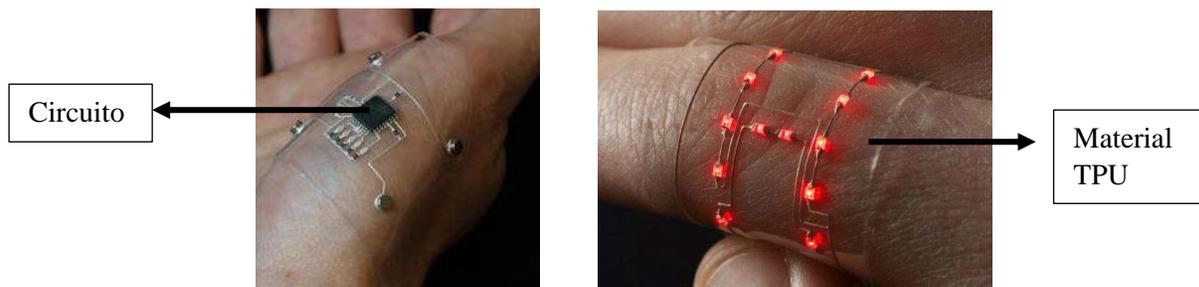
Nota. Fuente: [autor].

Entre algunos materiales se ha escogido el filamento TPU, también conocido como poliuretano termoplástico este es hipoalergénico y no es tóxico, se utiliza tranquilamente en muchas aplicaciones como biomédicas. Además, tiene alta resistencia al desgarro, alto alargamiento estático, estabilidad térmica, resistencia a aceites, grasas y otros tipos de solventes, es más duradero a bajas temperaturas manteniendo su elasticidad [26].

Este material se emplea en dispositivos como catéteres médicos, que por su biocompatibilidad y estabilidad tranquilamente se introduce al cuerpo humano, también se encuentran en oxigenadores, encapsulado de membranas en filtros de hemodiálisis, recubrimientos de sondas, empleados como recubrimientos para aislamientos de cables de marcapasos. También en dispositivos wearables que con la ayuda del material TPU y unas mezclas con escamas de plata el resultado es un sustrato blando donde se comprimen capa por capa y se adhieren fuertemente hacia la piel un ejemplo se mira en la figura 22, [47].

Figura 22

Ejemplo de material flexible



Nota. Mediante el proceso de la impresión 3D las pistas del circuito se van alineando para mejorar la capacidad de transmitir conductividad eléctrica para esto la placa se tiene que ir cubriendo una encima de otra Fuente: [47].

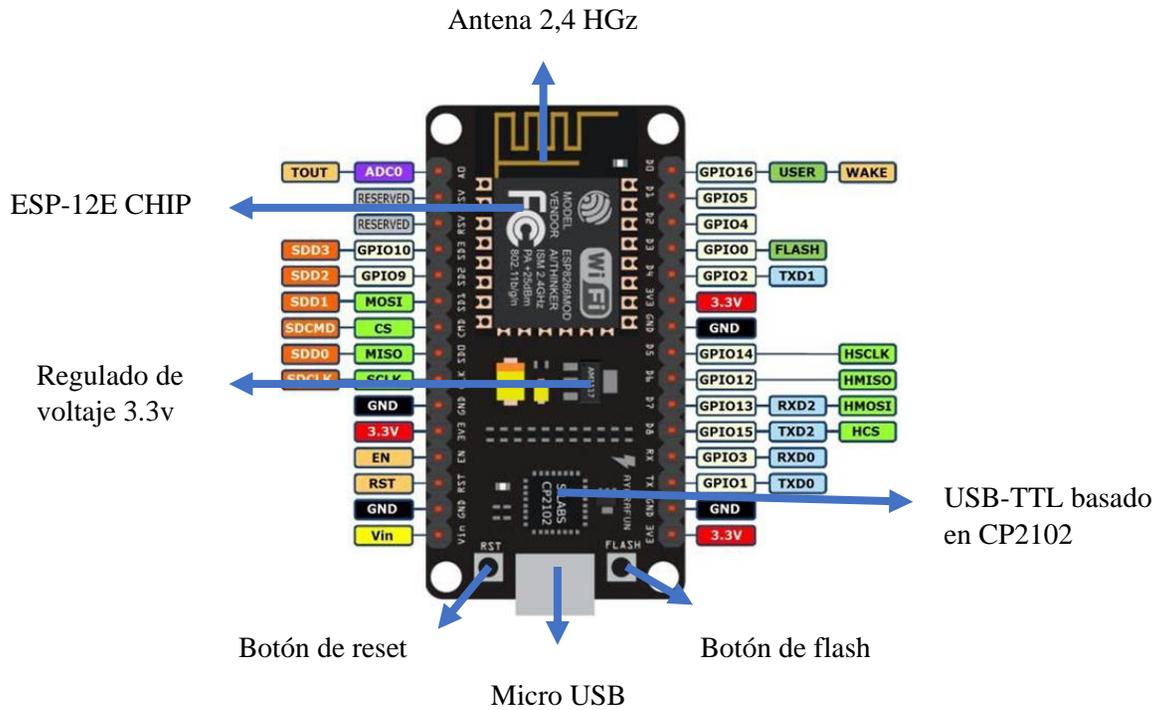
3.3 Unidad central

El NodeMCU ESP8266 es un microcontrolador, figura 23, el cual tiene una parte fundamental para el proyecto, gracias a su código abierto se logra programar en diferentes lenguajes de programación. Además, incluye para el desarrollo del internet de las cosas IoT. Este dispositivo es capaz de almacenar los datos, procesar las señales de los sensores, enviarlos a un módulo de

pantalla y a una página web para su visualización, esto gracias a sus diferentes pines que tiene y su fácil alimentación por medio de un cable USB con alimentación de 3.3 - 5 V [48].

Figura 23

NodeMCU Esp8266



Nota. Cuenta con 13 pines GPIOs, 2 pines para I2C importantes para la colocación de los elementos electrónicos y 1 pin para entrada analógica. Fuente [48].

3.4 Display oled

Para visualizar los resultados de los diferentes sensores se necesita de un display oled, figura 24, es un dispositivo electrónico que incorpora comunicación I2C que ayuda para las diferentes conexiones en el sistema.

Figura 24

Display oled 128x64

Pines de salida



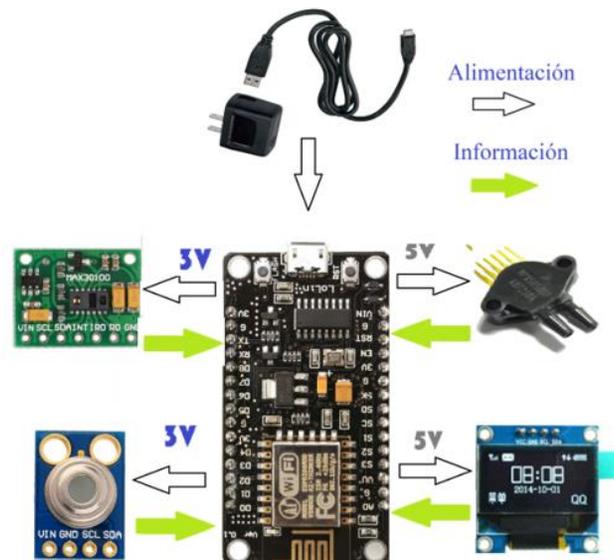
Nota. Además, es compatible con el microcontrolador anteriormente mencionado y se controla cada pixel indicando un texto o un gráfico, la alimentación es de 2.8 – 3.3V. Fuente: [49].

3.5 Alimentación del sistema

Para que funcione cada componente electrónico y mecánico del sistema se energizara, mediante un cargador de 5V a 2.5A. En la figura 25 se indica el diagrama de voltaje requerido para todos los dispositivos que integran el sistema.

Figura 25

Partes de alimentación del sistema

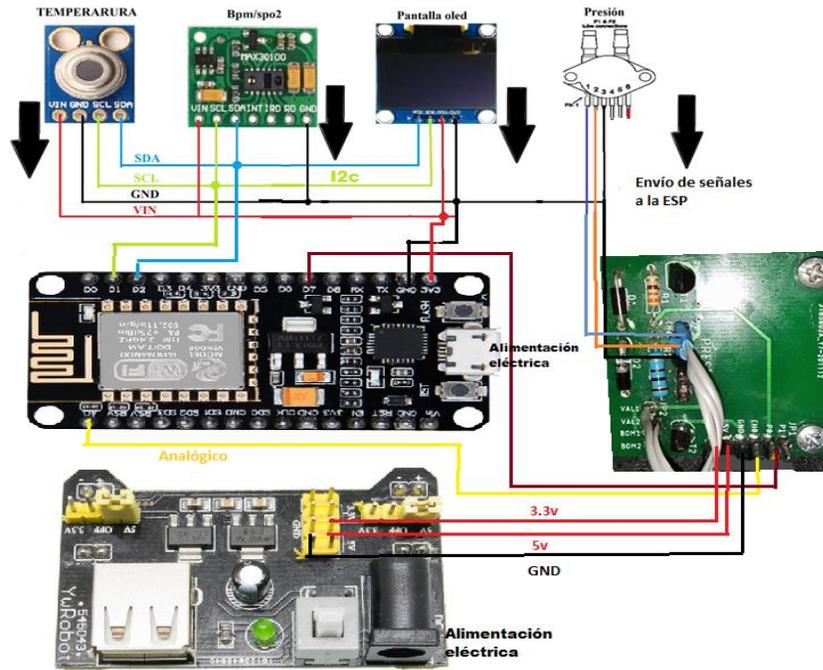


Nota. Fuente [autor].

Una vez que se establece los elementos a utilizar con el voltaje que corresponde, en la figura 26 se indica el diagrama eléctrico con su comunicación a los sensores de signos vitales para luego hacer una revisión y realizar en la placa PCB.

Figura 26

Diagrama eléctrico de comunicación del sistema



Nota. Es importante hacer un diagrama para colocar correctamente los voltajes para cada pin de los sensores, con el fin de evitar un cortocircuito. Fuente [autor].

3.6 Adquisición de señales

3.6.1 Temperatura corporal

Es un sensor sensible a la radiación infrarroja fabricado por Melexis y con aplicaciones a la salud, este permite medir la piel de la persona sin la necesidad de tener contacto. Gracias al chip de silicio que tiene, entre más alta es la temperatura este emite una mayor radiación.

Con la siguiente ecuación 2-3, se calcula la temperatura [45]:

$$T[K]=Data*R \quad \text{Ecuación 2-3}$$

Donde:

T[K]: temperatura en grados kelvin

Data: son los datos de origen

R: resolución que tiene el sensor que es de 0.02°C

3.6.2 Presión arterial

Es un sensor formado de materiales piezoresistivos, que provee una relación entre la linealidad y la presión a la que se aplica, figura 27. Para obtener la función de transferencia se aplica la siguiente ecuación 2-4: [46].

$$V_{out} = v_s(P \times 0.018 + 0.04) \quad \text{Ecuación 2-4}$$

$$\pm(\text{Error de presión} \times \text{Factor de temperatura} \times 0.018 \times v_s)$$

$$V_s = 5.0V \pm 0.25Vdc$$

Donde:

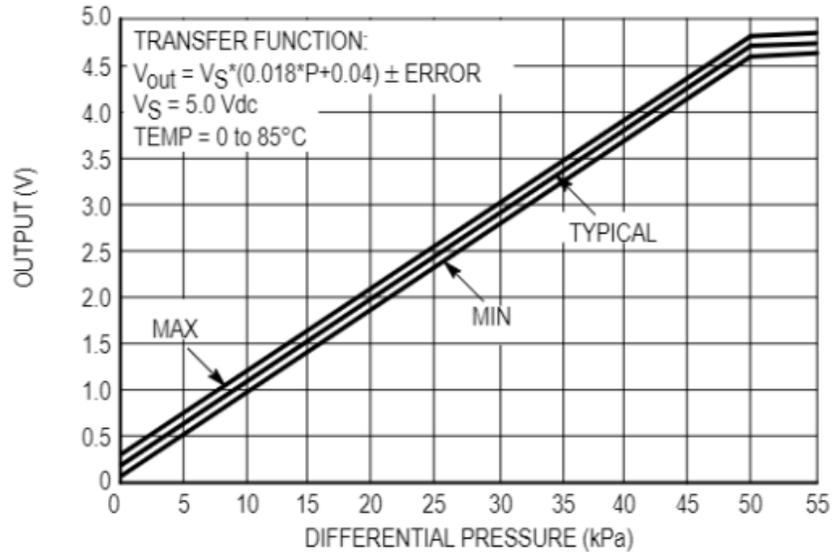
Vout: voltaje de salida

P: presión en Kpa

Vs: voltaje de alimentación

Figura 27

Voltaje de salida vs presión diferencial



Nota. Los valores que se obtiene del gráfico, tanto del voltaje de entrada como de salida, son importantes para la programación, ya que se establecen los límites para el funcionamiento del sensor. Fuente: [46].

Para la medición de la presión se requiere de:

- Brazaletes

Es un elemento para medir la presión sanguínea que se irá inflando con el fin de medir los valores de la presión arterial, el tamaño varío entre 13.5 a 19.5cm para personas adultas, si se escoge un brazalete estrecho o muy amplió, se va a obtener valores erróneos.

- Micro bomba

Es un elemento mecánico pequeño con una entrada y una salida donde va conectado un motor de corriente para que produzca una presión de aire mediante una tubería haciendo que el brazalete se infle.

- Electroválvula

Es una válvula electromecánica que sirve para controlar el paso del aire, todo esto mediante la corriente que genera, con el objetivo de abrir o cerrar la válvula controlando el aire o algún fluido, de esta manera se utiliza para desinflar el brazalete.

3.6.3 Frecuencia cardíaca y saturación de oxígeno

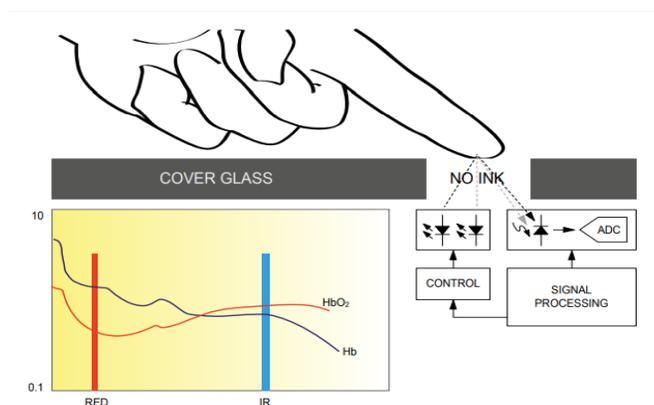
Es un sensor que incorpora oximetría de pulso y frecuencia cardíaca donde los glóbulos rojos oxigenados tienen la capacidad de absorber luz infrarroja dentro del rango de 800-1000 nm, mientras que los glóbulos rojos desoxigenados absorben luz infrarroja dentro de 600-750 nm.

La medición para obtener los valores es por medio de un fotodiodo, esta luz atraviesa los tejidos del dedo, lóbulo de la oreja, muñeca o en otra parte del cuerpo que no sea grueso y mientras más o menos oxígeno contenga la sangre la luz absorbida y el infrarrojo será diferente.

En la figura 28, se observa la conversión de la señal analógica a digital por medio de un ADC de 16 bit, para luego ser analizada por un procesador de señal analógico con el fin de establecer la frecuencia cardíaca y la oxigenación en la sangre.

Figura 28

Análisis de funcionamiento



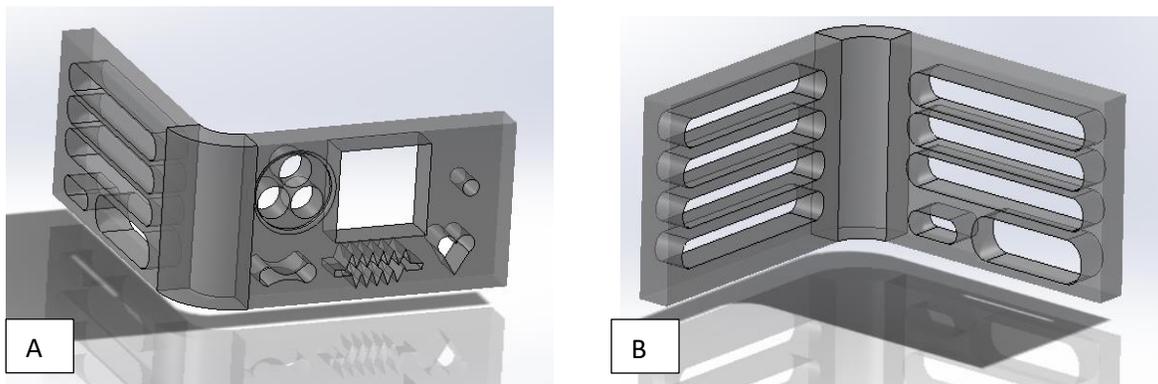
Nota. A medida que el corazón bombea sangre, la cantidad de oxígeno en la sangre aumenta debido al mayor volumen de sangre. Cuando el corazón se relaja la sangre oxigenada por ende disminuye, entonces para determinar la frecuencia del pulso se hace conociendo el tiempo entre el aumento y la disminución de la sangre oxigenada. Fuente: [44].

3.7 Diseño de la estructura en CAD e impresión en 3D

Se diseñan las piezas de la estructura en un software de diseño asistido por computadora que tiene grandes herramientas que permiten tener una mejor perspectiva de cómo quedará la carcasa ensamblada, siendo esta una manera fácil y sencilla de usar. En la figura 29, se muestran dos partes que son del ensamblaje, la parte (a) es la frontal junto al lateral izquierdo, la parte (b) es la posterior y el lateral derecho.

Figura 29

Diseño de la estructura, (a) parte frontal, (b) parte posterior

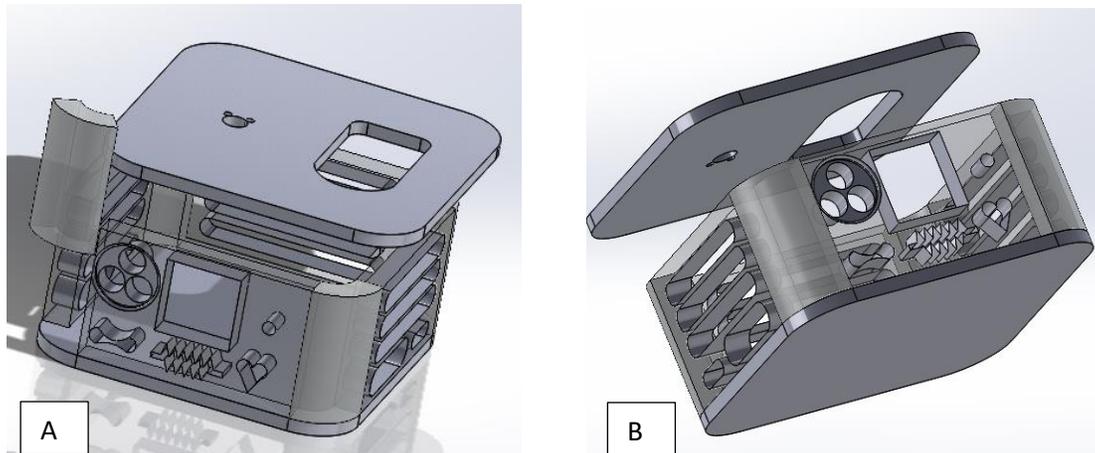


Nota. Fuente: [autor].

En la siguiente figura 30, se indica el ensamblaje completo tanto la parte (a) superior y la parte (b) inferior. Además, se indica el diseño para las partes de las esquinas y se puedan acoplar con las demás piezas.

Figura 30

Ensamble del sistema, (a) parte superior, (b) parte inferior



Nota. Fuente: [autor].

3.8 Proceso-Tratamiento de resina

Para realizar el tratamiento de resina se hace con el tetrahidrofurano, es un líquido incoloro y este compuesto químico hay que tener mucha precaución al usarlo, por algunas de sus características, como se había mencionado en la tabla 15.

En su procedimiento se coloca todas las piezas del material flexible en un recipiente figura 31, con el fin de obtener una mayor contextura, tanto en flexibilidad como en calidad. Después como se observa en la figura 32, se coloca el compuesto químico con el debido cuidado hasta que cubra la mayor parte de las piezas, se esperará alrededor de unos 2 minutos, ya que si se pasa más tiempo tiende a dañarse y a generar malos olores provocando posiblemente ardor a los ojos o picazón en la nariz.

Figura 31

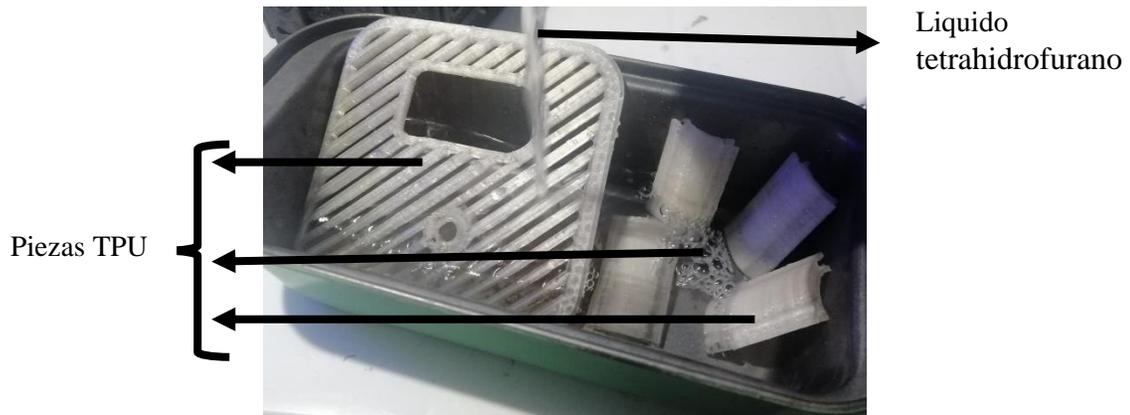
Material TPU en recipiente



Nota. Para un mejor secado, se le pasara un trapo en cada pieza y se le deja al aire libre por una hora para obtener un mejor acabado y flexibilidad. Fuente: [autor].

Figura 32

Colocación del tetrahidrofurano

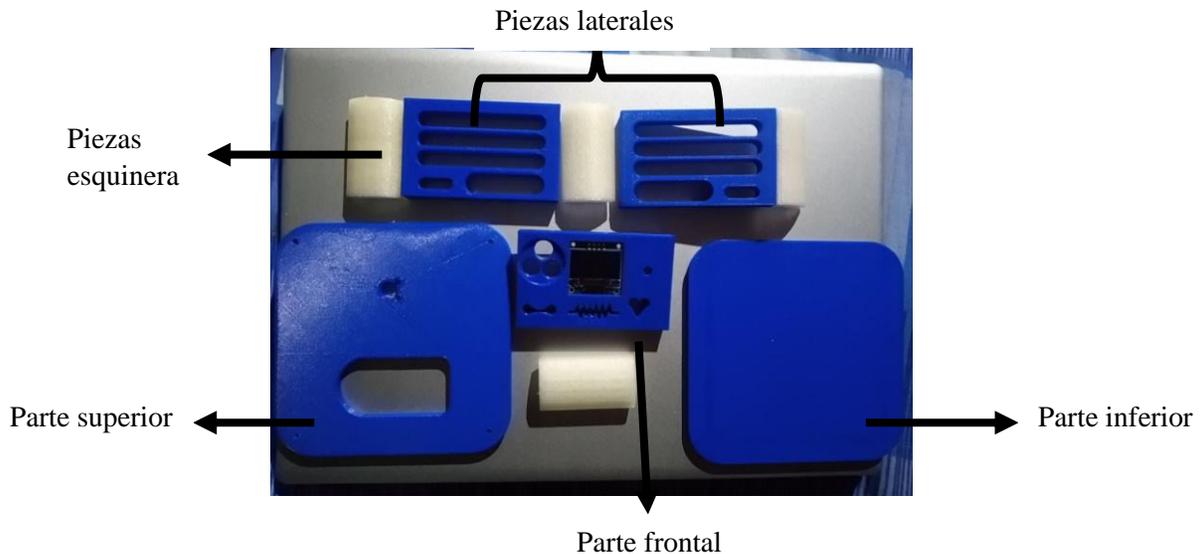


Nota. Para evitar errores es preferible colocar el químico en un recipiente de plástico, ya que otro tipo de material puede causar daños a las piezas. Fuente: [autor].

Una vez realizado el diseño completo y con las modificaciones que se requirió en la estructura se procede a la construcción con un material rígido como el PLA y con material flexible TPU. En la figura 33, se observa las piezas tanto de color azul (PLA) y con color blanco transparente (TPU).

Figura 33

Impresión 3D de la carcasa



Nota. Las piezas que se indican son del del primer diseño. Fuente: [autor].

3.9 Comunicación IoT

En esta parte se hará una conexión mediante WiFi para comunicarse de una manera inteligente al microcontrolador ESP8266 hacia la plataforma web Ubidots, figura 34, haciendo uso del IoT se obtendrá información de los sensores en tiempo real permitiendo tener un control sobre el estado de salud de los pacientes. Para que la comunicación sea un éxito debe estar estructurado en 4 partes:

- Los sensores deben tener la capacidad de comunicarse con diferentes dispositivos y a la vez conectarse al internet, con la información que se obtenga es necesario tener un controlador para guardar y almacenar los datos en este caso la ESP8266.
- La red que se utiliza en este caso es el internet y de los varios protocolos que tiene se utiliza el Message Queuing Telemetry Trans (MQTT) ideal para este proyecto.
- Para guardar los valores se sube a una nube o servidor donde recopilara la información útil de cada sensor.

- Una vez que este todo correcto, en la página web Ubidots se podrá visualizar los valores de cada sensor, teniendo la capacidad de exportar o guardar los datos para cuando se requiera.

Figura 34

Plataforma de Ubidots

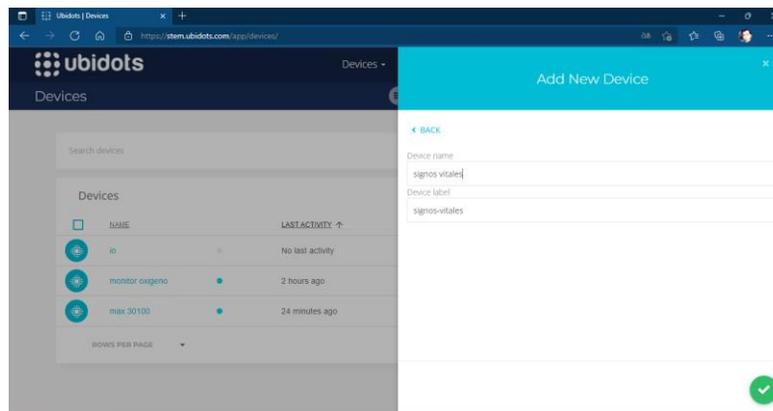


Nota. Esta plataforma ayuda a crear nuevos prototipos en IoT, y acceder a la nube desde cualquier dispositivo con internet. Fuente: [50].

Para empezar la comunicación, en primer lugar, se registra una cuenta en la plataforma web anteriormente mencionada, luego en la parte “create device”, figura 35, se crea un nuevo nombre que servirá para colocar en el código de la programación.

Figura 35

Renombrar dispositivo

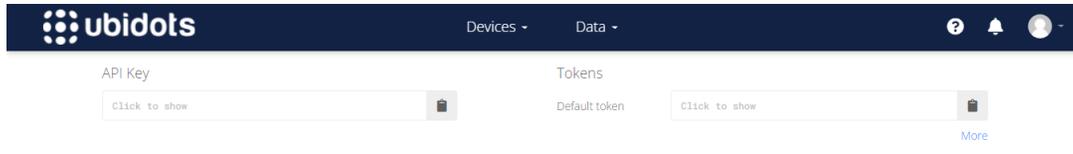


Nota. Para crear más de 4 variables se debe pagar a la plataforma y así obtener más beneficios. Fuente: [autor].

Después se coloca un token que viene dado en la misma plataforma, figura 36, en el código de la programación junto al nombre de la red del WiFi y la contraseña con el fin de que se conecte el microcontrolador ESP8266 con el IoT (Ubidots), figura 37.

Figura 36

Token de ubidots



Nota. No es necesario copiar el token de la plataforma en la programación para conectarse por wifi, se puede realizar por otros métodos, pero no son tan seguros. Fuente: [autor].

Figura 37

Configuración WiFi

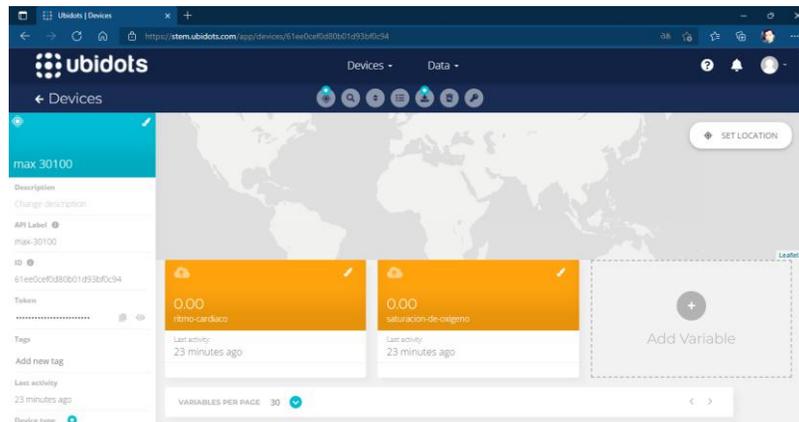
```
1 #include <UbidotsESPMQTT.h>
2
3
4 #include <PubSubClient.h>
5 #include <ESP8266WiFi.h>
6 #include <ESP8266WiFiMulti.h>
7 #include <stdio.h>
8
9 #include <Wire.h>
10 #include "MAX30100_PulseOximeter.h"
11
12 #define REPORTING_PERIOD_MS 1000
13 #define WIFISSID "YURIBETH HADDY" // se coloca el nombre de la red
14 #define PASSWORD "0450362280@Na" // se coloca la contraseña de la red
15 #define TOKEN "BBFF-tLaSExUc8G6Aoj2BLkhod5w8xfdv33" // se coloca el token que viene en ubidots
```

Nota. En caso de que la conexión sea fallida, se recomienda presionar los dos botones del microcontrolador de RST y Flash a la misma vez, y si no resulta se recomienda revisar las librerías. Fuente: [autor].

Por otro lado, se carga el código al microcontrolador ESP8266, se actualizará la página de internet y se visualizara las variables que se han creado en la plataforma, figura 38, a la vez se escoge o configura varios diseños widgets que tiene por defecto la plataforma.

Figura 38

Visualización de las variables en ubidots

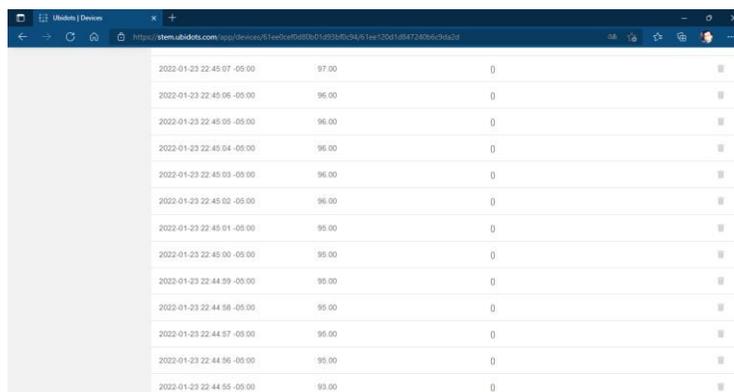


Nota. Fuente: [autor].

Por último, en la figura 39, se indican los valores que genera cada sensor, esto mediante el IoT, cabe mencionar que en la medición que se obtiene es en un lapso de 1 segundo siendo este configurable para que sea en más tiempo. En el caso de que se requiera tener una gráfica de los valores medidos, figura 40, se exporta los datos a otro software o simplemente en la misma página Ubidots tiene la herramienta para visualizar.

Figura 39

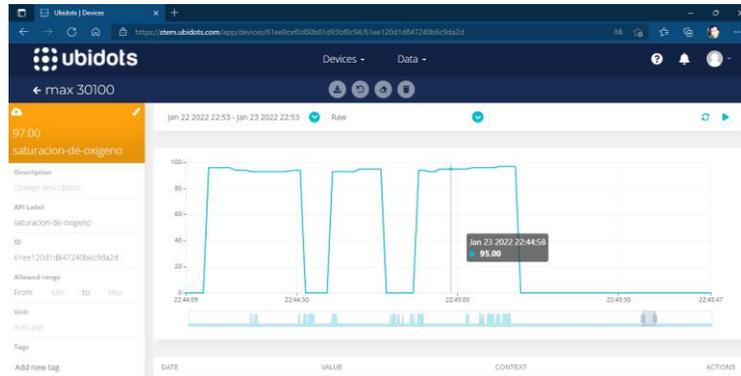
Visualización de datos en ubidots



Nota. Fuente: [autor].

Figura 40

Curva de los datos en ubidots



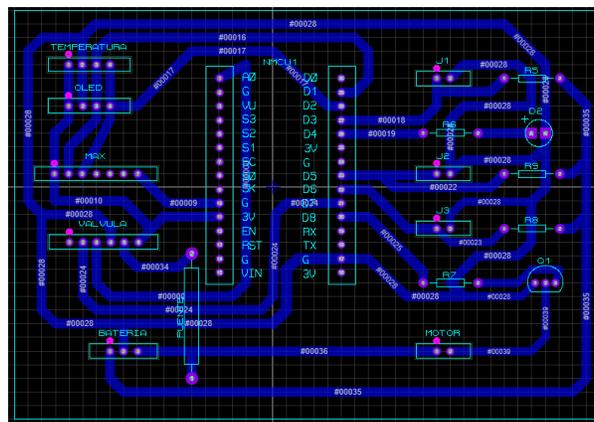
Nota. En el caso de que se requiera los datos de una sola sección la plataforma si permite escoger de que datos se necesita. Fuente: [autor].

3.10 Diseño de placa PCB

En esta parte se indica el diseño del circuito PCB, figura 41, el mismo que permite distribuir adecuadamente los espacios para la colocación de los componentes electrónicos, evitar un cruce de pistas y tener una mejor protección del sistema.

Figura 41

Diseño del circuito

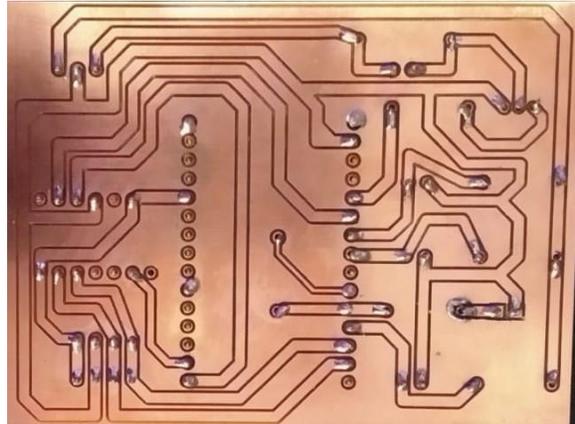


Nota. Para obtener una mayor rapidez al realizar las pistas se puede activar la opción de auto trazado. Fuente: [autor].

Para obtener las pistas de la placa PCB, figura 42, se utiliza el método de la fresadora, luego se realiza las perforaciones por medio de un taladro para ubicar los componentes y finalmente soldar. Las dimensiones que tiene la placa son de: 5cm x 5cm.

Figura 42

Placa PCB

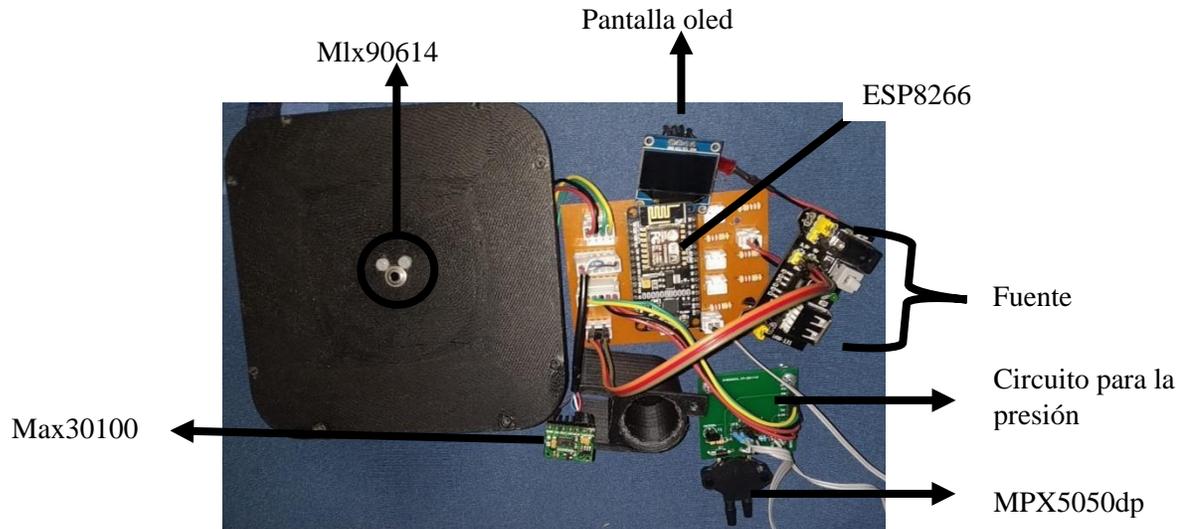


Nota. Para evitar daños en la placa, es preferible no poner la placa en negativo en las partes donde nos van los caminos de las pistas. Fuente: [autor].

Para terminar este proceso, es necesario realizar un ensamblé del circuito, figura 43, para verificar si existe algún error en el funcionamiento electrónico, comunicación IoT, lectura de datos de los sensores, programación o algún componente mal colocado.

Figura 43

Colocación de componentes en el circuito



Nota. El dispositivo que se indica es del prototipo final. Fuente: [autor].

3.11 Integración y ensamblaje del prototipo

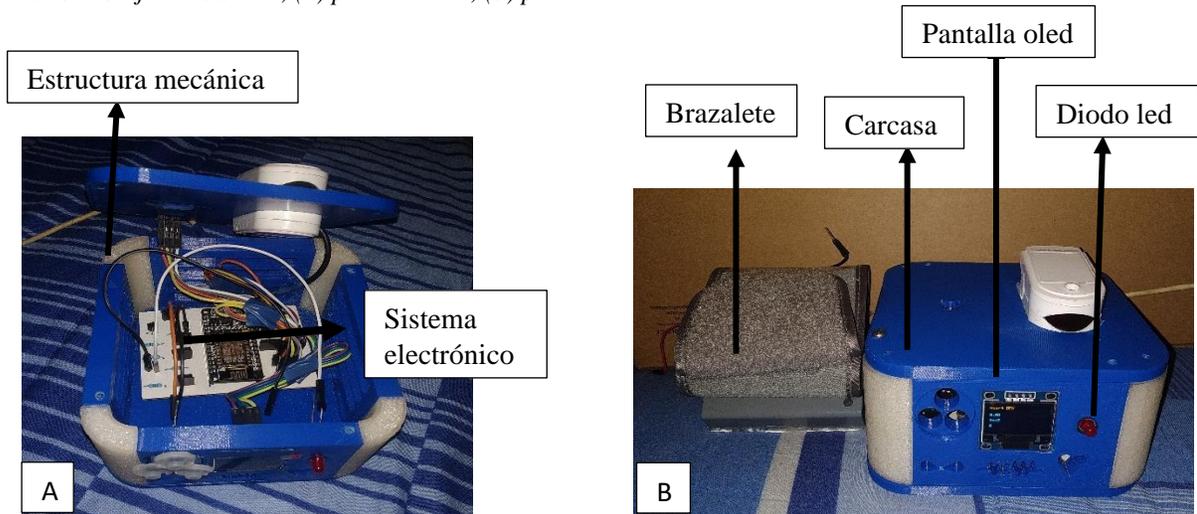
3.11.1 Prototipo inicial

Cabe mencionar que para la construcción del prototipo se realizó dos modelos de carcasas, el primer caso presentó algunos inconvenientes como: mal diseño de la estructura mecánica, incorrecta posición de componentes electrónicos, y peso excesivo (0,64lb).

A continuación, se indica el montaje de la estructura mecánica con la parte electrónica del sistema, figura 44.

Figura 44

Ensamblaje del sistema, (a) parte interna, (b) parte externa



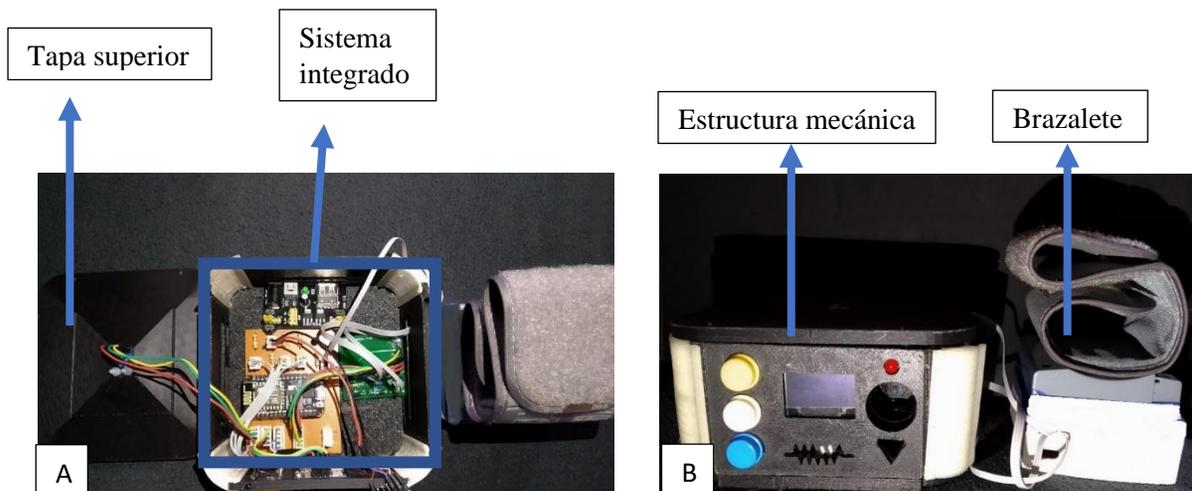
Nota. Fuente: [autor].

3.11.2 Prototipo final

En el segundo prototipo, figura 45, se indica la parte interna y externa del dispositivo, con los cambios respectivos para un mejor funcionamiento y fácil uso para el paciente.

Figura 45

Diseño final, (a) parte interna, (b) parte externa



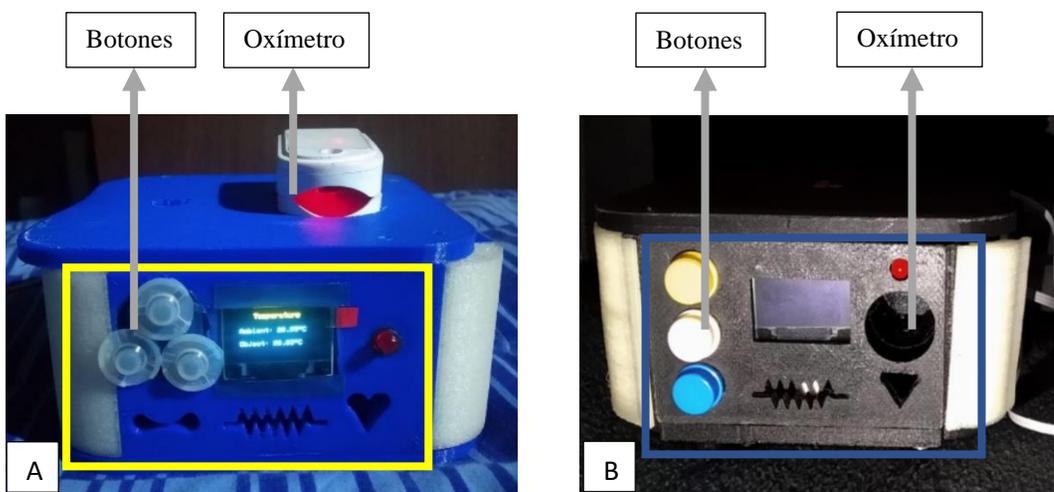
Nota. Fuente: [autor].

3.11.3 Comparación de prototipos desarrollados

En el prototipo final se ha optimizado la estructura, disminuyendo el grosor de la carcasa de 10mm a 5mm. Además, el rediseño de la parte frontal, figura 46, cambiando la colocación de los botones y el sensor de oxímetro. Con los cambios realizados permite que el sistema sea más liviano con un peso total de 0.58(lb).

Figura 46

Parte frontal, (a) prototipo inicial, (b) prototipo final

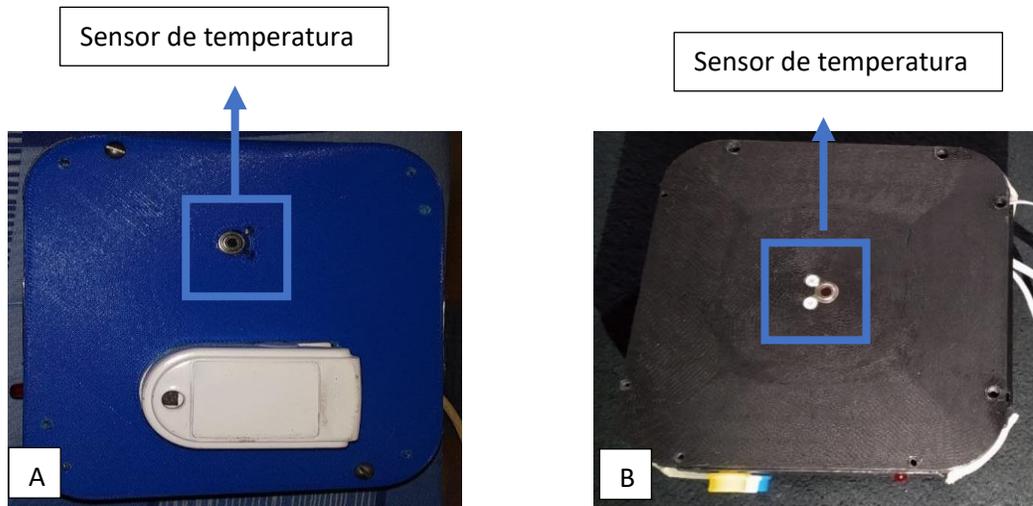


Nota. Con los cambios mencionados anteriormente, se ha reducido en su gran mayoría el tamaño de espacio adentro y afuera del prototipo[autor].

En la parte superior se ha retirado el sensor de frecuencia cardíaca, y se ha colocado únicamente el sensor de temperatura, figura 47.

Figura 47

Parte superior, (a) prototipo inicial, (b) prototipo final

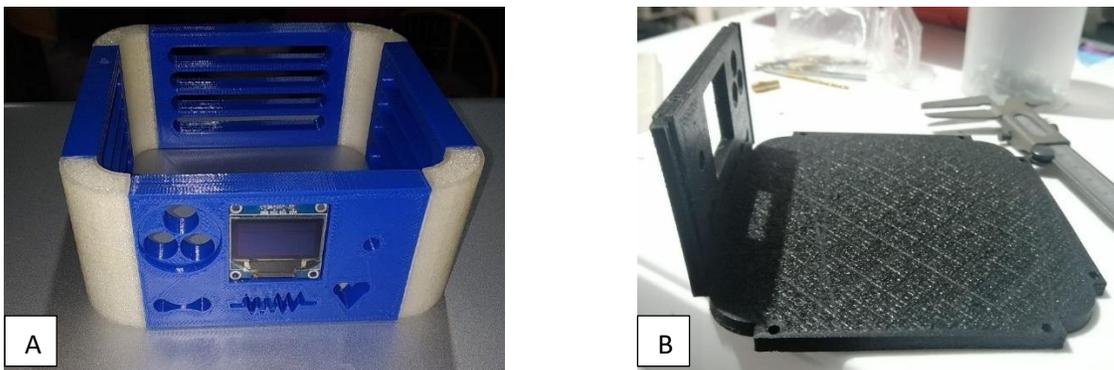


Nota. colocando el sensor en la parte central, el paciente tiene una mejor colocación y así evitar errores de datos. Fuente: [autor].

Finalmente se modificó la estructura mecánica del sistema, figura 48, con un diseño inicial de una sola pieza, pasando a uno totalmente desmontable, lo que permitirá cambiar cualquier elemento electrónico y realizar un mantenimiento fácilmente en caso de ser necesario.

Figura 48

Sujeción del prototipo, (a) diseño inicial, (b) diseño final



Nota. Fuente: [autor].

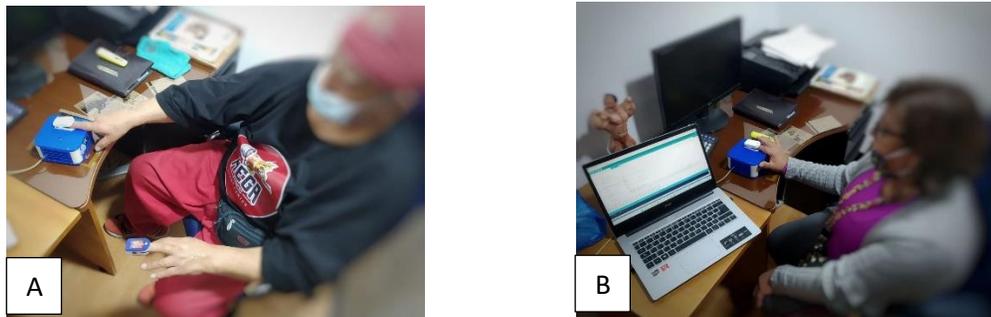
3.12 Pruebas de funcionamiento

En el anexo #3 se explica los protocolos de signos vitales que tomó en cuenta para realizar las mediciones a los pacientes, en caso de presentar algún problema de salud o tener valores anormales llamar de urgencia a algún familiar o llevar al paciente al centro de salud más cercano.

Las pruebas del sistema, figura 49, se hacen a una población de 10 personas, tanto con el dispositivo rediseñado, como con dispositivos comerciales, ver tabla 30 – 31, usualmente se usan en hospitales o centros de salud. El grupo que se va a realizar las mediciones va desde los 9 a 73 años. A cada persona se le toma 5 veces la misma prueba de cada signo vital como: temperatura corporal, frecuencia cardiaca, saturación de oxígeno y presión arterial. Esto servirá para conocer el error que existe y también para validar el funcionamiento del dispositivo, y así obtener un promedio tanto de los instrumentos comerciales como del prototipo rediseñado.

Figura 49

Prueba del sistema con los pacientes, (a) y (b) toma de signos vitales



Nota. Hay que mencionar que debido a la emergencia sanitaria no se pudo realizar pruebas a niños menores de 9 años. Fuente: [autor].

Tabla 30

Pruebas del sistema rediseñado hacia los pacientes

Repetición	N° de paciente	Género	Edad	Temperatura corporal (°C)	Frecuencia cardiaca (bpm)	Saturación de oxígeno (%)	Presión arterial (mmHg)	
							Sist	Diast
1	1	M	53	36,31	77,34	86,33	150,45	78,33
2				36,22	77,89	91,21	149,12	75,12
3				36,11	85,23	87,66	146,65	76,44
4				35,87	73,2	85,98	148,22	79,11
5				36,25	74,37	87,33	148,31	77,99
1	2	F	72	37,2	66,2	92,88	144,43	79,22
2				35,8	66,23	92,33	133,54	77,21
3				36,67	65,12	90,55	136,04	76,22
4				36,67	64,05	93,43	138,65	79,28
5				35,8	67,58	92,91	133,44	78,55
1	3	F	50	36,91	64,52	90,55	106,89	72,88
2				36,12	67,98	93,56	105,45	68,87
3				36,57	60,35	91,22	109,76	68,1
4				36,1	61,33	92,05	106,33	65,34
5				35,9	66,4	93,89	115,12	68,44
1	4	M	30	35,9	77,54	94,23	127,33	81,32
2				36,35	73,45	91,66	125,35	82,39
3				35,71	77,1	91,12	128,95	85,12
4				36,45	80,45	91,19	129,74	83,65
5				36,23	79,87	90,37	129,87	84,98
1	5	F	73	36,24	55,21	91,23	150,55	82,29
2				36,4	54,56	88,98	143,02	79,88
3				36,8	57,66	89,28	150,43	82,76
4				35,95	58,98	89,65	146,65	81,56
5				36,1	61,32	90,57	151,85	79,65
1	6	M	73	35,71	70,35	81,88	138,76	78,54
2				35,83	69,43	83,76	130,01	81,34
3				36,64	73,33	82,44	130,43	84,67
4				35,83	75,12	83,89	130,67	83,54

5				36,4	71,76	84,12	138,9	82,45
1	7	F	20	36,3	73,49	92,24	115,34	80,33
2				36,58	77,04	89,77	116,76	79,76
3				36,23	75,54	93,11	118,54	78,99
4				36,55	75,34	93,12	115,98	78,34
5				35,83	78,5	95,33	115,88	76,23
1	8	M	25	36,24	75,43	90,55	118,44	78,11
2				36,86	81,1	92,6	120,09	79,12
3				36,65	77,97	94,23	116,55	75,34
4				36,4	76,25	94,78	114,1	80,45
5				35,9	73,17	89,98	113,77	76,83
1	9	M	9	36,56	83,98	97,34	122,65	71,11
2				36,3	89,87	98,43	118,32	70,35
3				36,01	86,53	96,76	118,34	70,1
4				36,12	83,88	98,89	120,23	74,78
5				36,11	86,33	97,89	118,21	69,98
1	10	F	11	35,95	83,66	98,9	116,91	69,69
2				36,9	87,65	99,1	120,78	71,53
3				36,87	91,11	98,78	116,12	68,54
4				36,55	86,14	98,33	116,19	71,22
5				36,67	89,55	97,73	117,18	72,54

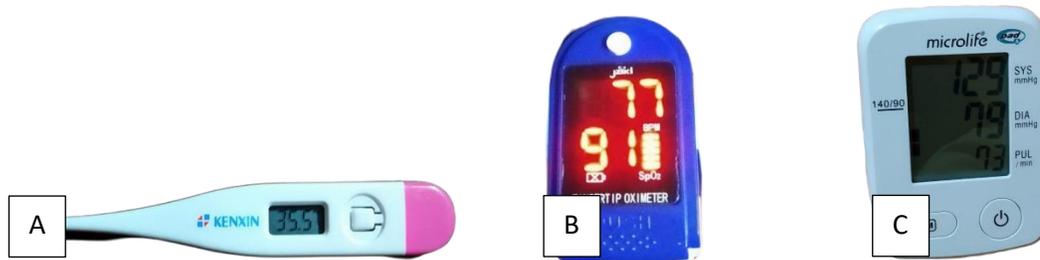
Nota. Las mediciones se realizaron a cinco mujeres y a cinco hombres. Fuente: [autor].

3.13 Validación del funcionamiento

En esta se etapa se obtendrá valores con instrumentos comerciales, para la temperatura corporal se consiguió un termómetro digital Kenxin, figura 50 (a), para la frecuencia cardiaca y saturación de oxígeno se consiguió un oxímetro digital Fingertip oximeter (b) y por último para la presión arterial se consiguió un tensiómetro digital Microlife BP3AG1 (c).

Figura 50

Instrumentos comerciales, (a) tensiómetro digital, (b) oxímetro digital, (c) termómetro digital



Nota. Fuente: [autor].

En la figura 51, son pruebas realizadas a pacientes con instrumentos comerciales, una vez que se obtienen estos valores se registran como se indica en la tabla 31, para luego proceder a hacer un análisis de comparación de los dispositivos utilizados.

Figura 51

Prueba con dispositivos comerciales, a y b toma de signos vitales



Nota. Fuente: [autor].

Tabla 31

Pruebas de instrumentos comerciales hacia los pacientes

Repetición	Nº de paciente	Género	Edad	Temperatura corporal (°C)	Frecuencia cardiaca (bpm)	Saturación de oxígeno (%)	Presión arterial (mmHg)	
							Sist	Diast
1	1	F	53	36,2	78	86	152	80
2				36,1	77	90	150	75
3				35,8	84	87	148	76
4				34	74	86	147	80
5				36,6	76	87	150	79
1	2	M	72	36,8	67	93	143	80
2				36,1	66	91	135	78
3				36,2	67	90	137	75
4				36,4	64	94	140	78
5				36	68	93	135	80
1	3	F	50	36,3	65	91	108	71
2				35,4	69	93	106	70
3				36,4	62	91	111	68
4				36,2	62	92	106	66
5				36,2	66	94	113	70
1	4	M	30	36	77	94	126	82
2				36,5	75	91	126	82
3				35,6	77	91	128	85
4				35,9	83	92	128	83
5				36	80	92	130	84
1	5	F	73	36,4	54	91	152	82
2				36,5	54	89	141	78
3				36,9	57	90	152	82
4				36,3	60	90	145	81
5				36,4	62	89	149	80
1	6	M	73	35,5	71	82	137	79
2				35,7	69	84	129	81
3				36,6	74	82	130	84
4				36	75	84	133	86

5				36,2	73	84	134	80
1	7	F	20	36,4	74	92	116	80
2				36,8	77	90	115	78
3				36,5	76	95	117	79
4				36,7	75	94	115	79
5				35,7	78	94	117	77
1	8	M	25	36,4	75	93	117	78
2				36,9	80	95	118	79
3				36,8	78	94	115	75
4				36,1	76	96	116	80
5				36,1	74	90	114	76
1	9	M	9	36,8	85	97	119	70
2				36,4	90	98	120	73
3				35,8	86	97	118	72
4				35,9	84	99	118	74
5				36	86	98	120	70
1	10	F	11	36	84	99	115	69
2				37,3	87	99	119	71
3				36,9	92	98	118	68
4				36,6	85	98	117	70
5				36,7	90	98	118	71

Nota. Para una validación correcta de los datos, se tomó cinco veces la medición con los dispositivos comerciales
Fuente: [autor].

3.14 Análisis de resultados

En las siguientes tablas 33 – 36, se indican las comparaciones de los datos que se obtuvieron de los dos instrumentos: comercial y del dispositivo realizado, con el fin de determinar el porcentaje de error existente.

Para encontrar el valor de error se calcula mediante la siguiente ecuación 3-1, y se la utiliza para cada parámetro con la finalidad de conocer cuanta es la diferencia de error entre los instrumentos comerciales y el prototipo rediseñado.

$$\% \text{ error} = \frac{|\text{valor aproximado} - \text{valor real}|}{\text{valor real}} \times 100$$

Ecuación 3-2

Hay que mencionar que 4 de las personas que se les realizó la toma de signos vitales tienen patologías preexistentes, en la siguiente tabla 32, se especifican cuáles son:

Tabla 32

Información de algunos pacientes

N° de paciente	Edad	Enfermedad	Recibe Tratamiento
1	53	<ul style="list-style-type: none"> • Cáncer de tiroides (ya superada) • Infarto (ya superado) 	Si
3	50	<ul style="list-style-type: none"> • Afectación por covid-19 a los pulmones 	No
5	73	<ul style="list-style-type: none"> • Hipotiroidismo • Hipertensión 	Si
6	73	<ul style="list-style-type: none"> • Hipotiroidismo • Hipertensión • Diabetes 	Si

Nota. Fuente: [autor].

3.14.1 Temperatura corporal

Tabla 33

Promedio de valores y error de temperatura corporal

N° Pacientes	Edad	Genero	Dispositivo	Comercial	Error
1	53	Femenino	36,15	35,7	1,37
2	72	Masculino	36,43	36,3	0,35
3	50	Femenino	36,32	36,1	0,61
4	30	Masculino	36,13	36	0,35
5	73	Femenino	36,30	36,5	0,56

6	73	Masculino	36,08	36	0,23
7	20	Femenino	36,30	36,4	0,34
8	28	Masculino	36,41	36,5	0,14
9	10	Masculino	36,22	36,2	0,11
10	9	Femenino	36,59	36,7	0,31
Total					0,69

Nota. Fuente: [autor].

Como resultado de la tabla 33, se obtiene que las 10 personas de diferentes edades se encuentran en un rango adecuado, sin presentar algún problema. Además, el valor que se ha colocado como error es el promedio de las 5 mediciones que se hizo de cada persona, esto dando un resultado de 0.69, con ello el sistema que se desarrollo tiene un buen funcionamiento.

3.14.2 Frecuencia cardiaca

Tabla 34

Promedio de valores y error de frecuencia cardiaca

N° Pacientes	Edad	Genero	Dispositivo	Comercial	Error
1	53	Femenino	77,61	77,8	1,34
2	72	Masculino	65,84	66,4	1,01
3	50	Femenino	64,12	64,8	1,31
4	30	Masculino	77,68	78,40	1,23
5	73	Femenino	57,55	57,40	1,45
6	73	Masculino	72,00	72,40	0,86
7	20	Femenino	75,98	76,00	0,49
8	28	Masculino	76,78	76,60	0,69
9	10	Masculino	86,12	86,2	0,50
10	9	Femenino	87,62	87,60	0,79
Total					0,97

Nota. Fuente: [autor].

Se obtiene como resultado de la tabla 34, que a pesar de que algunas personas tienen enfermedades y diferentes edades, estas se encuentran en un rango adecuado, sin presentar ningún mayor inconveniente.

3.14.3 Saturación de oxígeno

Tabla 35

Promedio de valores y error de saturación de oxígeno

N° Pacientes	Edad	Genero	Dispositivo	Comercial	Error
1	53	Femenino	87,7	87,2	0,58
2	72	Masculino	92,42	92,20	0,58
3	50	Femenino	92,25	92,20	0,30
4	30	Masculino	91,71	92,00	0,75
5	73	Femenino	89,94	89,80	0,65
6	73	Masculino	83,22	83,20	0,25
7	20	Femenino	92,71	93,00	0,97
8	28	Masculino	92,43	93,60	1,34
9	10	Masculino	97,86	97,80	0,25
10	9	Femenino	98,57	98,40	0,32
Total					0,60

Nota. Fuente: [autor].

De las personas 10 personas que se realizó las pruebas, se pudo comprobar que 3 (color amarillo) tienen valores anormales ver tabla 35, los pacientes 1 y 5, estos están en hipoxia moderada, mientras que el paciente 6 está en hipoxia severa, esto debido a las patologías preexistentes como se indicó en la tabla 32. Además, estas personas están en un proceso de tratamiento con sus respectivos médicos. Por último, se tiene un promedio de error de 0.60, dando un buen funcionamiento del sistema.

3.14.4 Presión arterial

Tabla 36

Promedio de valores y error de presión arterial

N° Pacientes	Edad	Genero	Dispositivo		Comercial		Error	
			Sist	Diast	Sist	Diast	Sist	Diast
1	53	Femenino	148,55	77,40	149,40	78,00	0,90	1,04
2	72	Masculino	137,22	78,10	138,00	78,20	0,98	1,41
3	50	Femenino	108,71	68,73	108,80	69,00	0,97	1,53
4	30	Masculino	128,25	83,49	127,60	83,20	0,75	0,68
5	73	Femenino	148,50	81,19	147,80	80,60	1,29	0,91
6	73	Masculino	132,75	81,71	131,40	81,60	1,74	2,06
7	20	Femenino	116,50	78,73	116,00	78,60	1,05	0,90
8	28	Masculino	116,59	77,97	116,00	77,60	1,24	0,48
9	10	Masculino	119,55	71,26	119,00	71,80	1,63	1,79
10	9	Femenino	117,44	70,70	117,40	69,80	1,23	1,29
Total, Sist							1,18	
Total, Diast								1,21

Nota. Fuente: [autor].

Como resultado de la tabla 36, se obtiene que 4 (color amarillo) de las 10 personas no están en el rango adecuado, debida a las patologías preexistentes a excepción del paciente 2 que no presenta ninguna patología. Con ello se dice que los pacientes sufren de hipertensión, pero están siendo tratados con sus respectivos médicos. Por último, se tiene un error de sistólica de 1,18, diastólica de 1,2.

3.14.5 Resultado comunicación IoT

En la figura 52, se visualiza los valores obtenidos de los sensores en la plataforma Ubidots, de igual manera en la pantalla oled del sistema rediseñado, así como en la figura 53 la curva de medición del signo vital.

Figura 52

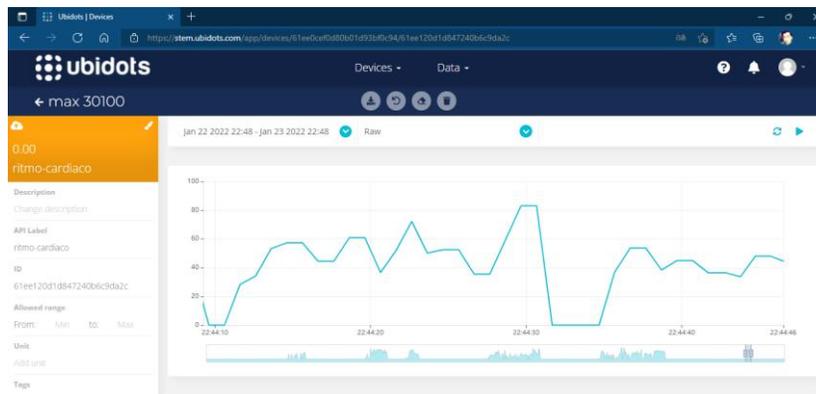
Valores en Ubidots

DATE	VALUE	CONTEXT	ACTIONS
New data available			
2022-01-23 22:44:09 -05:00	76.96	0	
2022-01-23 22:44:58 -05:00	70.99	0	
2022-01-23 22:44:57 -05:00	69.86	0	
2022-01-23 22:44:56 -05:00	77.60	0	
2022-01-23 22:44:55 -05:00	73.32	0	
2022-01-23 22:44:54 -05:00	70.44	0	
2022-01-23 22:44:53 -05:00	53.86	0	
2022-01-23 22:44:52 -05:00	76.40	0	
2022-01-23 22:44:51 -05:00	41.57	0	
2022-01-23 22:44:50 -05:00	28.15	0	

Nota. Fuente: [autor].

Figura 53

Curvas de los valores en Ubidots



Nota. Fuente: [autor].

Una vez que se obtuvo los valores de los instrumentos comerciales del termómetro, oxímetro y tensiómetro se comparó con el prototipo rediseñado, y se observó que los datos no varían demasiado, teniendo un error considerable como se indican en las tablas 33 – 36, indicando que el prototipo que se ha realizado es apto para ser utilizado. Con respecto a la optimización del diseño se obtiene que el prototipo tiene un peso de 0.58 (lb), con una medida de 12x12x6 cm, a diferencia del dispositivo base que tiene un peso de 0.74 (lb) y una medida de 16x14x9 cm. Además, se ha mejorado la carcasa utilizando material flexible evitando aristas vivas, se ha incluido un tratamiento de resina obteniendo una mejor estética en el diseño, se redujo el espacio incluyendo

elementos electrónicos y haciendo la placa PCB lo más pequeña. Se incorpora una comunicación IoT entre el microcontrolador ESP8266 y el WiFi con la plataforma Ubidots, obteniendo así los datos con facilidad para cualquier paciente.

4 CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

4.1 Conclusiones

- Mediante la revisión literaria y consultas con personal profesional se utilizó componentes no invasivos de montaje superficial para la medición de los cuatro signos vitales que se consideran importantes como: frecuencia cardiaca, saturación de oxígeno, temperatura corporal y presión arterial.
- La estructura del dispositivo combina material TPU y PLA, adecuados para investigaciones y aplicaciones médicas por sus propiedades químicas, físicas y mecánicas. En el tratamiento de resina se aplicó tetrahidrofurano al prototipo, obteniendo un acabado de mejor calidad con mayor flexibilidad. Las dimensiones del dispositivo son de: 12x12x6 cm, con un peso de 0.58 (lb).
- La utilización de la ESP8266 en el circuito permitió reducir el tamaño del sistema electrónico referente al espacio en el interior de la carcasa, debido a las medidas que tiene de: 5x2.5x1 cm. Además, facilitó la comunicación con la red WIFI.
- Se concluye que el sistema de signos vitales que se desarrolló tiene un margen de error mínimo, en el caso de la frecuencia cardiaca de 0,97%, saturación de oxígeno de 0,60%, temperatura corporal de 0,69%, presión arterial sistólica 1,18% y diastólica 1,21%.

4.2 Recomendaciones

- Antes de colocar los dispositivos electrónicos en la placa PCB, es recomendable probar el funcionamiento de cada sensor en un protoboard para evitar problemas posteriores con el dispositivo.
- Para realizar la estructura del diseño es recomendable utilizar filamentos hipoalergénicos y que no sean tóxicos.
- Para tener una buena comunicación entre la ESP8266 con la red WiFi, es recomendable tener instalado todas las librerías de comunicación como: PubSubClient, SoftWire, WiFi, ESPMQTT, Esp8266Master.

4.3 Trabajo a futuro

En la parte electrónica implementar todo el circuito con componentes de tecnología de montaje superficial, para que este sea reducido lo mayor posible, y con la ayuda de otros sensores con fines de medicina como para signos vitales puedan ser manipulables y así sean wearables portátiles.

Implementar una aplicación que funcione tanto en Android como en iOS, que tenga la facilidad de enviar los datos de cada paciente a sus doctores y con posibilidades de almacenamiento en la nube, con el fin de evitar que el paciente tenga que ir necesariamente al hospital o algún centro de salud. En caso de que se presente alguna emergencia como valores altos del paciente, la app pueda enviar un mensaje o llamada a algún familiar cercano, o al Ecu911.

Con respecto al material, se podría experimentar con otros filamentos flexibles que sean económicos y a la vez biodegradables, con ello se podría evitar la contaminación y ayudar al medio ambiente con dispositivos amigables.

REFERENCIAS

- [1] Goldman, L., & Schafer, A. "Goldman-Cecil Medicine de Approach to the patient: History and physical examination", Philadelphia, Elsevier, 2019, p. 6..
- [2] Bello Bustos, J. I. "Diseño de juguetes de montaje mecánico para niños," UCH. Santiago.2014.
- [3] P. A. Montesdeoca Moreta , Sistema mecatrónico para la medicion de signos vitales enfocados al control de la tercera edad., Ibarra: UTN, 2020.
- [4] Makikawa, M., Shiozawa, N., & Okada, S. "Fundamentals of Wearable Sensors for the monitoring of physical and physiological changes in daily life.," Japón, 2014.
- [5] Tintín Durán, E. I. "Diseño y elaboración de un prototipo de monitor de signos vitales aplicando métodos no invasivos con comunicación de datos a dispositivos móviles," UPS. Cuenca. 2015.
- [6] Navarrete Vallejos, J. P., & Herrería Grijalva, P. C. "Diseño y construcción de una red de monitoreo de signos vitales en adultos mayores con deficiencia de movilidad.," EPN. Quito. 2016.
- [7] Olvera Téllez, D. J. , & González Escalona, J. U. "Diseño y construcción de un sistema de monitoreo de signos vitales," IPN .México D.F. 2013.
- [8] Escobar, S. A. "Diseño e implementación de un sistema de monitoreo de signos vitales para un paciente virtual con infarto de miocardio," UMNG. Bogotá. 2019.
- [9] Rodríguez Téllez, B., & Franco Granillo, J. "Historia de la medicina crítica," Historia y filosofía de la medicina, vol. 60, n° 2, pp. 156-159, oct. 2015.
- [10] Delgado, L. M. "primeros auxilios," Sena, n° 2, p. 54, ago.
- [11] López Herranz, P. "Oximetría de pulso,» Medigraphic, "vol. 66, n° 3, pp. 160-169, ene 2003.
- [12] Gonzalez Mendoza, M. C. , Gonzalez Mendoza, K. V., Ovalle Afanador, K. G. , & Rozo, J. C. " Manejo de signos vitales en la historia clinica," CES. Cucuta. 2015.
- [13] Penagos, S., Salazar, L. D., & Vera, F. "Control de signos vitales: Guías para manejo de urgencias," Bogotá. 2017

- [14] Elto, J. (2016, 25 Septiembre). La historia de los wearables: cinco siglos intentando vestir tecnología. Recuperado el 17 de Mayo de 2021, de https://www.elespanol.com/elandroidelibre/otros-dispositivos/otros/20160925/historia-wearables-siglos-intentando-vestir-tecnologia/158234766_0.html. [Último acceso:].
- [15] Monge Rodríguez, J. M. "Estudio de las características y el impacto de los wearables centrado en el paradigma del internet de las cosas," PUCE. Quito. 2017.
- [16] Guiracocha Quito, L. A., & Lema Gualpa, F. J. "Diseño y desarrollo de un prototipo de bajo costo para la adquisición y transmisión de signos vitales en adultos mayores de la parroquia san bartolome del cantón Síg sig," UPS. Cuenca. 2021.
- [17] Gámes López, M. d. J. " Desarrollo de un sistema biomédico para monitoreo local y remoto de signos vitales de pacientes, utilizando tecnología de Internet de las Cosas IoT," ITCA, La Libertad. 2020.
- [18] Rebolledo Nandi, Z. " Monitor de signos vitales portátil," UAGro. Chilpancingo. 2016.
- [19] Wellue. (2021, 15 de julio). Pediatric Oxygen Monitor. Recuperado el Julio 16 de septiembre de 2021, de <https://getwellue.com/>.
- [20] Aguilar, R. (2021, 20 de Abril). Amazfit GTS 2 análisis. Recuperado el 19 de Junio de 2021, de <https://www.xataka.com/analisis/amazfit-gts-2-analisis-caracteristicas-precio-especificaciones>.
- [21] Moore, C. (2018, 28 de Mayo). Cova para epoc y otras enfermedades. Recuperado el 15 de julio de 2021, de <https://lungdiseasenews.com/2015/05/28/tosense-receives-510k-clearance-cova-home-patient-monitoring-system-copd-diseases>.
- [22] Garcia Gonzales , J. "Impresión 3D en Física y Química," UC. Santander. 2017.
- [23] Matus, D. (2018, 1 de marzo). La impresión en 3D es más vieja de lo que crees: te contamos su historia. Recuperado el 17 de mayo de 2021, de <https://es.digitaltrends.com/fotografia/historia-de-la-impresion-en-3d/>.
- [24] Bogas, J. (2020, 4 de noviembre). Qué es el plástico PLA. Recuperado el 9 de mayo de 2021, de https://twenergy.com/ecologia-y-reciclaje/que-es-plastico-pla/#Historia_del_filamento_PLA.
- [25] Flynt, J. (2017, 9 de noviembre). Ácido poliláctico (PLA). Recuperado el 26 de mayo de 2021, de <https://3dinsider.com/what-is-pla/>.
- [26] Mourik, D. V. (2019, 20 de junio). Tractus 3D. Recuperado el 16 de Mayo de 2021, de <https://tractus3d.com/es/filament/>.

- [27] Rohringer, S. (2021, 23 de julio). Los mejores filamentos para impresoras 3D de 2021. Recuperado el 17 de diciembre de 2021, de <https://all3dp.com/2/tpe-filament-explained-and-compared/>.
- [28] Revelo, M. (2011, 8 de junio). Tecnología de los Plásticos. Recuperado el 7 de mayo del 2021, de <https://tecnologiadelosplasticos.blogspot.com/2011/06/abs.html>.
- [29] Torres, L. (2019, 6 de junio). El filamento de ABS en la impresión 3D. Recuperado el 24 de mayo de 2021, de <https://www.3dnatives.com/es/filamento-de-abs-impresion-3d-06062019/#!>.
- [30] Espinoza Martínez, P. A. " Estudio para el desarrollo de compuestos de poliéteruretano termoplástico (tpu)-hidroxiapatita (ha) para su posible uso en implantes ortopédicos: procesabilidad y propiedades mecánicas," CIQA.Saltillo.2017.
- [31] Caceres Nuñez del Prado, E. A. " Optimización del proceso de colado de piezas, en elastómero termoplástico poliuretano (tpu) mediante el control de temperaturas," UNAS. Arequipe.2018.
- [32] Beatriz, C. G. " Extrusion of thermoplastic elastomer filaments for the design of multi-polymer structures by 3d printing," UVA.Valladolid.2018.
- [33] Ramírez Ferrero, M. (2015,25 de junio). Tratamientos superficiales post-impresión (III). Tratamientos químicos. Recuperado el 26 de junio de 2021, de <http://www.dima3d.com/tratamientos-superficiales-post-impresion-iii-tratamientos-quimicos-i/>.
- [34] Meyer. (2018, 5 de enero). Hoja de datos de seguridad. Recuperado el 17 de enero de 2022, de http://www.reactivosmeyer.com.mx/datos/pdf/materias/hds_7035.pdf.
- [35] MA, R. , Belter, J. & Dollar, A. (2015) Fabricación de deposición híbrida (HDM). Recuperado el 10 de junio 2021 , de <https://www.eng.yale.edu/grablab/openhand/hdm.html?fbclid=IwAR0Uz072BAzFIyKUsEjiNMsAFwgH8CgnYdraaRAST5wO1nYyd4RhseqFRE8#guide>.
- [36] Smooth. (2015, 17 de mayo). PMC-780 Dry Y PMC-780 Wet. Recuperado el 18 de enero de 2022, de <https://www.smooth-on.com/products/pmc-780-dry/>.
- [37] Pintulac. (2002). Kit Resina Epoxica 2:1. Recuperado en marzo de 2021, de <https://www.pintulac.com.ec/kit-resina-epoxica-2-1-dura-quarz-de-3-9-kilogramos-wesco.html>.
- [38] Wesco.(2013, 20 de octubre). Dura quartz. Recuperado el 16 de febrero de 2022 , de <https://static1.squarespace.com/static/605230986f1c9c1648f1bc0a/t/608a10a4db7e9037b0d1edf1/1619660964661/Ficha+T%C3%A9cnica+WESCO+Dura+Quarz+V.2.pdf>.

- [39] Andrade E. & Rodríguez M., "Metodología de la Investigación: La Creatividad, el Rigor del Estudio y la Integridad son factores que Transforman al Estudiante en un Profesional de Éxito," Villahermosa: Universidad Juárez Autónoma de Tabasco, 2005.
- [40] Hernandez R., Fernández C. & Baptista P., "Metodología de la investigación," México: MCGRAW-HILL, 2011.
- [41] Jiménez Colina Y. N., & Suárez Porrillo M. d., "Investigación de campo como estrategia metodológica para la resolución de problemas," Maracaiba: Universidad DR.José Gregorio Hernández, 2014.
- [42] Tam J., Malaga, G., & Olivero Ramos R., "Tipos, métodos y estrategias de investigación científica," Pensamiento y acción , pp. 145-154, 2008.
- [43] Rodríguez, J., Álvarez, L., Tapia, D., López, F., Cardona, D. M., Mora, J., Acuña, C., Torres, V., Pineda, D., & Rojas, N. "Evaluación de la dinámica cardiaca de pacientes con arritma con base a la teoría de la probabilidad," Medicina, vol. 34, nº 1, pp. 7-16, 2015.
- [44] Maximintegrated. (2014, 24 de septiembre). Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC. Recuperado el 13 de marzo de 2021, de <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30100.pdf>.
- [45] Melexis. (2019). Datasheet for MLX90614. Recuperado el 16 de marzo de 2021, de <https://www.melexis.com/en/documents/documentation/datasheets/datasheet-mlx90614>.
- [46] Motorola. (2009). alldatasheet. 2009. Recuperado el 14 de marzo de 2021, de <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/5186/MOTOROLA/MPX5050DP.html>.
- [47] Brownell, L. (2017, 6 de septiembre) Low-cost wearables manufactured by hybrid 3D printing. Recuperado e 15 de octubre de 2021, de <https://wyss.harvard.edu/news/low-cost-wearables-manufactured-by-hybrid-3d-printing/>.
- [48] Espressif. (2015). ESP8266EX. Recuperado el 18 de diciembre de 2021, de https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/0a-esp8266ex_datasheet_en.pdf.
- [49] Solomon. (2008). SSD1306. Recuperado el 17 de octubre de 2021, de <https://cdn-shop.adafruit.com/datasheets/SSD1306.pdf>.
- [50] Peláez, A. (2011). Ubidots. Recupeado el 11 de noviembre de 2021, de <https://www.ubidots.com/>.
- [51] Ordóñez, J. " Dispositivos y tecnologías wearables," Cedro, 2016.

ANEXOS

Anexo 1: Análisis de Costos

A continuación, se indica cuáles fueron los costos para realizar todo el rediseño del prototipo, donde constan los sensores, componentes electrónicos, PCB, impresión 3D que fue realizada con la impresora perteneciente a la carrera de Mecatrónica, licencia Académica SolidWorks de la Universidad Técnica del Norte.

Tabla 1

Costos

Detalles	Costo
Sensores no invasivos	\$70
Elementos electrónicos y químicos	\$50
Placa PCB	\$10
Node Mcu Esp8266 V3	\$10
Impresión 3D (laboratorios Mecatrónica-UTN)	\$0
Software para el diseño de circuitos electrónicos y diseño asistido por computadora (licencia académica)	\$0
Software CAD (SolidWorks-licencia académica UTN)	\$0
Filamentos TPU y PLA	\$56
Total	\$196

Nota. Fuente: [autor].

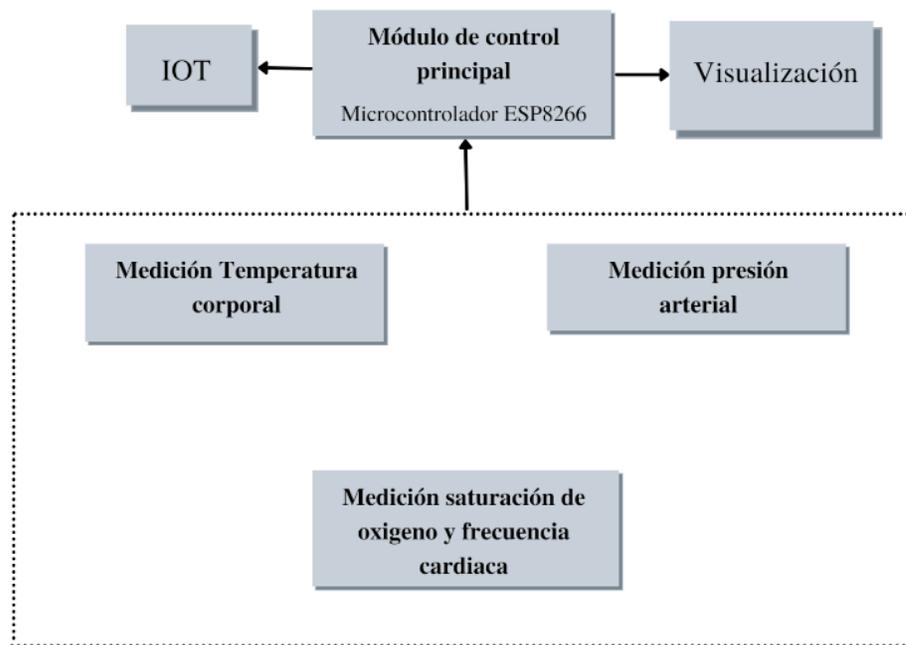
El prototipo fue rediseñado con un costo total de \$196 pero se debe agregar que no se está tomando en cuenta la mano de obra, mantenimiento del dispositivo ni producción en masa.

Anexo 2: Diagramas de flujo

Mediante los diagramas de flujo, se detalla las diferentes subrutinas que tiene el sistema para una mayor comprensión de que tanto constituyen y que tareas realizan.

Figura 1

Diagrama de flujo general



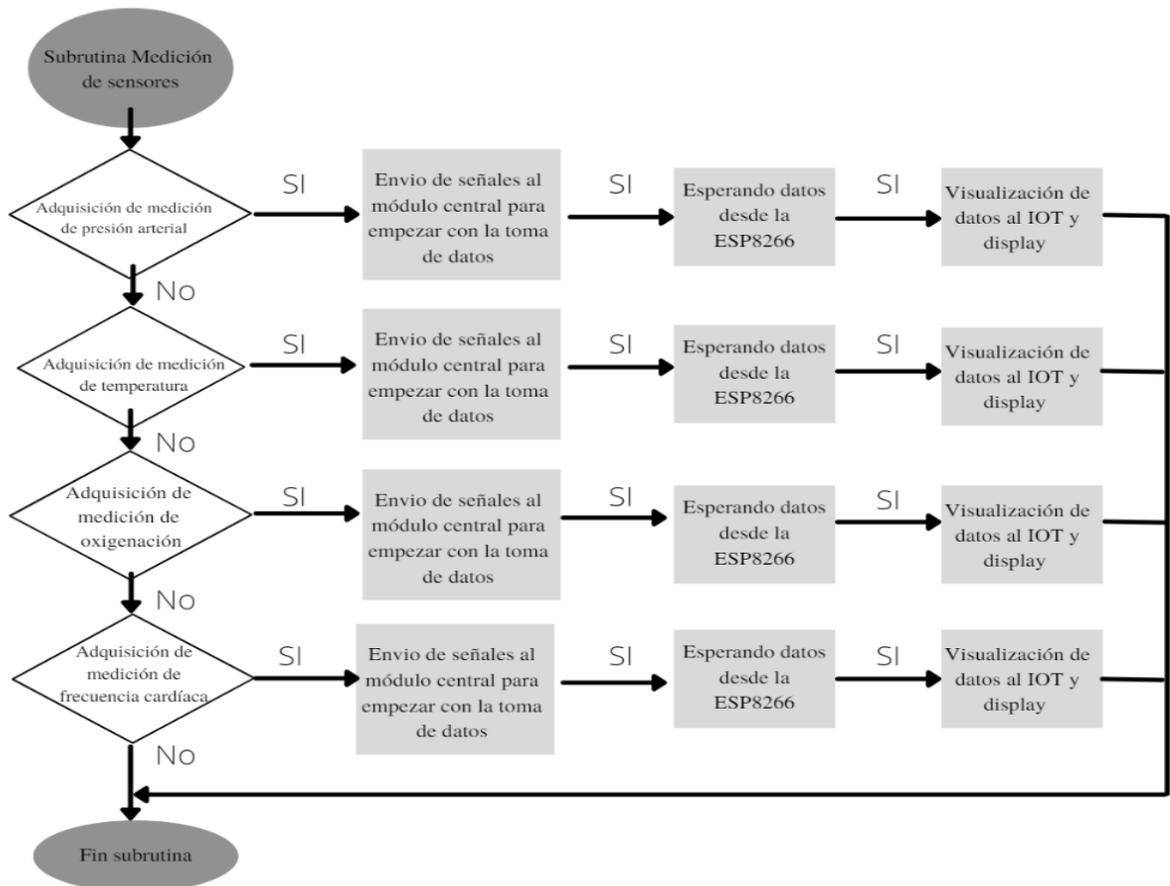
Nota. Fuente: [autor].

Subrutina de los sensores de signos vitales

A continuación, se visualiza la subrutina de los procesos de los siguientes sensores: presión arterial, temperatura corporal, saturación de oxígeno y frecuencia cardíaca, los datos que se del control principal ESP8266, se la envía la información a la nube y se la presenta en la página Ubidots, también hacia a la pantalla oled para la visualización.

Figura 2

Diagrama de flujo medición de signos vitales



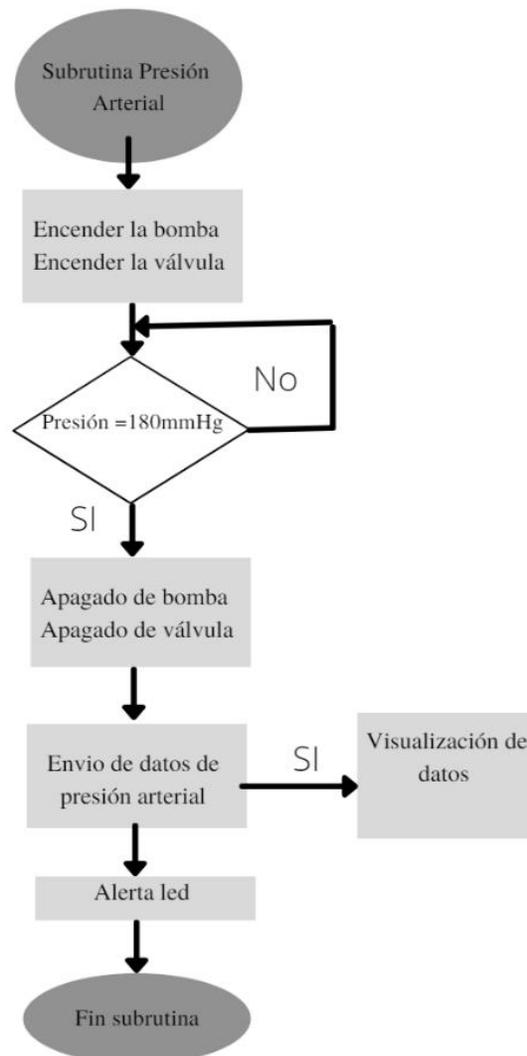
Nota. Fuente: [autor].

Subrutina Presión arterial

Ahora se indica el diagrama de flujo de la presión arterial, en donde se observan dos parámetros principales la de encender y apagar tanto la bomba como la válvula, una vez que se inicie la bomba llegara hasta un valor asignado que en este caso es de 180mm Hg, de la misma manera se apaga la válvula, luego se procederá a recibir y enviar los datos para visualizar en la pantalla, en caso de presentar un error en los datos o un valor alto se alertara con un led.

Figura 3

Diagrama de flujo presión arterial



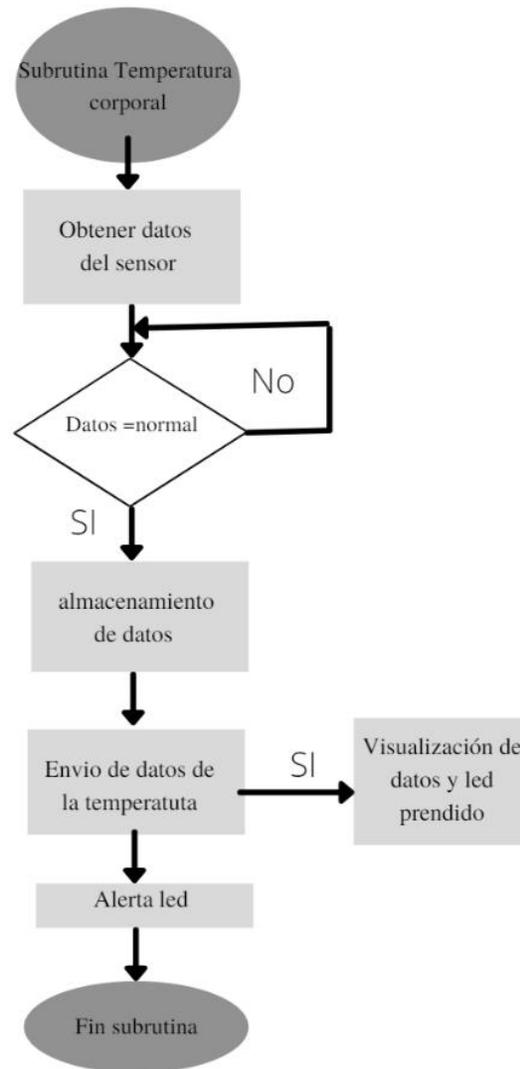
Nota. Fuente: [autor].

Subrutina Temperatura corporal

En el siguiente diagrama se indicará la obtención de los datos del sensor, para luego almacenarlos y visualizarlos, de la misma manera si existe algún error o exceso de un valor que sobresalga a lo normal se alertará con un led.

Figura 4

Diagrama de flujo de temperatura corporal



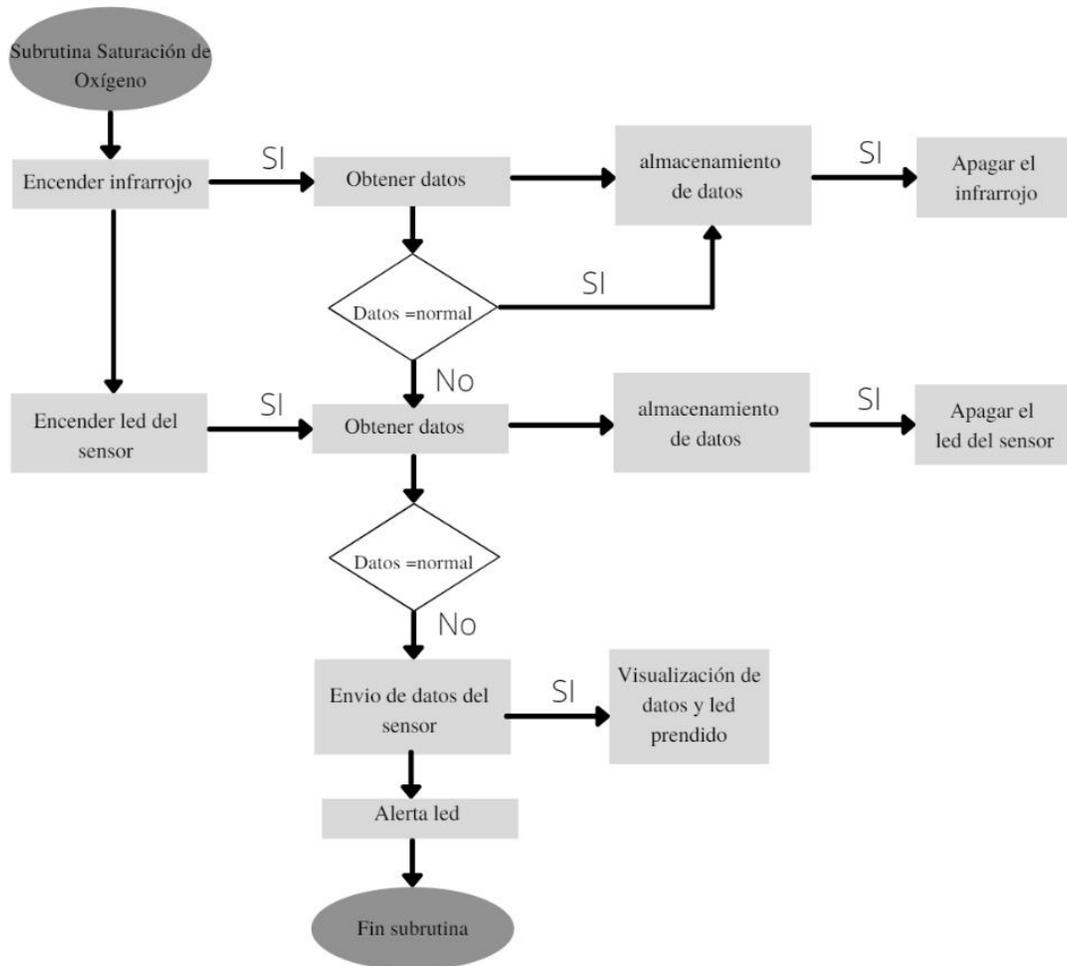
Nota. Fuente: [autor].

Subrutina saturación de oxígeno

A continuación, se presenta el diagrama de flujo de la saturación de oxígeno, donde se indica el encendido y apagado del infrarrojo, así como para el led, luego se guardará la información y se la distribuirá para visualizar los datos, en caso de un sobre valor se alertará con un led.

Figura 5

Diagrama de flujo de saturación de oxígeno



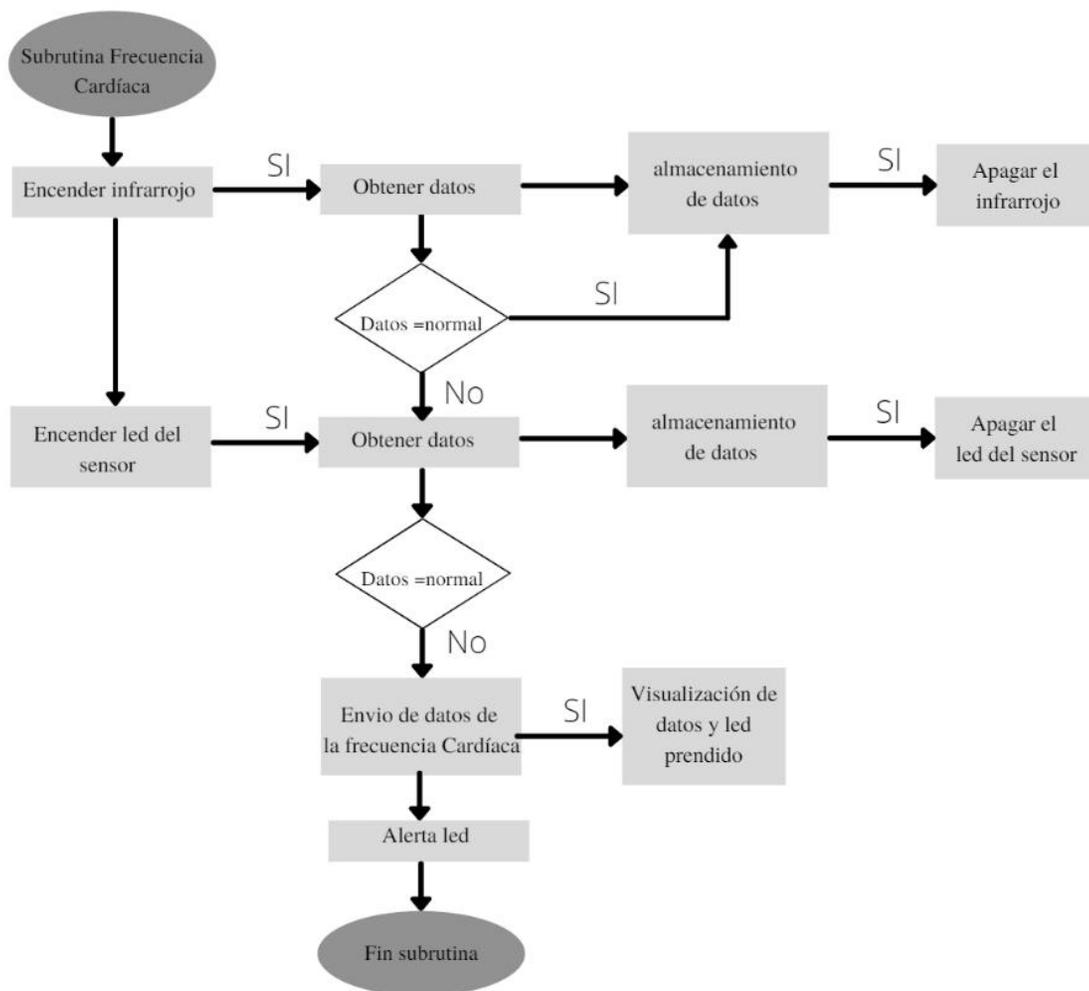
Nota. Fuente: [autor].

Subrutina frecuencia cardíaca

Gracias a los datos que se obtuvo en la subrutina de saturación de oxígeno, se recoge esta información y se la procesa para indicar los datos de frecuencia cardiaca, para luego presentarlas mediante una pantalla, hasta llegar a su fin, en caso de presentar alguna novedad se alertará con un led.

Figura 6

Diagrama de flujo frecuencia cardiaca



Nota. Fuente: [autor].

Anexo 3: Protocolo: medición de signos vitales

❖ Control de temperatura

Para la obtención de los datos se realizó con un termómetro digital modelo Kenxil y con el dispositivo rediseñado.

- Precauciones y recomendaciones
 - En el termómetro digital, antes y después de usarlo limpiar bien con solución antiséptica.
 - En el dispositivo rediseñado no acercarse demasiado al sensor, y siempre estar descubierta la parte de la muñeca.
 - Revisar que los dos instrumentos estén en buenas condiciones y así no provocar algún accidente al tomar las mediciones.
 - Es preferible tomar la temperatura en la axila y en la parte de la muñeca, no importa si es del lado derecho o izquierdo, esto no interfiere con los datos.
- Procedimiento
 - El paciente se mantiene sentado y en reposo alrededor de 10 minutos para que el cuerpo entre en su temperatura normal, en especial para los realizaron alguna actividad física.
 - Se debe de hacer un lavado e higiene de manos.
 - Colocar el sensor del termómetro digital en la parte central de la axila del brazo izquierdo, para el caso del dispositivo rediseñado colocar la muñeca a 2 cm del sensor, en los dos casos verificar que los instrumentos de medición inicien en 0, y luego se procederá a activarlos.
 - El tiempo que se debe de esperar es alrededor de 5 minutos para el termómetro digital, mientras que para el dispositivo rediseñado 2 min.
 - Por último, se lee la medición que da los dos instrumentos, y se procede a limpiar el termómetro.

❖ Presión arterial

La medición se realizó con un tensiómetro digital modelo Microlife BP3AG1 y con el dispositivo rediseñado.

- Precauciones y recomendaciones
 - Saber el funcionamiento del tensiómetro.
 - El brazalete deberá quedar en la arteria del brazo junto al sensor de presión, esto a 1.5cm por encima de la articulación del brazo.
 - Verificar que el tensiómetro este en inicio de 0 tanto en el digital como en el dispositivo rediseñado
 - No dejar colocado el brazalete de forma permanente, podría causar algún accidente.

- Procedimiento
 - El paciente deberá estar sentado y esperar 10 minutos en reposo.
 - Se debe de hacer un lavado e higiene de manos.
 - Para la colocación del brazalete será en el brazo izquierdo a 1.5cm del codo, tiene que estar ligeramente flexionado y en una superficie plana y firme, por lo general a la altura del corazón.
 - Para el funcionamiento y la obtención de los datos simplemente se deberá de presionar el botón de inicio tanto en el tensiómetro digital, como en el dispositivo rediseñado.
 - El brazalete se inflará y se desinflara alrededor de 40 segundos, una vez que se obtiene la medición se le quitara con cuidado.

❖ Frecuencia cardíaca y saturación de oxígeno

La medición se realizó con un oxímetro digital modelo Fingertip oximeter y con el dispositivo rediseñado.

- Precauciones y recomendaciones
 - Conocer el funcionamiento de los dos instrumentos.
 - Antes de empezar cerciorarse de que el oxímetro este en un valor de 0 tanto en el digital como en el dispositivo rediseñado.
 - En las uñas de las manos no deben estar con algún tipo de esmalte.
 - Es preferible que las manos no estén frías.

- Procedimiento
 - Para una mejor atención al paciente, tendrá que estar sentado y en reposo 5 minutos.
 - Lavado y secado de manos para una buena higiene.
 - Para la colocación del instrumentó se hace en el dedo índice, medio o anular, en este caso se hizo en el medio.
 - Se verifica que la luz infrarroja de color roja este en el centro de la yema del dedo, y se esperara alrededor de 15 segundos sin tocarlo ni moverlo, tanto para el oxímetro digital como para el dispositivo rediseñado.
 - Por último, se mira el valor que da y se le retirara el instrumentó.

Anexo 4: Manual de usuario

Nombre: Optimizar la estructura mecánica y el sistema electrónico del sistema mecatrónico desarrollado en [3].

PROPÓSITO

El objetivo del manual es para la persona que lo vaya a utilizar y sepa cómo es el funcionamiento sin que se le presente alguna dificultad al usarlo. Además, para que pueda conocer las partes que compone el prototipo rediseñado.

INTRODUCCIÓN

El sistema rediseñado tiene el fin de medir los signos vitales como, frecuencia cardiaca, saturación de oxígeno, temperatura corporal y presión arterial, esto a personas de diferentes edades, con ello brindando un prototipo tecnológico que tenga estos sensores en un solo diseño. Además, contar con un material flexible que se coloca en las esquinas para que en caso de que se caiga no sufrir mucho daño al impacto.

Por último, los resultados se visualizarán en la pantalla del prototipo, así como en la plataforma Ubidots con ello se aplica IoT.

Pasos para la manipulación del sistema

1. Se deberá de reconocer que estén todos los componentes completos, siendo el sistema rediseñado (a) y tensiómetro (b), en caso de que falte alguno de estos componentes el programa no podrá ser ejecutado, figura 7.

Figura 7

Sistema rediseñado completo



Nota. Fuente: [autor].

2. En la siguiente figura 8, se indica la parte frontal, donde se visualiza la pantalla que nos indicara los valores que den los sensores, un led (D) que se encenderá al cambiar a otra función de sensor y cuando se presente valores anormales en las mediciones, tres botones (C) que cada uno tiene su objetivo, el pulsador de color amarillo es frecuencia cardiaca y oxigenación el pulsador de color azul es temperatura corporal, y el pulsador de color blanco es presión arterial.

Figura 8

Parte frontal del diseño

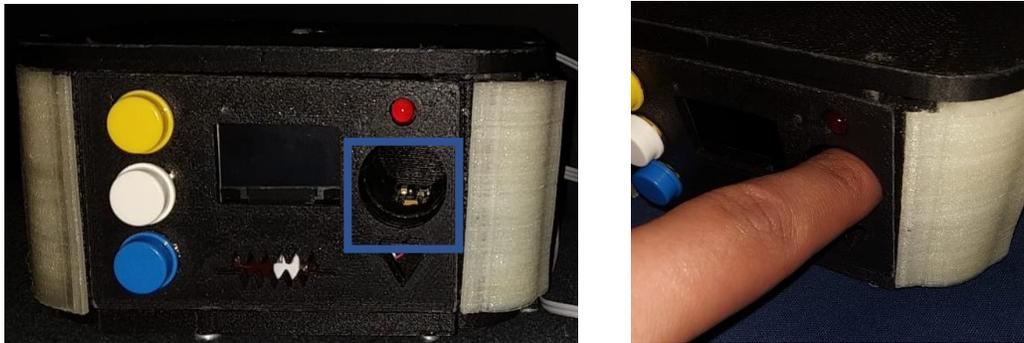


Nota. Fuente: [autor].

3. Para la toma de medición de la frecuencia cardiaca y oxigenación, el paciente tiene que colocar el dedo índice en el hueco que está en la parte frontal (cuadro de color azul), figura 9.

Figura 9

Indicación de frecuencia cardiaca y oxigenación

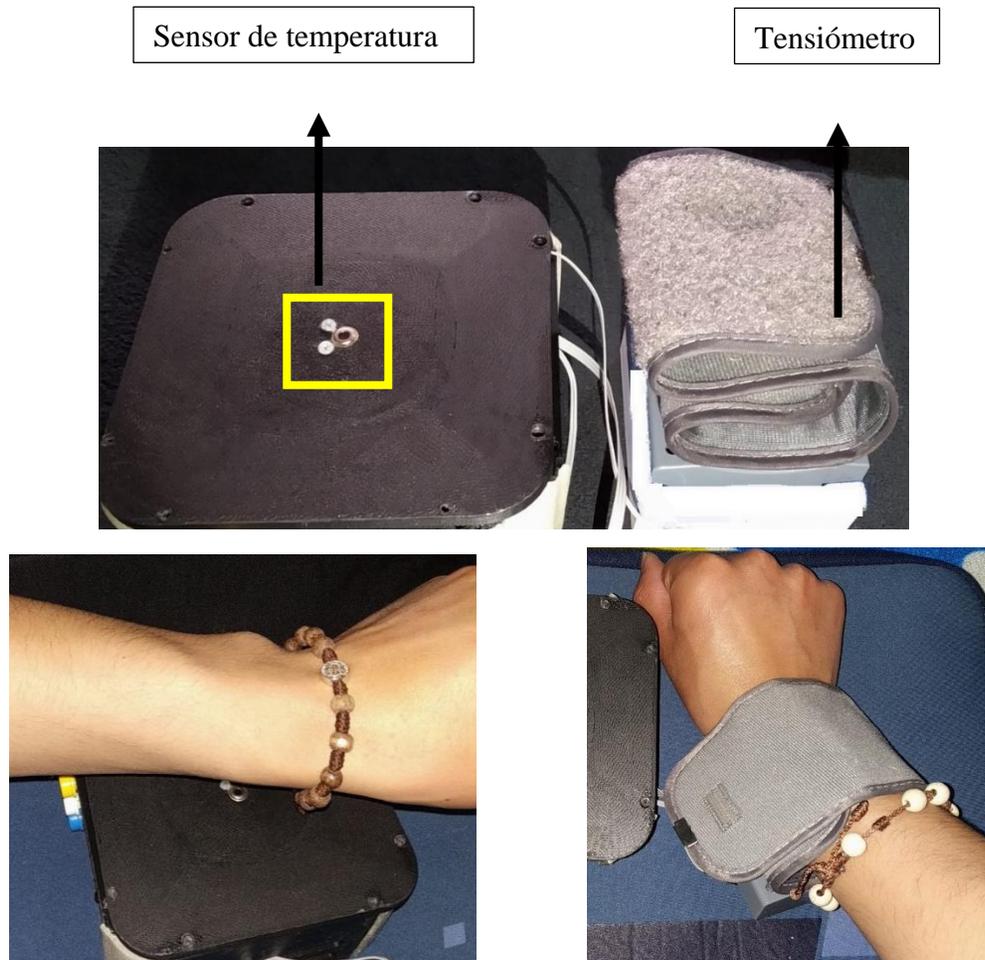


Nota. Fuente: [autor].

Para la medición de la temperatura corporal, el paciente situará la muñeca de la mano en el sensor (cuadro de color amarillo), y para la presión arterial deberá colocar el tensiómetro en la parte inferior del antebrazo, así como se indica en la figura 10.

Figura 10

Indicación de temperatura corporal y presión arterial

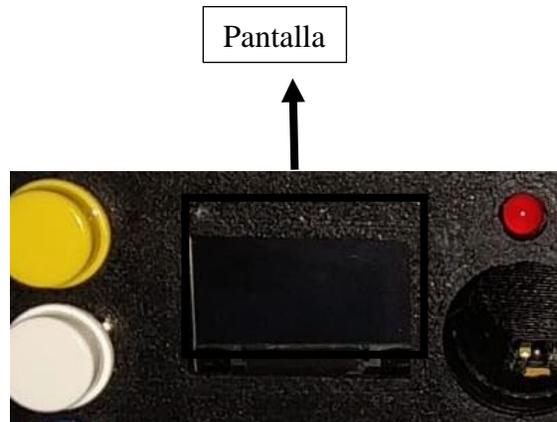


Nota. Fuente: [autor].

4. En la pantalla del prototipo, figura 11, se observará los datos de los sensores.

Figura 11

Indicación de la pantalla oled



Nota. Fuente: [autor].

5. Para visualizar en la plataforma los valores que dan los sensores, se tiene que crear una cuenta en Ubidots, figura 12.

Figura 12

Registro de cuenta

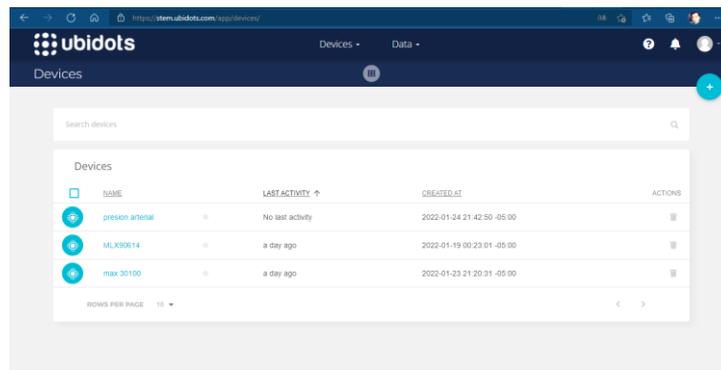


Nota. Fuente: [autor].

6. Se crearán los parámetros para cada sensor, se selecciona el dato que se desea ver como se indica en la figura 13, con el fin de mirar los valores en tiempo real.

Figura 13

Opciones de parámetros

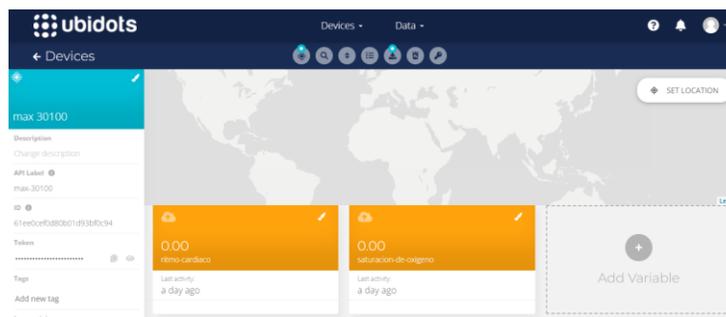


Nota. Fuente: [autor].

7. Por último, se tendrá a disposición los valores obtenidos de los sensores, figura 14.

Figura 14

Visualización de datos



Nota. Fuente: [autor].

Anexo 5: Código de programación

```
#include <SPI.h>
#include <Wire.h>
#include <Adafruit_GFX.h>
#include <Adafruit_SSD1306.h>
#include "MAX30100_PulseOximeter.h"
#include <Adafruit_MLX90614.h>
#include <UbidotsESPMQTT.h>
#include <PubSubClient.h>
#include <ESP8266WiFi.h>

// Definiciones del programa *****

#define SCREEN_WIDTH 128 // OLED display width, in pixels
#define SCREEN_HEIGHT 64 // OLED display height, in pixels

// Definición para la comunicación IOT

#define UBIDOTS_TOKEN "BBFF-SsPDCEdunSJVxwWZxfvYZsDatRB4Wi" // colocar el
TOKEN que viene dado en Ubidots

#define WIFI_SSID "-----" // colocar el nombres de la red Wi-Fi SSID
#define WIFI_PASS "-----" // colocar la contraseña del Wi-Fi
#define DEVICE_LABEL "ESP8266_Vital_Monitor" // se coloca el nombre del dispositivo

// Constantes del programa *****

int const D0 = 16;
int const D3 = 0;
int const D4 = 2;
int const D5 = 14;
int const D6 = 12;
```

```

int const D7 = 13; // VALVE
int const D8 = 15; // PUMP

// Constantes de tiempo de ejecución del programa
const unsigned long Sampling = 10; // Tiempo de ejecución del filtro pasa alto
unsigned long const Mode1Time = 1000;
unsigned long const Mode2Time = 2000;
unsigned long const Mode3Time = 4000;
unsigned long const SendData = 5000;

// Variables de control de ejecución *****
unsigned long tsLastReport = 0; // Control del tiempo de ejecución del monitor cardiaco
unsigned long TemperatureMeasureTime = 0; // Control del tiempo de ejecución del monitor de
temperatura
unsigned long PressureTimeWait = 0; // Espera antes de medir la presión
unsigned long MeasurePressureTime = 0;
unsigned long SendDataTime = 0; // Intervalo de envío de datos a la plataforma Ubidots

// Constantes para la medición de la presión
const float ADC_mV = 3.3 / 1024; // conversión multiple de la ESP ADC a un voltaje en
mV
const float SensorOffset = 0.18; // medición del sensor en V
const float Vs = 5; // Voltaje de la fuente
const float Kpa2mmHg = 7.5006; // conversión de mmH2O a mmHg

// Variables para el filtro pasa alto *****
const float RC = 0.32985;
const float K = 1.15;
float RealPressure = 0;

```

```

float LastPressure = 0;
float HighOutput = 0;
float Output = 0;
float LastOutput = 0;

// Filtro EMA *****
float LastAn = 0;
const float a = 0.15;

// Variables de uso general *****
int SelectMode = 0;    // Inicia en modo Oximetro
float sensorValue = 0;
float SIS = 0;
float DIA = 0;
float HeartRate, SpO2;
double temp_amb;    // Variables para el modo de medición de temperatura *****
double temp_obj;
bool FlagSwitch1 = false;
bool FlagSwitch2 = false;
bool FlagSwitch3 = false;
bool UseMode1 = true;
bool UseMode2 = false;
bool UseMode3 = false;
bool Sendonce3 = false;
bool WriteBipMap = false;
bool ResetPump = false;
bool MeasurePressure = false;
bool StopMeasure = false;

```

```

// Variables y objetos para el modo monitor cardiaco *****

// Bitmap logo corazón *****

const unsigned char heartBitmap [] PROGMEM =
{
  0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x01, 0x80, 0x18, 0x00, 0x0f, 0xe0, 0x7f, 0x00, 0x3f, 0xf9, 0xff,
  0xc0,
  0x7f, 0xf9, 0xff, 0xc0, 0x7f, 0xff, 0xff, 0xe0, 0x7f, 0xff, 0xff, 0xe0, 0xff, 0xff, 0xff, 0xf0,
  0xff, 0xf7, 0xff, 0xf0, 0xff, 0xe7, 0xff, 0xf0, 0xff, 0xe7, 0xff, 0xf0, 0x7f, 0xdb, 0xff, 0xe0,
  0x7f, 0x9b, 0xff, 0xe0, 0x00, 0x3b, 0xc0, 0x00, 0x3f, 0xf9, 0x9f, 0xc0, 0x3f, 0xfd, 0xbf, 0xc0,
  0x1f, 0xfd, 0xbf, 0x80, 0x0f, 0xfd, 0x7f, 0x00, 0x07, 0xfe, 0x7e, 0x00, 0x03, 0xfe, 0xfc, 0x00,
  0x01, 0xff, 0xf8, 0x00, 0x00, 0xff, 0xf0, 0x00, 0x00, 0x7f, 0xe0, 0x00, 0x00, 0x3f, 0xc0, 0x00,
  0x00, 0x0f, 0x00, 0x00, 0x00, 0x06, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00,
  0x00
};

// Objeto pulsímetro oxímetro *****

PulseOximeter pox;

// Objeto de medición de temperatura *****

Adafruit_MLX90614 mlx = Adafruit_MLX90614();

// Configuración de la pantalla OLED ****

#define OLED_RESET -1 // Reset pin # (or -1 if sharing Arduino reset pin)

#define SCREEN_ADDRESS 0x3C ///< See datasheet for Address; 0x3D for 128x64, 0x3C for
128x32

Adafruit_SSD1306 display(SCREEN_WIDTH, SCREEN_HEIGHT, &Wire, OLED_RESET);

// Objeto para la comunicación con la plataforma Ubidots *****

```

```

Ubidots client(UBIDOTS_TOKEN);
// Objeto para responder a la plataforma *****
void callback(char* topic, byte* payload, unsigned int length) {
}

// Controlador de los pulsadores *****
void SwitchHandler()
{
// Cambio al modo de oxímetro y frecuencia cardiaca *****
if ((digitalRead(D3) == LOW) && (UseMode1 == false))
{
if (FlagSwitch1 == false)
{
// Apaga la valvula y el motor del medidor de presión. Se usa como paro de emergencia
digitalWrite(D7, LOW);
digitalWrite(D8, LOW);
// Realiza la configuración para el inicio del modo del pulsómetro/Oxímetro
Mode1Setup();
SelectMode = 0;
// Bandera que indica que el pulsador esta presionado. Evita múltiples ejecuciones de esta
sección
FlagSwitch1 = true;
// Banderas para indicar que esta seleccionado el modo 1. Evita que se reinicie el modo si se
vuelve a presionar el pulsador
UseMode1 = true;
UseMode2 = false;
UseMode3 = false;
}
} else

```

```

{
  FlagSwitch1 = false;
}

if ((digitalRead(D5) == LOW) && (UseMode2 == false))
{
  if (FlagSwitch2 == false)
  {
    // Apaga la válvula y el motor del medidor de presión. se usa como paro de emergencia
    digitalWrite(D7, LOW);
    digitalWrite(D8, LOW);
    // Realiza la configuración del modo sensor de temperatura
    Mode2Setup();
    SelectMode = 1;

    // Bandera que indica que el pulsador esta presionado. Evita múltiples ejecuciones de esta
sección

    FlagSwitch2 = true;
    UseMode1 = false;
    UseMode2 = true;
    UseMode3 = false;
  }
} else
{
  FlagSwitch2 = false;
}

if ((digitalRead(D6) == LOW) && (UseMode3 == false))
{
  if (FlagSwitch3 == false)
  {

```

```

// Realiza la configuración del modo medidor de presión
Mode3Setup();
SelectMode = 2;

// Bandera que indica que el pulsador esta presionado. Evita múltiples ejecuciones de esta
sección
FlagSwitch3 = true;
UseMode1 = false;
UseMode2 = false;
UseMode3 = true;
}
} else
{
FlagSwitch3 = false;
}
}

//Funciones del Modo de medición del ritmo cardiaco *****
void onBeatDetected()
{
WriteBipMap = true;
}
void Mode1Setup()
{
// Mensaje de inicio del modo pulsometro-oximetro *****
Serial.println("Initializing pulse oximeter.."); // Send a ACK on monitor serial
// Clear the buffer *****
display.clearDisplay();
// Configuración de color y tamaño de texto *****
display.setTextSize(1);
display.setTextColor(1);

```

```

display.setCursor(0, 0);
display.println("Initializing pulse oximeter..");
display.display();
digitalWrite(D4, HIGH);
delay(500);
digitalWrite(D4, LOW);
delay(500);
}
void Mode1()
{
  pox.update();
  if (millis() - tsLastReport > Mode1Time) {
    HeartRate = pox.getHeartRate();
    SpO2 = pox.getSpO2();
    Serial.print("PUL Y OXI:");
    Serial.print(HeartRate);
    Serial.print("-----");
    Serial.print("Oxygen Percent:");
    Serial.print(SpO2);
    Serial.println("\n");

    display.clearDisplay();
    display.setTextSize(1);
    display.setTextColor(1);
    display.setCursor(0, 16);
    display.println(HeartRate);
    display.setTextSize(1);
    display.setTextColor(1);

```

```

display.setCursor(0, 0);
display.println("PUL Y OXI");
display.setTextSize(1);
display.setTextColor(1);
display.setCursor(0, 30);
display.println("Spo2");
display.setTextSize(1);
display.setTextColor(1);
display.setCursor(0, 45);
display.println(SpO2);
if (WriteBipMap)
{
  Serial.println("Beat!");
  display.drawBitmap( 60, 20, heartBitmap, 28, 28, 1);
  display.display();
  //delay(100);
  display.fillRect ( 60, 20, 28, 28, BLACK);
  display.display();
  WriteBipMap = false;
} else
{
  display.display();
}
tsLastReport = millis();
}
}
// Modo de medición de temperatura *****
void Mode2Setup()

```

```

{
  Serial.println("Starting Temperature Sensor MLX90614...");
  display.clearDisplay();
  display.setTextSize(1);
  display.setCursor(25, 15);
  display.println(" Universidad");
  display.setCursor(10, 35);
  display.println("técnica del norte");
  display.display();
  digitalWrite(D4, HIGH);
  delay(500);
  digitalWrite(D4, LOW);
  delay(500);
  digitalWrite(D4, HIGH);
  delay(500);
  digitalWrite(D4, LOW);
}

void Mode2()
{
  if (millis() - TemperatureMeasureTime > Mode2Time) {
    temp_amb = mlx.readAmbientTempC();
    temp_obj = mlx.readObjectTempC();
    // Ecuación de corrección lineal ***
    temp_obj = 0.7734 * temp_obj + 6.0351;
    // Limites para mostrar la temperatura de un objeto solo dentro del rango
    if ((temp_obj < 25) || (temp_obj > 50))
    {
      temp_obj = 0;
    }
  }
}

```

```

}
//Serial Monitor
Serial.print("Room Temp = ");
Serial.println(temp_amb);
Serial.print("Object temp = ");
Serial.println(temp_obj);

display.clearDisplay();
display.setCursor(25, 0);
display.setTextSize(1);
display.setTextColor(WHITE);
display.println(" Temperatura");

display.setCursor(10, 20);
display.setTextSize(1);
display.print("Ambient: ");
display.print(temp_amb);
display.print((char)247);
display.print("C");

display.setCursor(10, 40);
display.setTextSize(1);
display.print("Object: ");
display.print(temp_obj);
display.print((char)247);
display.print("C");

display.display();

```

```

    TemperatureMeasureTime = millis();
}
}
// Modo de medición de la presión *****
void Mode3Setup()
{
    Serial.println("Medición de presión");
    display.clearDisplay();
    display.setCursor(0, 0);
    display.print("Medición de presion");
    display.display();
    delay(1000);

    // Activa la valvula
    digitalWrite(D7, HIGH);
    // Activa la bomba
    digitalWrite(D8, HIGH);
    ResetPump = false;
    RealPresure = 0;
    MeasurePresure = false;
    StopMeasure = false;
    LastPresure = 0;
    LastAn = 0;
    // Bandera para realizar un solo envío a Ubidots de la presión medida
    Sendonce3 = false;
    MeasurePresureTime = millis();
    digitalWrite(D4, HIGH);
    delay(500);

```

```

digitalWrite(D4, LOW);
delay(500);
digitalWrite(D4, HIGH);
delay(500);
digitalWrite(D4, LOW);
delay(500);
digitalWrite(D4, HIGH);
delay(500);
digitalWrite(D4, LOW);
}
void Mode3()
{
// Función de pre-procesamiento de la señal digital muestreada del sensor *****
if (millis() - MeasurePressureTime > Sampling)
{
// Lectura del sensor de presión e mmHg
sensorValue = ((20 / 9) * (((analogRead(A0) * ADC_mV - SensorOffset) * 25) / Vs) - 1) *
Kpa2mmHg;
// Filtro EMA para la eliminación de ruido
sensorValue = a * sensorValue + (1 - a) * LastAn;
LastAn = sensorValue;
// Filtro pasa alto para la determinación de la señal pulsante
Output = (K * (sensorValue - LastPressure) + LastOutput) / (1 + (0.01 / RC));
LastOutput = Output;
LastPressure = sensorValue;

MeasurePressureTime = millis();
}

```

```

// Cuando se alcanza o supera la presión de 180 mmHg procede al apagado de la bomba y se
realiza las mediciones
if (sensorValue >= 180)
{
    MeasurePresure = true;
}
// Metodo de medición *****
if (MeasurePresure == true) {
    if (ResetPump == false) // Apaga la bomba y reestablece el contador de espera para estabilizar
la señal pulsante
    {
        digitalWrite(D8, LOW);
        ResetPump = true;
        HighOutput = -100; // Valor inicial para asegurar la detección de la mayor amplitud de la
señal pulsante
        PresureTimeWait = millis();
    } else
    {
        if (millis() - PresureTimeWait > Mode3Time) {
            if (sensorValue <= 90) // Si la presión decae por debajo de 90 mmHg entonces se libera la
valvula y el proceso termina
            {
                StopMeasure = true;
            }
            if (StopMeasure == true) // Cuando el proceso de medición termina se calcula la presion
sistólica y diastólica y se muestra en el display
            {
                SIS = RealPresure * 0.55 + RealPresure / 1.3;
                DIA = RealPresure * 0.85;
                digitalWrite(D7, LOW);
            }
        }
    }
}

```

```

UseMode3 = false;
display.clearDisplay();
display.setCursor(0, 0);
display.print("SIS: ");
display.print(SIS);
display.println(" mmHg");
display.print("DIA: ");
display.print(DIA);
display.println(" mmHg");
display.println("Pressure sensing");
display.println("complete Complete");
display.display();

} else {
    // Si la medición esta en progreso, se determina el mayor valor de salida del filtro pasa alta
    // el cual determinara la presión media del paciente
    if (HighOutput < Output)
    {
        HighOutput = Output;    // Variable para almacenar la mayor amplitud actual del filtro
        // (se actualiza si se detecta un mayor valor)
        RealPressure = sensorValue; // Variable que almacena el valor de la presión
        // correspondiente a la mayor amplitud del filtro pasa alta
    }

    // Se muestra en el display el valor de la presión actual
    display.clearDisplay();
    display.setCursor(0, 0);
    display.print("Pressure: ");
    display.print(sensorValue);

```

```

    display.println("mmHg");
    display.display();

    Serial.println(Output, 2);
  }
}
}
}
}
// Variables a enviar a UBIDOTS *****
void SendMode1Data()
{
  client.add("bpm", HeartRate);
  client.add("oxigeno", SpO2);
  client.ubidotsPublish(DEVICE_LABEL);
}
void SendMode2Data()
{
  client.add("temp_ambiente", temp_amb);
  client.add("temp_objeto", temp_obj);
  client.ubidotsPublish(DEVICE_LABEL);
}
void SendMode3Data()
{
  client.add("P_SIS", SIS);
  client.add("P_DIA", DIA);
  client.ubidotsPublish(DEVICE_LABEL);
}

```

```

// Configuración general del programa *****
void setup() {
  // Configuración de entradas y salidas
  pinMode(D4, OUTPUT); // Pinout del Led
  pinMode(D3, INPUT); // Pinout del pulsador 1
  pinMode(D5, INPUT); // Pinout del pulsador 2
  pinMode(D6, INPUT); // Pinout del pulsador 3
  pinMode(D7, OUTPUT); // Pin para la valvula
  pinMode(D8, OUTPUT); // Pin para la bomba

  // Estado inicial de las salidas
  digitalWrite(D7, LOW);
  digitalWrite(D8, LOW);
  digitalWrite(D4, LOW);

  // Configuración puerto serial *****
  Serial.begin(115200);

  // Configuración e inicialización de la pantalla OLED *****
  if (!display.begin(SSD1306_SWITCHCAPVCC, SCREEN_ADDRESS)) { // Inicia el puerto
I2C para la pantalla OLED
    Serial.println(F("SSD1306 allocation failed"));
    for (;;) // Don't proceed, loop forever // En caso de fallo, se indica en el monitor
serial y se congela el programa
  }
  display.display(); // Carga pantalla de inicio Adafruit
  delay(1000); // Pause for 1 second

  // Clear the display *****
  display.clearDisplay();

```

```

display.setTextSize(1);
display.setTextColor(1);
display.setCursor(0, 0);
// Visualización de estado de conexión *****
display.print("Conectando... ");
display.display();
// Conexion con ubidots
client.ubidotsSetBroker("industrial.api.ubidots.com"); // establece una comunicación correcta
con la web
client.wifiConnection(WIFI_SSID, WIFI_PASS);
client.begin(callback);
Serial.println("");
Serial.println("WiFi connected");
Serial.println("IP address: ");
Serial.println(WiFi.localIP());
// Muestra dirección IP *****
display.clearDisplay();
display.setCursor(0, 0);
display.println("Conectado con: ");
display.println(WiFi.localIP());
display.display();
delay(1000); // Pause for 1 second
display.clearDisplay();
// Inicialización de los dispositivos de medición I2C *****
// Inicialización del pulsometro-oximetro *****
if (!pox.begin()) {
    Serial.println("FAILED MAX30100");
    display.clearDisplay();
    display.setTextSize(1);

```

```

display.setTextColor(1);
display.setCursor(0, 0);
display.println("FAILED MAX30100");
display.display();
for (;);
}
Serial.println("SUCCESS MAX30100 STARTING");
// Código para la detección del beat
pox.setOnBeatDetectedCallback(onBeatDetected);
//Inicia el sensor de temperatura *****
mlx.begin();
Serial.println("SUCCESS MLX90614 STARTING");
// Inicio modo 1
Mode1Setup(); // Inicializa solo el modo uno
}

void loop() {
  if (!client.connected()) {
    client.reconnect();
  }
  // Controlador de los pulsadores *****
  SwitchHandler();
  // Selección de modo de funcionamiento *****
  switch (SelectMode)
  {
    case 0:
      Mode1();
      break;

```

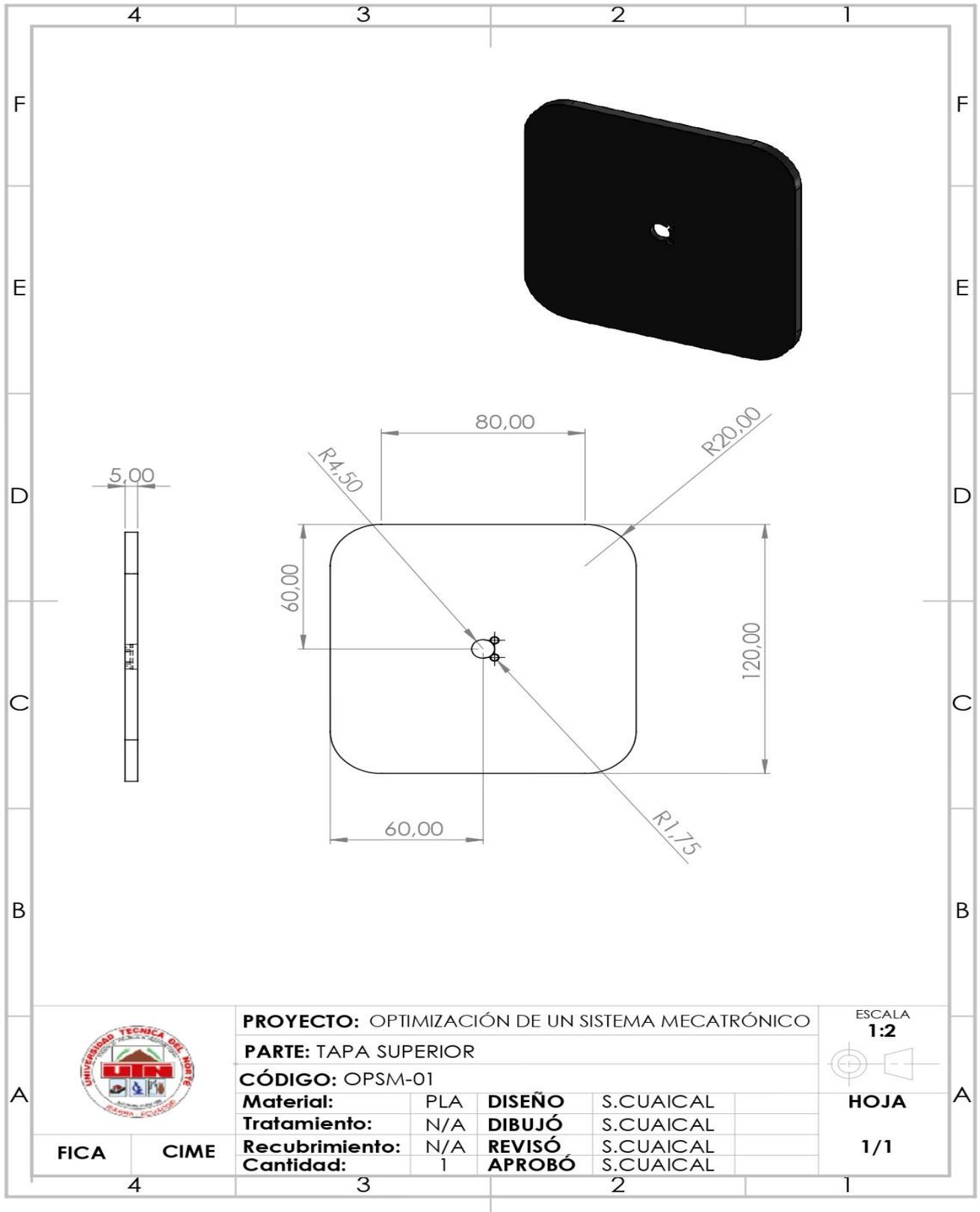
```

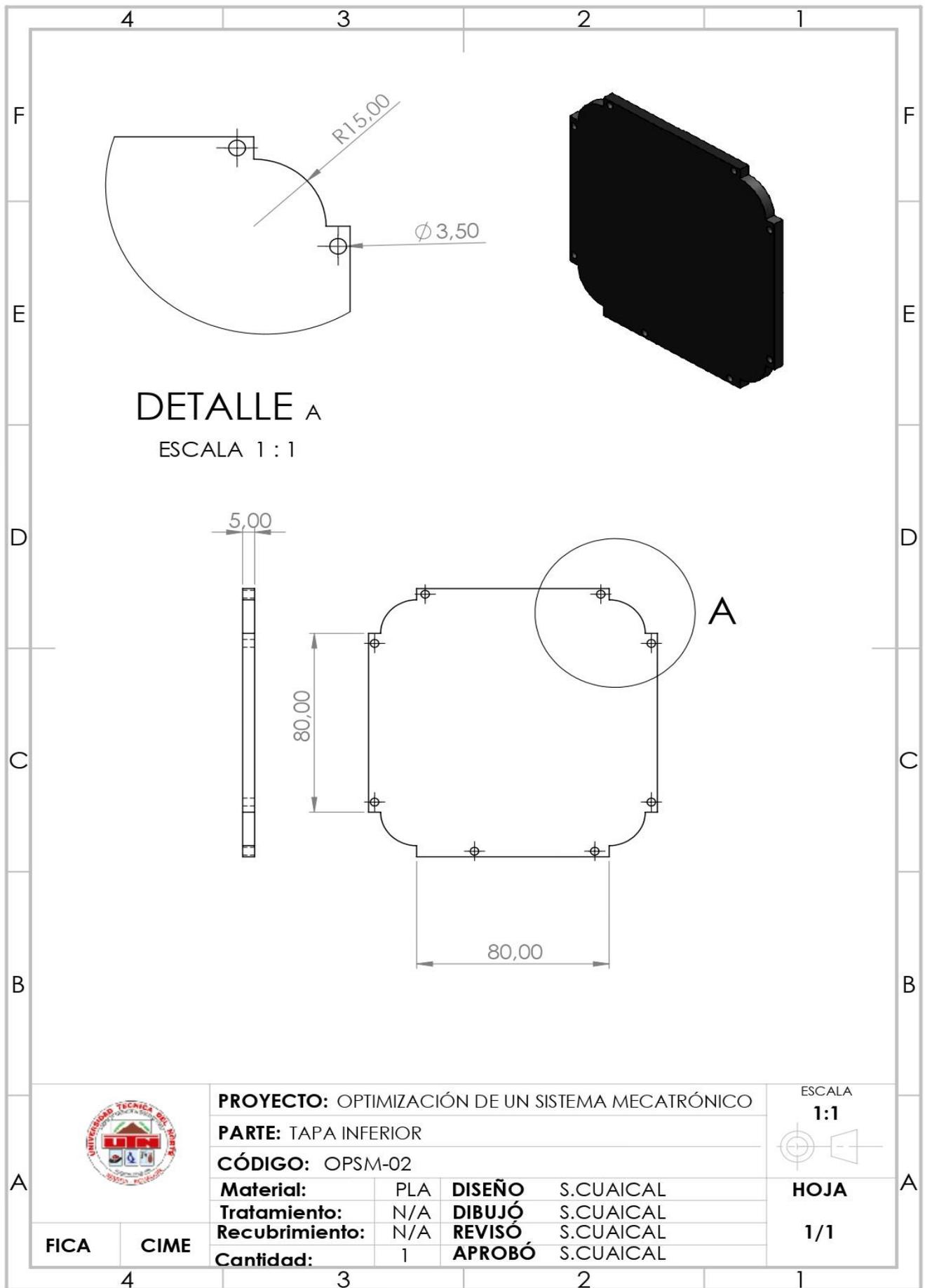
case 1:
    Mode2();
    break;
case 2:
    Mode3();
    break;
}
// Envío de datos a ubidots *****
if (millis() - SendDataTime > SendData) {
    switch (SelectMode)
    {
        case 0:
            Serial.println("Enviando datos del pulsómetro");
            SendMode1Data();
            pox.begin();
            break;
        case 1:
            Serial.println("Enviando datos de temperatura");
            SendMode2Data();
            mlx.readAmbientTempC();
            mlx.readObjectTempC();
            break;
        case 2:
            if (StopMeasure == true)
            {
                if (!Sendonce3)
                {
                    Serial.println("Enviando datos de presión");
                }
            }
        }
    }
}

```

```
    SendMode3Data();
    Sendonce3 = true;
  }
}
break;
}
SendDataTime = millis();
}
client.loop();
}
```

Anexo 6: Planos de la estructura





DETALLE A

ESCALA 1 : 1

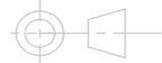


PROYECTO: OPTIMIZACIÓN DE UN SISTEMA MECATRÓNICO

ESCALA
1:1

PARTE: TAPA INFERIOR

CÓDIGO: OPSM-02



Material: PLA **DISEÑO** S.CUAICAL

Tratamiento: N/A **DIBUJÓ** S.CUAICAL

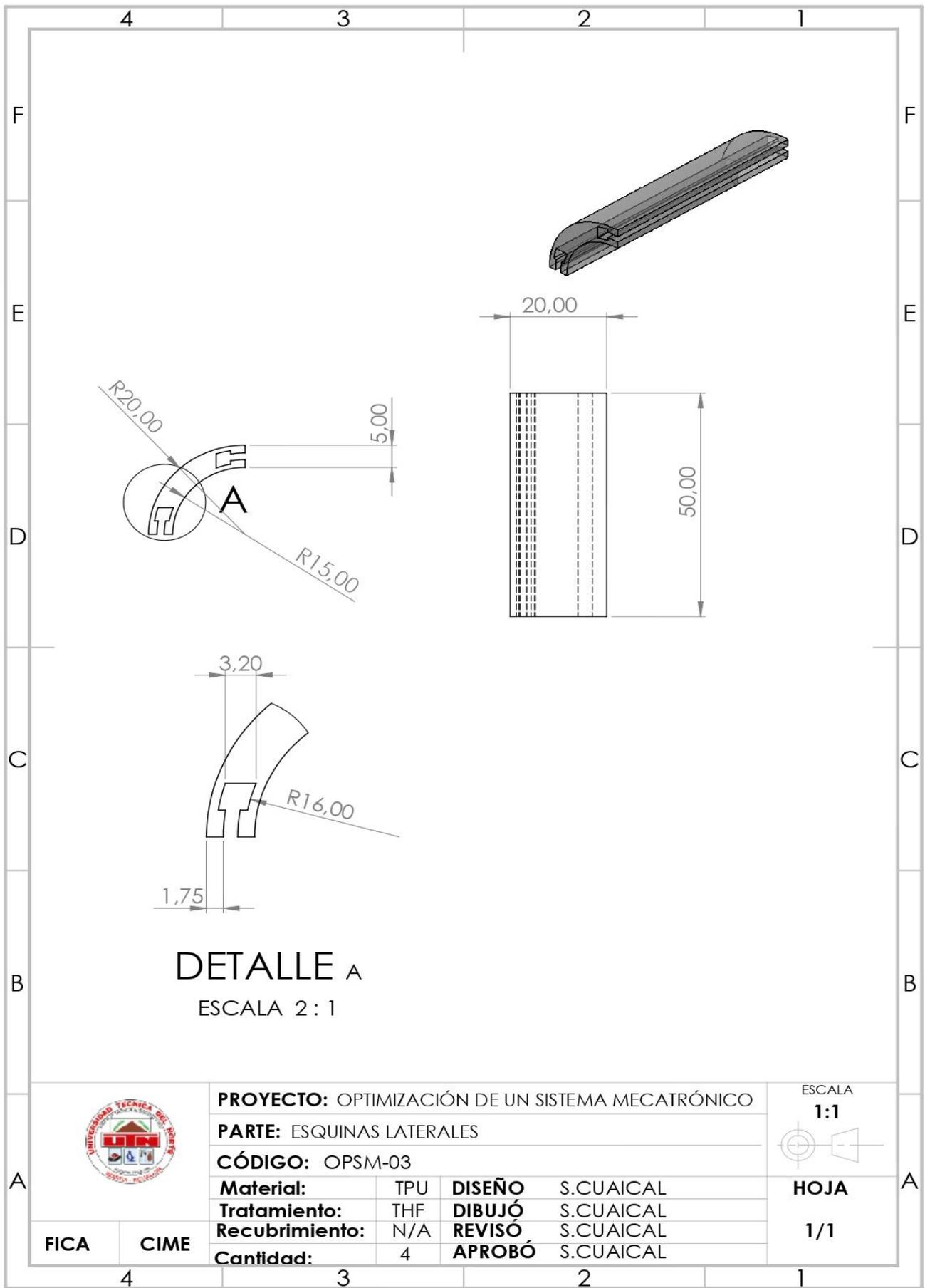
Recubrimiento: N/A **REVISÓ** S.CUAICAL

Cantidad: 1 **APROBÓ** S.CUAICAL

HOJA

1/1

FICA **CIME**



DETALLE A

ESCALA 2 : 1



PROYECTO: OPTIMIZACIÓN DE UN SISTEMA MECATRÓNICO

PARTE: ESQUINAS LATERALES

CÓDIGO: OPSM-03

Material: TPU **DISEÑO** S.CUAICAL

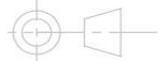
Tratamiento: THF **DIBUJÓ** S.CUAICAL

Recubrimiento: N/A **REVISÓ** S.CUAICAL

Cantidad: 4 **APROBÓ** S.CUAICAL

ESCALA

1:1

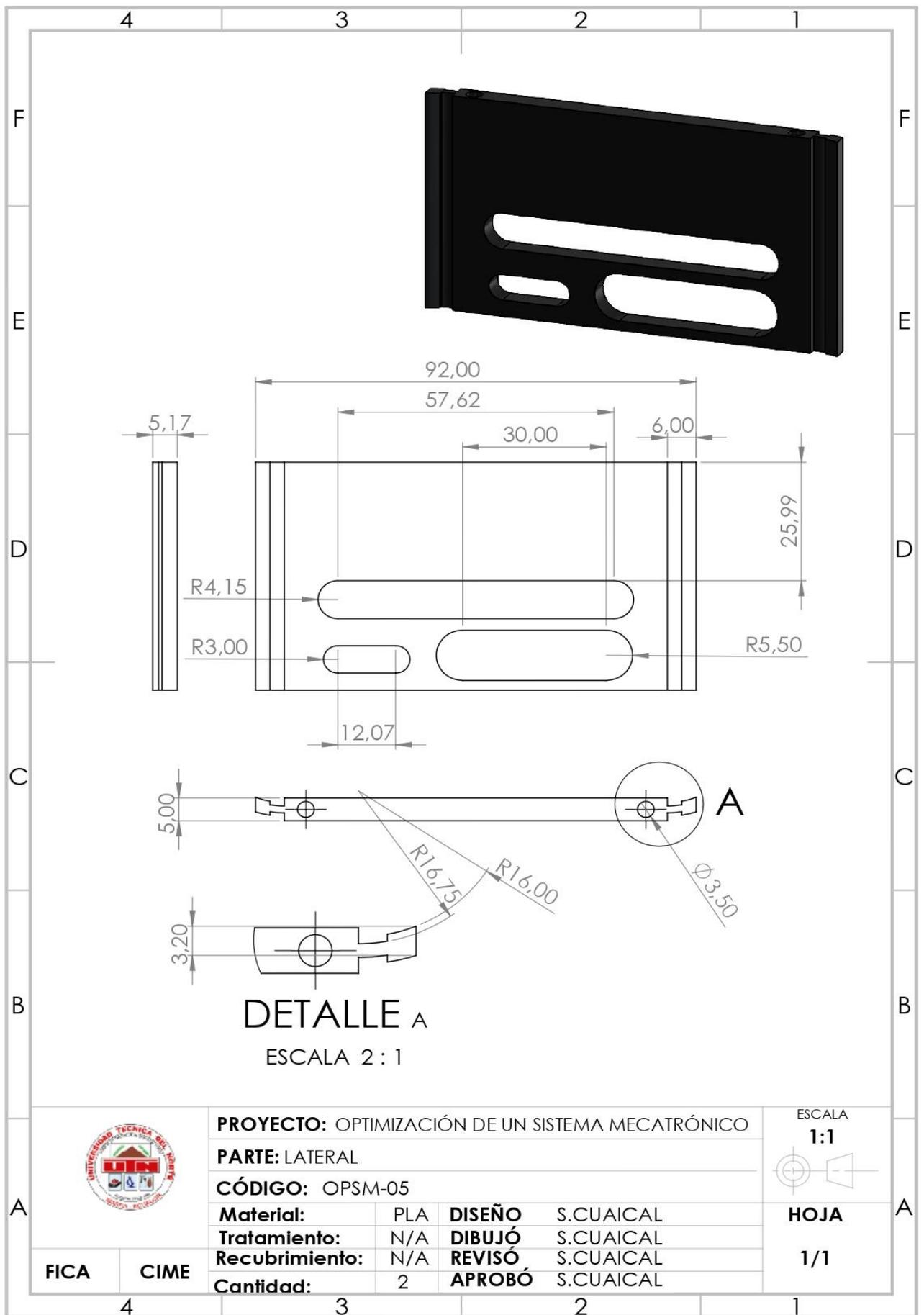


HOJA

1/1

FICA

CIME



PROYECTO: OPTIMIZACIÓN DE UN SISTEMA MECATRÓNICO

ESCALA
1:1

PARTE: LATERAL

CÓDIGO: OPSM-05

Material: PLA **DISEÑO** S.CUAICAL

Tratamiento: N/A **DIBUJÓ** S.CUAICAL

Recubrimiento: N/A **REVISÓ** S.CUAICAL

Cantidad: 2 **APROBÓ** S.CUAICAL



HOJA

1/1

FICA

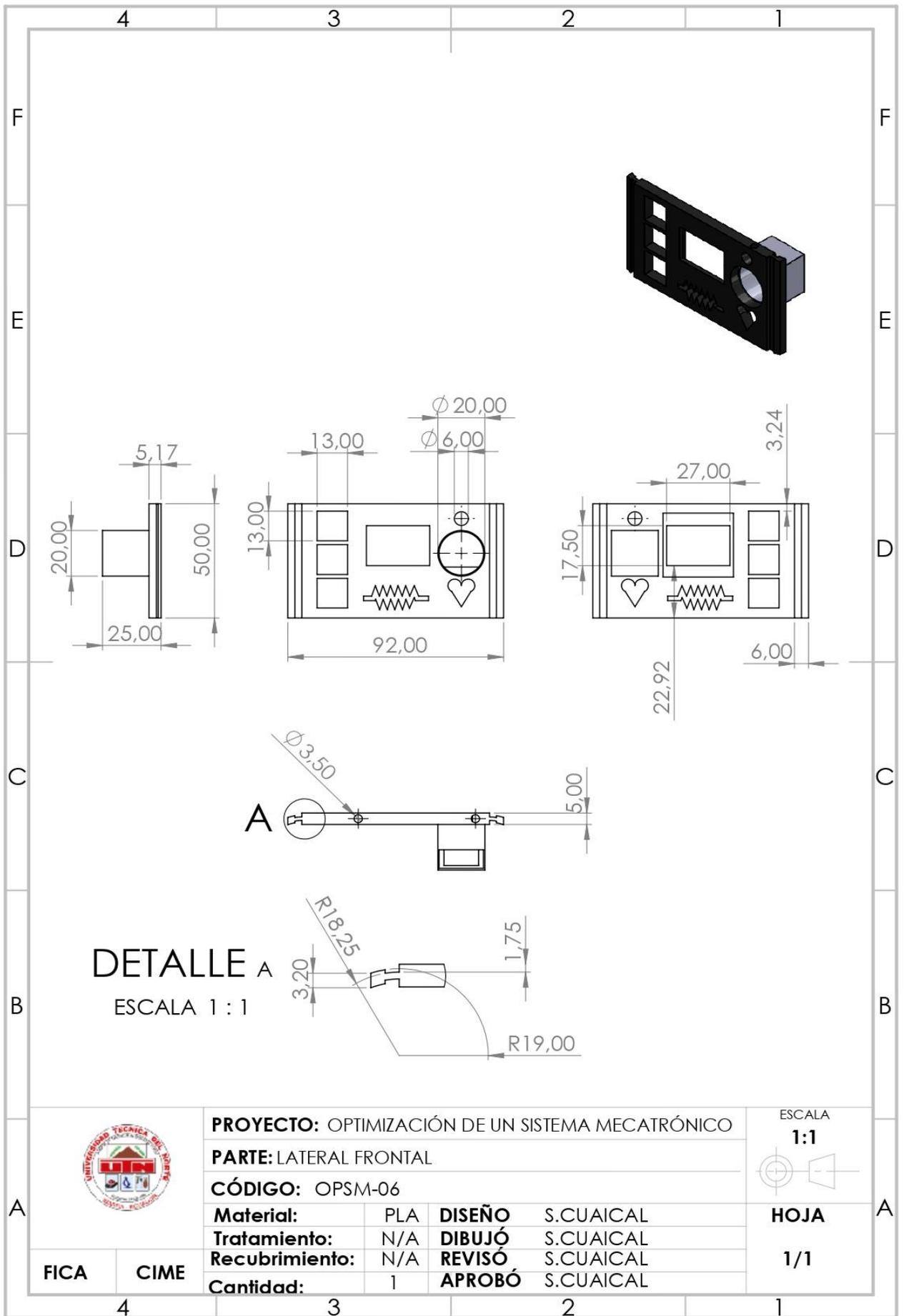
CIME

4

3

2

1



PROYECTO: OPTIMIZACIÓN DE UN SISTEMA MECATRÓNICO

ESCALA
1:1

PARTE: LATERAL FRONTAL

CÓDIGO: OPSM-06

Material: PLA **DISEÑO** S.CUAICAL

Tratamiento: N/A **DIBUJÓ** S.CUAICAL

Recubrimiento: N/A **REVISÓ** S.CUAICAL

Cantidad: 1 **APROBÓ** S.CUAICAL

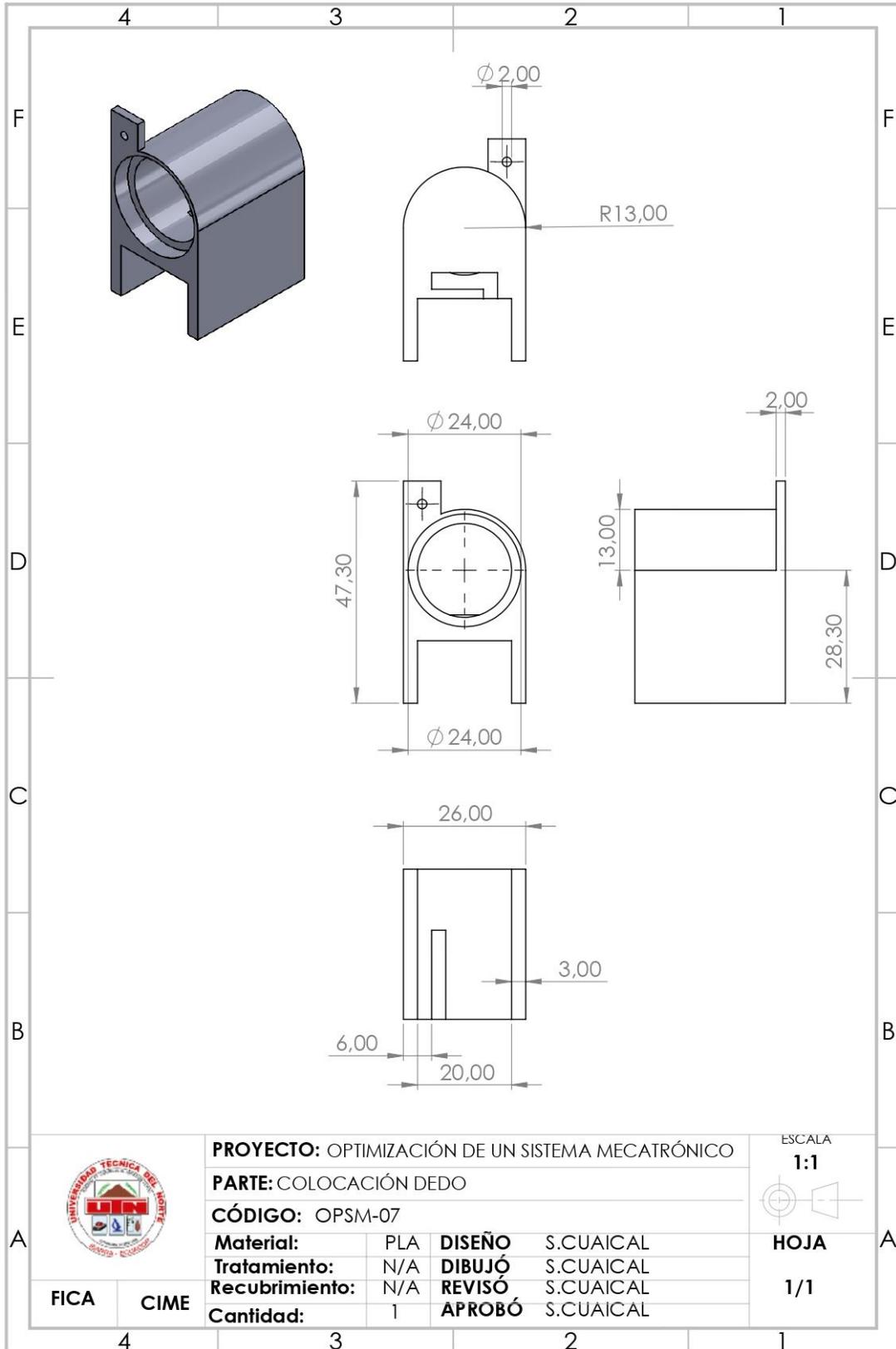


HOJA

1/1

FICA

CIME



PROYECTO: OPTIMIZACIÓN DE UN SISTEMA MECATRÓNICO

ESCALA

1:1

PARTE: COLOCACIÓN DEDO



CÓDIGO: OPSM-07

Material: PLA **DISEÑO** S.CUAICAL

Tratamiento: N/A **DIBUJO** S.CUAICAL

Recubrimiento: N/A **REVISÓ** S.CUAICAL

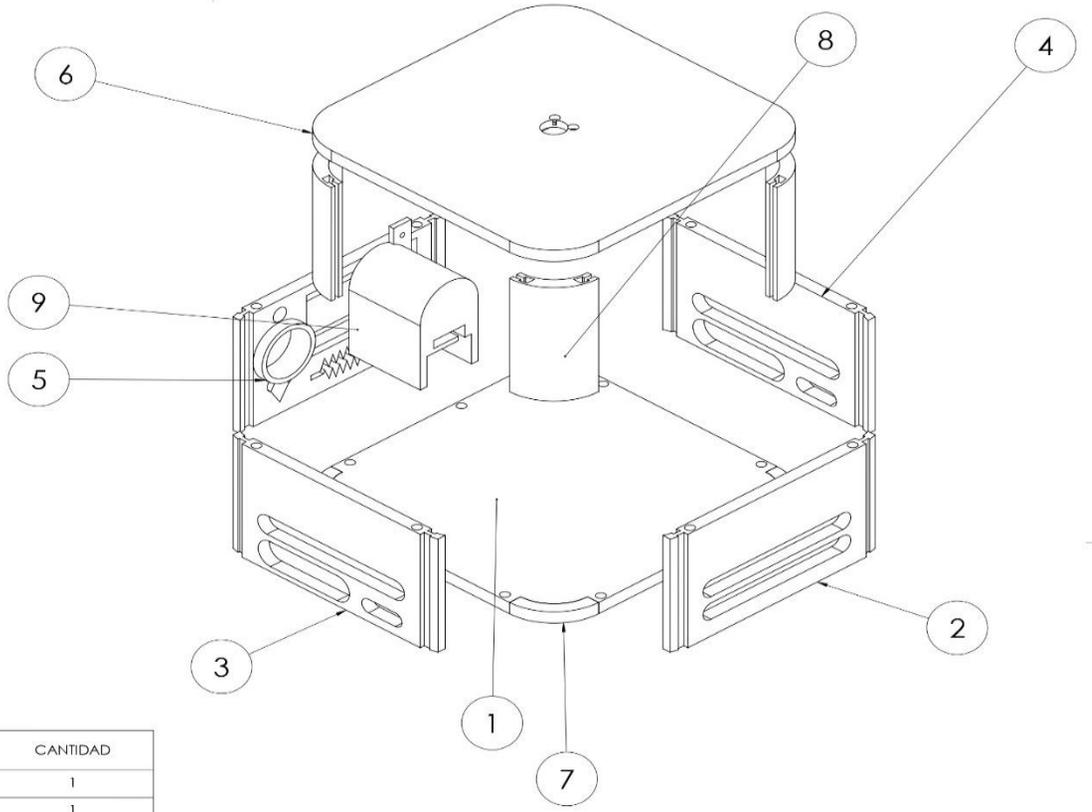
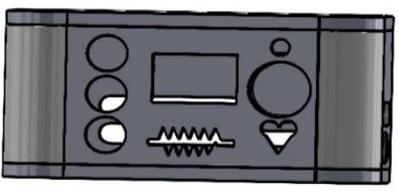
Cantidad: 1 **APROBÓ** S.CUAICAL

HOJA

1/1

FICA

CIME



N.º DE ELEMENTO	DESCRIPCIÓN	CANTIDAD
1	Tapa inferior	1
2	Lateral posterior	1
3	Lateral derecho	1
4	Lateral izquierdo	1
5	Lateral frontal	1
6	Tapa superior	1
7	Soporte esquinas	4
8	Esquinas	4
9	Colocación dedo	1



PROYECTO: OPTIMIZACIÓN DE UN SISTEMA MECATRÓNICO
PARTE: ENSAMBLE COMPLETO
CÓDIGO: OPSM-08
Material: PLV/TPU **DISEÑO:** S.CUAICAL
Tratamiento: N/A **DIBUJO:** S.CUAICAL
Recubrimiento: N/A **REVISÓ:** S.CUAICAL
Cantidad: 1 **APROBÓ:** S.CUAICAL

ESCALA
 1:1
 HOJA
 1/1

FICA CIME