



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA
CARRERA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA Y AUTOMATIZACIÓN

**“IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO ELECTRÓNICO
PARA EL MONITOREO DE TEMPERATURA, FRECUENCIA
CARDIACA Y OXIGENACIÓN EN LA SANGRE EN PACIENTES
DEL CENTRO ODONTOLÓGICO "FASS DENTAL" DE LA
CIUDAD DE AMBATO”**

Trabajo de titulación

Tipo: Dispositivo Tecnológico

Presentado para optar al grado académico de:

INGENIERA EN ELECTRÓNICA Y AUTOMATIZACIÓN

AUTOR:

ERIKA YAJAIRA ESCOBAR ESPÍN

Riobamba – Ecuador

2021



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA
CARRERA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA Y AUTOMATIZACIÓN

**“IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO ELECTRÓNICO
PARA EL MONITOREO DE TEMPERATURA, FRECUENCIA
CARDIACA Y OXIGENACIÓN EN LA SANGRE EN PACIENTES
DEL CENTRO ODONTOLÓGICO "FASS DENTAL" DE LA
CIUDAD DE AMBATO”**

Trabajo de titulación

Tipo: Dispositivo Tecnológico

Presentado para optar al grado académico de:

INGENIERA EN ELECTRÓNICA Y AUTOMATIZACIÓN

AUTOR: ERIKA YAJAIRA ESCOBAR ESPÍN

DIRECTOR: Ing. PABLO EDUARDO LOZADA YÁNEZ Msc.

Riobamba – Ecuador

2021

©2021, Erika Yajaira Escobar Espín

Se autoriza la reproducción total o parcial, con fines académicos, por cualquier medio o procedimiento, incluyendo la cita bibliográfica del documento, siempre y cuando se reconozca el Derecho de Autor.

Yo, Erika Yajaira Escobar Espín, declaro que el presente trabajo de titulación es de mi autoría y los resultados del mismo son auténticos. Los textos en el documento que provienen de otras fuentes están debidamente citados y referenciados.

Como autor (a) asumo la responsabilidad legal y académica de los contenidos de este trabajo de titulación; El patrimonio intelectual pertenece a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.

Riobamba, 21 de octubre de 2021

Erika Yajaira Escobar Espín

185066957-1

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

FACULTAD DE INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA

CARRERA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA Y AUTOMATIZACIÓN

El Tribunal de Trabajo de Titulación certifica que: El trabajo de titulación: Tipo: Dispositivo tecnológico, “**IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO ELECTRÓNICO PARA EL MONITOREO DE TEMPERATURA, FRECUENCIA CARDIACA Y OXIGENACIÓN EN LA SANGRE EN PACIENTES DEL CENTRO ODONTOLÓGICO "FASS DENTAL" DE LA CIUDAD DE AMBATO**”, de responsabilidad de la señorita **ERIKA YAJAIRA ESCOBAR ESPÍN**, ha sido minuciosamente revisado por los Miembros del Tribunal de Trabajo de Titulación, quedando autorizada su presentación.

	FIRMA	FECHA (año/mes/día)
Ing. Verónica Elizabeth Mora Chunllo PRESIDENTE DEL TRIBUNAL	2021/10/21
Ing. Pablo Eduardo Lozada Yáñez DIRECTOR DE TRABAJO DE TITULACIÓN	2021/10/21
Ing. Fausto Ramiro Cabrera Aguayo MIEMBRO DE TRIBUNAL	2021/10/21

DEDICATORIA

Quiero dedicar este trabajo principalmente a Dios, por la vida y por lo bueno que ha sido conmigo, cuidando de mí y de mi familia, nos ha regalado la oportunidad de vivir y disfrutar el milagro de un nuevo día. A mis padres Danilo y María, por su amor y sacrificio realizado permitiéndome estudiar una profesión y educarme en valores, para llegar a ser quien soy. A mis hermanos Leonidas y Johan por su apoyo incondicional, a mi novio Jorge por su cariño y estar conmigo en todo momento, y a todos quienes me han apoyado y compartido su conocimiento a través de estos años de formación.

Erika

AGRADECIMIENTO

Agradezco a Dios que me ha bendecido con una hermosa familia, por los dones recibidos a lo largo de mi vida, agradezco a mis padres por ser el pilar fundamental de mi persona, por ser mi apoyo incondicional y por la confianza que me han brindado en mi camino, agradezco a las personas que han sido inspiración en mi camino y guía a lo largo de mi vida estudiantil. Agradezco a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, a mi director de tesis y a todos mis formadores académicos por su entrega durante la preparación de mi profesión. Gracias a todos.

Erika

TABLA DE CONTENIDO

ÍNDICE DE TABLAS	ix
ÍNDICE DE FIGURAS	xi
ÍNDICE DE GRÁFICOS	xiii
ÍNDICE DE ECUACIONES.....	xiv
ÍNDICE DE ABREVIATURAS	xv
ÍNDICE DE ANEXOS.....	xvii
RESUMEN	xviii
SUMMARY	xix
INTRODUCCIÓN	1
FORMULACIÓN DE PROBLEMA.....	2
SISTEMATIZACIÓN DEL PROBLEMA	2
JUSTIFICACIÓN TEÓRICA	2
JUSTIFICACIÓN APLICATIVA.....	3
OBJETIVOS.....	4
CAPITULO I	
1 MARCO TEÓRICO REFERENCIAL.....	5
1.1 Signos vitales	5
1.1.1 <i>Temperatura corporal</i>.....	5
1.1.1.1 Condiciones normales.....	5
1.1.1.2 Técnicas de medición de temperatura.....	7
1.1.2 <i>Frecuencia cardiaca</i>	9
1.1.2.1 Condiciones normales.....	10
1.1.2.2 Técnicas de medición de frecuencia cardiaca.....	10
1.1.3 <i>Saturación de oxígeno</i>	11
1.1.3.1 Condiciones normales.....	12
1.1.3.2 Técnicas de medición de <i>SpO2</i>	12
1.1.4 <i>Presión arterial</i>.....	13
1.1.4.1 Condiciones normales.....	14
1.1.4.2 Técnicas de medición de presión arterial.....	14
1.1.5 <i>Frecuencia Respiratoria</i>	16
1.1.5.1 Condiciones normales.....	16
1.1.5.2 Técnicas de medición de frecuencia respiratoria.....	16
1.1.6 <i>Otros signos vitales</i>	16
1.1.7 <i>Antecedentes Investigativos</i>	17

1.2	Diseño tecnológico	19
1.2.1	Hardware	19
1.2.1.1	Sistemas embebidos.....	19
1.2.1.2	Microprocesadores.....	20
1.2.1.3	Microcontroladores.....	21
1.2.1.4	Sensores.....	22
1.2.1.5	Memoria.....	23
1.2.1.6	El protocolo <i>I2C</i>	24
1.2.1.7	Display LCD.....	24
1.2.1.8	Fabricación digital.....	25
1.2.2	Software	26
1.2.2.1	Sistema operativo.....	26
1.2.2.2	Arduino IDE.....	27
1.2.2.3	MIT APP Inventor.....	28
1.2.2.4	Matter Control.....	28
1.2.2.5	Leguajes de programación.....	29
1.2.3	Comunicación inalámbrica	29
1.2.3.1	Tecnología Bluetooth.....	30
CAPITULO II		
2	PROPUESTA Y DISEÑO DEL PROTOTIPO	31
2.1	Metodología de la investigación	31
2.2	Componentes del prototipo	31
2.3	Selección de hardware	32
2.3.1	Selección de sensores	32
2.3.1.1	Sensores integrados de temperatura.....	32
2.3.1.2	Sensor de temperatura infrarrojo MLX90614.....	33
2.3.1.3	Sensor oxímetro MAX30100.....	33
2.3.2	Selección de pantalla LCD	34
2.3.3	Selección de modulo bluetooth	35
2.3.4	Selección de microcontrolador	35
2.3.5	Selección de fuente de poder	36
2.3.6	Selección de batería eléctrica	37
2.4	Selección del software	38
2.5	Especificaciones del prototipo	38
2.5.1	Área de Trabajo	38
2.5.2	Objetivos a medir	38
2.5.3	Funciones generales	38

2.5.4	<i>Funciones de la interfaz gráfica</i>	39
2.6	Diseño de Códigos de los Entornos de Programación	39
2.6.1	<i>Desarrollo del algoritmo</i>	40
2.6.2	<i>Desarrollo de código de programación en Arduino</i>	41
2.6.3	<i>Desarrollo de código de programación en Mit App Inventor</i>	44
2.7	Diseño del Dispositivo	45
2.7.1	<i>Conexiones</i>	45
2.7.2	<i>Circuito esquemático total</i>	45
2.7.3	<i>Diseño de la Placa PCB</i>	46
2.8	Construcción del hardware	46
2.9	Ensamblaje	48
2.9.1	<i>Construcción de las estructuras para los sensores</i>	48
2.9.2	<i>Construcción de los módulos del dispositivo</i>	49
2.9.3	<i>Montaje de los elementos del prototipo</i>	50
2.9.4	<i>Visualización del prototipo</i>	50
CAPITULO III		
3	VALIDACIÓN DEL PROTOTIPO	51
3.1	Prueba de exactitud	51
3.1.1	<i>Recopilación de datos</i>	53
3.1.2	<i>Resultados y análisis de la prueba de exactitud</i>	56
3.2	Prueba de precisión	58
3.3	Prueba de consumo de corriente total	60
3.4	Envío de datos al dispositivo móvil	61
3.5	Datos técnicos del prototipo	62
3.6	Solución de posibles problemas por factores externos	63
CAPITULO IV		
4	EVALUACIÓN ECONÓMICA	64
4.1	Comparación con prototipos	64
4.2	Comparación con dispositivos comerciales	66
CONCLUSIONES		68
RECOMENDACIONES		69
GLOSARIO		
BIBLIOGRAFÍA		
ANEXOS		

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1-1:	Valores referenciales de temperatura en pacientes	6
Tabla 2-1:	Variaciones de termómetros infrarrojos.....	8
Tabla 3-1:	Valores referenciales de frecuencia cardiaca en pacientes	10
Tabla 4-1:	Tipos de Oxímetro de Pulso comerciales.....	12
Tabla 5-1:	Valores referenciales de presión sanguínea en pacientes.....	14
Tabla 6-1:	Valores referenciales de frecuencia respiratoria en pacientes.....	16
Tabla 7-1:	Parámetros normales de reflejo pupilar y llenado capilar	17
Tabla 8-1:	Clasificación de los sensores.....	22
Tabla 9-1:	Software CAD gratuitos	25
Tabla 1-2:	Comparación entre Sensor LM35 y TMP36	33
Tabla 2-2:	Descripción del sensor infrarrojo de temperatura MLX90614	33
Tabla 3-2:	Descripción del sensor MAX30100.....	34
Tabla 4-2:	Tipos de LCD para Arduino.....	34
Tabla 5-2:	Comparación entre módulos bluetooth y conexión.....	35
Tabla 6-2:	Tipos de Placas Arduino	36
Tabla 7-2:	Comparación entre fuentes de poder.....	36
Tabla 8-2:	Características del Regulador Voltaje LD1117.....	37
Tabla 9-2:	Características del convertidor de voltaje LM2596	37
Tabla 10-2:	Librerías empleadas en la programación del prototipo	41
Tabla 11-2:	Tipos de datos empleadas en la programación del prototipo	42
Tabla 12-2:	Funciones del Display en la Programación del prototipo	43
Tabla 13-2:	Conexiones a la placa PCB del prototipo.....	47
Tabla 14-2:	Partes del prototipo desde vista superior.....	50
Tabla 1-3:	Datos de los pacientes	52
Tabla 2-3:	Características del Termómetro Digital TM-301	53
Tabla 3-3:	Características del pulsioxímetro KL-3000	53
Tabla 4-3:	Datos medidos del Equipo 1 y prototipo.....	53
Tabla 5-3:	Datos medidos del Equipo 2 y prototipo.....	54
Tabla 6-3:	Error absoluto y relativo de temperatura.....	57
Tabla 7-3:	Error absoluto y relativo de saturación de oxígeno y frecuencia cardiaca.....	58
Tabla 8-3:	Resultados de la prueba de precisión	59
Tabla 9-3:	Resultados de la prueba de precisión	60
Tabla 10-3:	Consumo de Corriente del prototipo	60
Tabla 11-3:	Datos técnicos del prototipo.....	62

Tabla 12-3:	Solución de problemas	63
Tabla 1-4:	Análisis de costos.....	64
Tabla 2-4:	Prototipos desarrollados	65
Tabla 3-4:	Dispositivos comerciales profesionales	66
Tabla 4-4:	Dispositivos comerciales con funciones específicas.....	67

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1-1:	Parte central del cuerpo y periferia.....	6
Figura 2-1:	Partes del termómetro de vidrio.....	7
Figura 3-1:	Termómetro digital punta flexible Franklin	8
Figura 4-1:	Puntos anatómicos para la palpación de pulso	11
Figura 5-1:	Curva de disociación del oxígeno.....	12
Figura 6-1:	Grafica absorción de la luz en función de su longitud de onda.....	13
Figura 7-1:	Partes de Tensiómetro aneroid.....	15
Figura 8-1:	Partes de Estetoscopio	15
Figura 9-1:	Interfaz gráfica y Prototipo interconectado	17
Figura 10-1:	Diagrama de bloques del monitor de signos vitales con PDA	18
Figura 11-1:	Prototipo monitor de signos vitales con métodos no invasivos.....	18
Figura 12-1:	Lectura de ritmo cardiaco para dispositivos Android.....	19
Figura 13-1:	Arquitectura de un sistema embebido típico	20
Figura 14-1:	Funcionalidades de un procesador.....	20
Figura 15-1:	Partes de un microcontrolador.....	21
Figura 16-1:	Proceso de acondicionamiento de señales.....	23
Figura 17-1:	Secuencia de escritura y lectura en protocolo I2C.....	24
Figura 18-1:	Tipos de Display LCD.....	25
Figura 19-1:	Sistema Operativo Android	27
Figura 20-1:	Entorno de desarrollo integrado Arduino	27
Figura 21-1:	Interfaz de MIT App Inventor	28
Figura 22-1:	Interfaz de Matter Control	28
Figura 23-1:	Tipos de lenguajes en la programación	29
Figura 1-2:	Diagrama general del prototipo	32
Figura 2-2:	Diseño de interfaz en el Display.....	39
Figura 3-2:	Conexión: a) Pro Mini - Oled, b) Pro Mini - MAX30100.....	40
Figura 4-2:	Conexiones de los principales elementos del dispositivo.....	45
Figura 5-2:	Obtención de variables en la Pantalla Oled y Aplicación móvil	46
Figura 6-2:	Diseño PCB del prototipo.....	46
Figura 7-2:	Placa PCB del prototipo	47
Figura 8-2:	Funcionamiento entre hardware y software.....	48
Figura 9-2:	Manejo de LM2596	48
Figura 10-2:	Vista isométrica de las estructuras para protección de los sensores.....	49
Figura 11-2:	Vista isométrica de las estructuras del prototipo	49

Figura 12-2:	Vistas del prototipo terminado	50
Figura 1-3:	Centro odontológico Fass Dental	51
Figura 2-3:	Medición de signos vitales en Personal médico	52
Figura 4-3:	Medición de corriente.....	61
Figura 5-3:	Datos de medición en la aplicación	62

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1-2:	Diagrama de flujo para la realización de los algoritmos.....	41
Gráfico 2-2:	Diagrama de flujo para la actualización de valores en Display oled	43
Gráfico 3-2:	Diagrama de flujo en Mit App Inventor.....	44
Gráfico 1-3:	Prueba con valores de temperatura	55
Gráfico 2-3:	Prueba con valores de saturación de oxígeno	55
Gráfico 3-3:	Prueba con valores de frecuencia cardiaca.....	56

ÍNDICE DE ECUACIONES

Ecuación 1-3: Error absoluto	56
Ecuación 2-3: Error relativo	56
Ecuación 3-3: Tiempo de duración de la batería	61

ÍNDICE DE ABREVIATURAS

ASIP:	Application Specific Instruction-Set Processor / Procesador de Aplicación Específica
bpm:	Beats per Minute / Pulsos por minuto
CAD:	Computer-Aided Design / Diseño Asistido por Computador
CNC:	Computer Numerical Control / Control Numérico Computarizado
CO₂:	Dióxido de carbono
DC:	Direct Current / Corriente Continua
DECT:	Digital Enhanced Cordless Telecommunications / Telecomunicaciones Inalámbricas Mejoradas Digitalmente
GPS:	Global Positioning System / Sistema de Posicionamiento Global
I²C:	Inter-Integrated Circuit / Circuito Inter-Integrado
IC:	Integrated Circuit / Circuito Integrado
IEEE:	Institute of Electrical and Electronics Engineers / Instituto de Ingenieros Eléctricos Y Electrónicos
IrDA:	Infrared Data Association / Asociación de Datos Infrarrojos
LCD:	Liquid-Crystal Display / Pantalla de Cristal Líquido
LSI:	Large Scale Integration / Integración de Gran Escala
mm. Hg:	Millimeters of Mercury / milímetro de mercurio
MSP	El Ministerio de Salud Pública de Ecuador
NFC:	Near Field Communication / Comunicación de Campo Cercano
OLED:	Organic Light-Emitting Diode / Diodo Orgánico emisor de Luz
OS:	Operating System / Sistema Operativo
PAO₂:	Presión alveolar-arterial de oxígeno
PaO₂:	Presión arterial de oxígeno
PCB:	Printed Circuit Board / Placa de Circuito Impreso
PDA:	Personal Digital Assistant / Asistente Digital Personal
RAM:	Random Access Memory / Memoria de Acceso Aleatorio
RF:	Radio Frequency / Radiofrecuencia
ROM:	Read-Only Memory / Memoria de Solo Lectura
rpm:	Respiraciones por minuto
SpO₂:	Saturación de oxígeno

SCL:	Serial Clock
SD:	Digital Security / Seguridad Digital
SDA:	Serial Data
SPI:	Serial Peripheral Interface / Interfaz Serial Periférica
USB:	Universal Serial Bus / Puerto de Seriado Universal
TWI:	Two Wire Interface / Interfaz de dos cables
WLAN:	Wireless Local Area Network / Redes de área local inalámbrica
WPAN:	Wireless Personal Area Network / Redes de área personal inalámbrica
WWAN:	Wireless Wide Area Network / Redes de área extendida inalámbrica

ÍNDICE DE ANEXOS

- ANEXO A:** INSTALACIÓN DE LIBRERÍAS DE ARDUINO
- ANEXO B:** PRUEBA DE CIRCUITOS INTEGRADOS
- ANEXO C:** PROGRAMACIÓN EN MIT APP INVENTOR
- ANEXO D:** CONEXIONES DEL DISPOSITIVO
- ANEXO E:** CÓDIGO FUENTE
- ANEXO F:** PLANOS DEL DISPOSITIVO
- ANEXO G:** IMPRESIÓN DE PARTES DEL DISPOSITIVO EN 3D
- ANEXO H:** TOMA DE PRUEBAS
- ANEXO I:** MANUAL DE USUARIO

RESUMEN

El presente trabajo de titulación tuvo como objetivo implementar un prototipo de monitoreo de temperatura, frecuencia cardíaca y saturación de oxígeno, para pacientes de un centro odontológico, para lo cual se diseñó un dispositivo con determinados requerimientos electrónicos. Para ello se investigaron sensores biomédicos no invasivos con tecnología *wearable* entre los que se optó fueron el sensor infrarrojo de temperatura MLX90614 por sus mediciones sin contacto de alta precisión, el sensor MAX30100 que integra un sensor de frecuencia cardíaca y pulsioxímetro. Las señales de los sensores son enviadas a un microcontrolador ATmega328 a través de comunicación I2C donde los datos son procesados y proyectados en una Pantalla Oled 96", además de enviarlos simultáneamente a una aplicación móvil compatible con Android mediante una red inalámbrica de área personal Bluetooth. Para lograr establecer la comunicación entre el hardware y el software se diseñaron algoritmos en lenguaje de programación C++ y JavaScript en Blockly. Además, el dispositivo puede trabajar mediante una fuente de alimentación fija o portátil. Con las pruebas se determinó que el prototipo es capaz de medir las variables al mismo tiempo resultando en una confiabilidad del $\sim 98\%$, con un error absoluto de temperatura corporal de $0,45\text{ }^{\circ}\text{C}$, frecuencia cardíaca de $1,13\text{ bpm}$ y saturación de oxígeno de $1,4\%$. Comparado con otros equipos comerciales de similares características, pero sin contener las variables monitoreadas por el prototipo, tiene un precio menor de hasta un 50% y en comparación con otros prototipos se tiene un precio menor del 30% . Se concluye que el sistema logra recibir los datos de los parámetros de signos vitales en la pantalla y en el dispositivo móvil, actualizando los datos cada segundo, se recomienda una correcta manipulación del prototipo y utilizar una batería con mayor capacidad para garantizar un largo tiempo de monitoreo.

Palabras clave: <SIGNOS VITALES>, <SATURACIÓN DE OXÍGENO>, <MÉTODO NO INVASIVO>, <TECNOLOGÍA WEARABLE>, <PROTOCOLO DE COMUNICACIÓN I2C>, <RED INALÁMBRICA ÁREA PERSONAL BLUETOOTH>, < LENGUAJE DE PROGRAMACIÓN>.



Firmado electrónicamente por:
HOLGER GERMAN
RAMOS UVIDIA

0693-DBRAI-UPT-2021

2021-03-02

SUMMARY

The aim of this graduate research project was to implement a prototype for monitoring temperature, heart rate and oxygen saturation, for patients in a dental center. To meet this objective, a device with specific electronic requirements was designed. Non-invasive biomedical sensors with wearable technology were researched and the infrared temperature sensor MLX90614 was chosen for its high precision non-contact measurements and the MAX30100 sensor that integrates a heart rate sensor and pulse oximeter. The signals from the sensors are sent to an ATmega328 microcontroller through I2C communication where the data is processed and projected on a 96" OLED Screen, as well as being simultaneously sent to an Android-compatible mobile application through a Bluetooth personal area wireless network. In order to establish communication between hardware and software, algorithms were designed in the programming language C++ and JavaScript in Blockly. In addition, the device can work through a fixed or portable power supply. Tests determined that the prototype is capable of measuring variables simultaneously, resulting in a reliability of ~ 98%, with an absolute error for body temperature of 0.45 °C, heart rate of 1.13 bpm and oxygen saturation 1.4%. Compared with other commercial devices with similar characteristics, but with different monitoring variables, the prototype is up to 50% cheaper, and when compared to other prototypes it is 30% cheaper. It was concluded that the system is capable of receiving vital sign parameters on a screen and on a mobile device, with data updating every second. Correct use of the prototype is recommended, with a higher capacity battery to guarantee long-term monitoring.

Keywords: <VITAL SIGNS> <OXYGEN SATURATION> <NON-INVASIVE METHOD>
<WEARABLE TECHNOLOGY> <I2C COMMUNICATION PROTOCOL> <BLUETOOTH
PERSONAL AREA WIRELESS NETWORK> <PROGRAMMING LANGUAGE>.



INTRODUCCIÓN

En la actualidad existen múltiples dispositivos para la medición de signos vitales, la mayoría de estos dispositivos son destinados a lugares de atención médica y miden una variable a la vez, el paciente a ser atendido debe presentar condiciones normales en su salud, ya que, durante el procedimiento médico, se monitorea el progreso del paciente para garantizar una detección temprana de reacciones adversas o una recuperación retardada.

Para la medición de las funciones fisiológicas del organismo, se valoran los signos vitales mediante una evaluación rutinaria de temperatura, frecuencia cardíaca y saturación de oxígeno SpO_2 , siendo los parámetros básicos monitoreados por médicos en servicios hospitalarios, consultas médicas, lugares de emergencia u hogares, en el caso de centros odontológicos se valoran antes de cualquier procedimiento quirúrgico maxilofacial y bucal, y antes de suministrar fármacos de uso común odontológico.

La innovación en dispositivos tecnológicos apertura oportunidades de mejoras en la vida cotidiana y sobre todo en el campo médico, y la necesidad de contar con dispositivos de medición de signos vitales aumenta en hospitales y centro de diagnóstico, mientras mejor equipados estén, mayor es la responsabilidad y calidad del personal que brinda el servicio.

Para el presente trabajo se realizó un estudio a varios proyectos elaborados y relacionados con el desarrollo de la tecnología *wearable* en base a la utilización de métodos no invasivos, además de recursos en el mercado orientados al desarrollo tecnológico relacionado con el tema presentado. Con ello se busca garantizar una correcta medición de los signos vitales de pacientes en base al monitoreo de señales biomédicas, logrando obtener una mayor confiabilidad en términos numéricos de estas variables a un bajo costo.

FORMULACIÓN DE PROBLEMA

¿Se puede implementar un único dispositivo electrónico que pueda obtener el valor de la temperatura, frecuencia cardíaca y oxigenación de la sangre en los pacientes del Centro Odontológico "Fass Dental" de la ciudad de Ambato previo a una atención odontológica?

SISTEMATIZACIÓN DEL PROBLEMA

¿Cuáles son las características de las señales que representan las funciones esenciales del cuerpo humano que se deben medir antes de una consulta odontológica?

¿Con qué sensores electrónicos se pueden medir las funciones esenciales del cuerpo humano antes de una consulta odontológica?

¿Cómo se pueden integrar un conjunto de sensores electrónicos para medir funciones esenciales del cuerpo humano en un único dispositivo?

¿Cuál es el protocolo de pruebas que se puede usar para validar el funcionamiento de un dispositivo electrónico que mida las funciones esenciales del cuerpo humano antes de una consulta odontológica?

JUSTIFICACIÓN TEÓRICA

En varios países del mundo y sobre todo en América la principal causa de muerte se da por enfermedades cardiovasculares según el informe Salud en las Américas de la Organización Panamericana de la Salud (2019) . En Ecuador, de acuerdo con el Ministerio de Salud Pública (2020) las enfermedades cardiovasculares son la primera causa de muerte, en el 2019 alcanzó el 26,49% de todas las defunciones, entre las principales enfermedades son hipertensión arterial, paro cardiorrespiratorio, arritmia e insuficiencia cardíaca, con la finalidad de disminuir dichas estadísticas, el MSP plantea estrategias y campañas para el monitoreo y evaluación desde el primer nivel de atención de salud.

Actualmente los dispositivos médicos miden un signo vital determinado, cuya calidad varía según su marca, tamaño, funcionalidades y precio, en algunos casos, varios de estos dispositivos tienden a ser desechables y mostrar mediciones poco verídicas. Es por ello que los centros de atención médica como servicios hospitalarios, consultas médicas y lugares de emergencia optan por adquirir dispositivos profesionales con un largo tiempo de vida útil y con mediciones precisas, aunque dichos requerimientos signifiquen un mayor presupuesto relacionado directamente con la calidad del dispositivo.

Mediante el desarrollo de un sistema integrado que monitoree la temperatura, frecuencia cardíaca y saturación de oxígeno acompañado de su evaluación, se pretende que los riesgos de una respuesta perjudicial durante un procedimiento médico en pacientes se redujeran, o no se presentaran durante el suministro de fármacos. Además, se procura edificar una base para la implementación de un proyecto amplio que mida más signos vitales y que su utilización esté destinada a otros entornos, o en casos de requerirlos en un ambiente de hogar.

JUSTIFICACIÓN APLICATIVA

Es un dispositivo de monitoreo de signos vitales de temperatura, saturación de oxígeno y frecuencia cardíaca, que proyecta dichos valores en la pantalla del dispositivo y en un dispositivo móvil, empleando métodos no invasivos con tecnología *wearable* y de bajo costo.

Para medir los valores, el prototipo deberá recibir las señales de los sensores biomédicos, procesarlo en el microcontrolador, y enviar estos datos a la pantalla directamente y a la aplicación en Android por comunicación Bluetooth. Una vez visualizada la información, el personal médico encargado de evaluar los signos vitales de los pacientes podrá realizar una evaluación de la condición fisiológica y autorizar la atención médica.

Se integran elementos electrónicos como sensores de señales biológicas, Display con comunicación I2C, microcontrolador, módulo de comunicación inalámbrica, regulador de voltaje, entre otros. Para la codificación, lógica y lenguaje de programación propio del microprocesador.

El hecho de emplear este dispositivo agilizará el tiempo de asistencia a un paciente, evitando alargar el tiempo previo a ser atendido, beneficiándose así los pacientes y el personal de asistencia médica, a la vez de empleando un solo dispositivo para evaluar el estado fisiológico del paciente.

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

Implementar un prototipo electrónico para el monitoreo de temperatura, frecuencia cardíaca y oxigenación en la sangre en pacientes del Centro Odontológico "Fass Dental" de la ciudad de Ambato.

OBJETIVOS ESPECIFICOS

Caracterizar las señales que representan a las funciones esenciales del cuerpo humano que deben ser consideradas antes de una consulta odontológica.

Identificar qué sensores electrónicos se pueden usar para medir las funciones esenciales del cuerpo humano antes de una consulta odontológica.

Integrar los sensores identificados en un prototipo de dispositivo electrónico que permita medir funciones esenciales del cuerpo humano de una sola vez.

Definir un protocolo de pruebas en pacientes de distintas edades para probar el funcionamiento del prototipo de dispositivo electrónico implementado.

CAPITULO I

1 MARCO TEÓRICO REFERENCIAL

1.1 Signos vitales

Los signos vitales son valores que estiman el estado fisiológico de los órganos vitales, indican los cambios funcionales en el organismo y permiten evaluar el estado de salud de un individuo, los principales signos vitales son: temperatura corporal, frecuencia cardiaca, frecuencia respiratoria, presión arterial, incluyendo la saturación de oxígeno y el reflejo pupilar. (Penagos et al., 2005, p. 1465)

1.1.1 *Temperatura corporal*

La temperatura es el equilibrio entre la producción y la pérdida de calor por el cuerpo, el centro termorregulador del organismo está ubicado en el hipotálamo, encargado de efectuar acciones cuando el nivel de temperatura sobrepasa el nivel normal como activar la vasodilatación, hiperventilación y sudoración, por el contrario si la temperatura baja el nivel normal activa el metabolismo y emite contracciones espasmódicas siendo éstas las que producen los escalofríos.(Penagos et al., 2005, p. 1471)

El órgano que se encarga de mantener la temperatura corporal es la piel, que además cumple otras funciones como la de proteger frente a microorganismos, controlar las hemorragias, excretar agua, sudor y desechos, sintetizar vitamina D. (Rodríguez, 2011, p.13)

La temperatura normal del cuerpo varía según la edad, el lugar, actividad física, alimentación y sexo. Se puede medir la temperatura corporal central: rectal, bucal, esofágica y en la arteria pulmonar, la temperatura de la piel mediante un sensor fijado y la temperatura corporal periférica: axilar o inguinal que es precisamente la que se emplea en el control de los signos vitales. En pediatría, se mide la temperatura en la axila, midiendo los grados de calor a través de un termómetro digital, en personas adultas la temperatura es tomada vía oral.(Videla, 2009, p. 8)

1.1.1.1 *Condiciones normales*

La temperatura promedio normal para un adulto es de 37°C, una temperatura menor a 35°C se define como hipotermia, una temperatura entre 37,5 – 37,9°C se denomina febrícula y mayor a 38°C se define como hipertermia. (Espinosa, 2013, p. 2)

En la Tabla 1-1 se muestran los valores promedio para la toma de temperatura en función de la edad de la persona.

Tabla 1-1: Valores referenciales de temperatura en pacientes

Edad	Temperatura (°C)
Recién nacido - 3 meses	37.4 +/- 0.4
6 meses	37.4 +/- 0.3
1 año	37.4 +/- 0.2
3 años	37.2 +/- 0.2
5 años	37.0 +/- 0.2
7 años	36.8 +/- 0.2
9 años - 11 años	36.7 +/- 0.2
18 años - adultos	36.3 +/- 0.2

Realizado por: Escobar, Erika 2021

Fuente: Estrada, L.; Gutiérrez, L. 2017

La temperatura corporal periférica TCP se describe en la Figura 1-1, se mide en piel, mucosa, músculos y extremidades, su valor es variable, estas zonas son reguladas por el hipotálamo, los seres humanos son capaces de regular su temperatura corporal según las variaciones ambientales conociendo esta función como termorregulación, la cual genera o disipa cantidades de calor, aumentando o disminuyendo la temperatura, esos mecanismos incluyen la transpiración y la vasodilatación. (Kimberger & Quast, 2013, pp. 8-12)

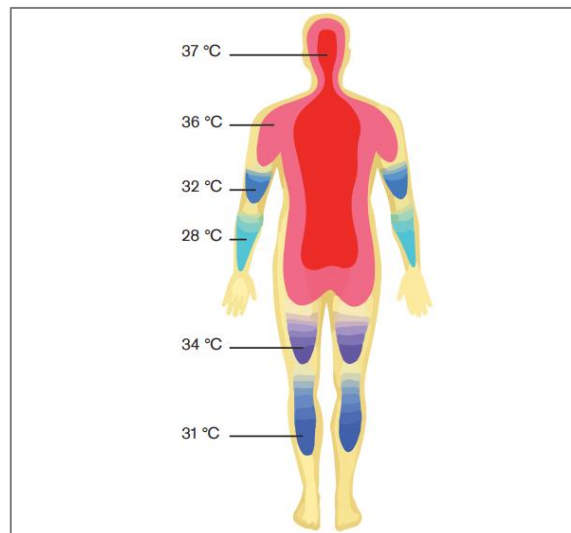


Figura 1-1: Parte central del cuerpo y periferia

Fuente: Kimberger, O.; Quast, S. 2013

Alteraciones en la temperatura

La fiebre se refleja como un mecanismo de defensa producido en el centro hipotalámico por sustancias llamadas pirógenos secretadas por bacterias tóxicas, estimulan una segunda sustancia

endógena que llegan al área enferma y actúa en los centros termorreguladores. Entre otras manifestaciones del organismo están: escalofríos, aumento de frecuencia cardíaca, deshidratación, sed, pérdida de peso, dolores y trastornos nerviosos. (Tapia et al., 2015, pp. 78-80)

1.1.1.2 Técnicas de medición de temperatura

Se toma mediante un termómetro colocado debajo del brazo o lengua, o en otras condiciones colocando la mano sobre la frente del paciente y sintiéndola (Rubio et al., 2006, p. 11). Existen otros sitios donde se puede medir la temperatura corporal como:

- Oral, sublingual utilizando el termómetro de mercurio durante 4 minutos, mínimo 15 minutos después de la última ingesta, se puede medir en todos los pacientes excepto en los que sufren confusión mental, convulsiones, afecciones en la cara o que están inconscientes.
- Axial, recomendable en adultos y niños, el resultado es 0,5°C menor que la temperatura oral.
- Rectal, recomendable para menores de 6 años, se debe lubricar el termómetro, el resultado tiende a ser 0,5 – 0,7°C mayor que la temperatura oral. (Penagos et al., 2005, pp. 1471-1472)

Termómetro de vidrio

El termómetro más utilizado es el termómetro clínico de vidrio en comparación con los termómetro digitales y desechables, un termómetro de vidrio es un tubo capilar cerrado de vidrio, que contiene mercurio líquido que cuando se dilata o contrae señala los grados de temperatura, pueden ser bucales o rectales, para tomar la temperatura bucal con el termómetro de vidrio, como se observa en la Figura 2-1, se realizan los siguientes pasos:



Figura 2-1: Partes del termómetro de vidrio

Fuente: Espinosa, F. 2013

Primero se limpian las manos y se desinfecta el termómetro con alcohol que previamente debe tener la columna de mercurio por debajo de 35°C, después el paciente debe humedecer sus labios que ayuda en la oclusión de la cavidad oral. A continuación, se coloca el bulbo del termómetro debajo de la lengua por un tiempo de 3 minutos, finalmente se lee el resultado tomando el extremo distal del termómetro colocándolo a la altura de los ojos. (Espinosa, 2013, p. 3)

Termómetro digital

El termómetro digital como se observa en la Figura 3-1, está constituido por un sensor electrónico o infrarrojo, y un cuerpo de resina, consta de un botón de encendido, la tapa de la batería y la pantalla digital donde se visualiza la temperatura en números arábigos y en escala Celsius con un rango de 32 – 42°C con graduaciones cada 0,1°C, para el uso se inicia limpiando la punta con alcohol, al oprimir el botón de encendido mara 188.8, para después titilar marcando una “L”, se coloca en la axila seca con el brazo en aducción. (Robertella et al., 2002, p. 306)



Figura 3-1: Termómetro digital punta flexible Franklin

Fuente: <https://www.termometroargentino.com.ar/termometro-digital-punta-flexible>



Termómetro de cambio de fase

Los termómetros de cambio de fase emplean una cuadrícula de puntos donde cada hilera representa el incremento de temperatura y una tira de plástico desechable de compuesto no tóxico, esta tira se coloca bajo la lengua y el valor final de temperatura es indicada por el último punto en cambio de color. (Shimek et al., 2011, pp. 16-17)

Termómetros infrarrojos

Entre los termómetros infrarrojos más empleados son los termómetros infrarrojos timpánicos y de arteria temporal, cada uno descrito en la Tabla 2-1.

Tabla 2-1: Variaciones de termómetros infrarrojos

	Termómetro infrarrojo timpánico	Termómetro infrarrojo de arteria temporal
Gráfico		
Descripción	Unidad operada con pilas parecida a una sonda otoscópica.	Portátiles, funcionan con pilas y tiene una pantalla digital.
Aspecto	Cubierta por plástico desechable	Cubierta por plástico desechable
Localización	Parte externa de oído	Sobre la frente del paciente
Medición	Radiación térmica de la membrana timpánica.	Radiación térmica de la superficie de la piel de la arteria temporal.

Margen medición	34 – 42,2 °C	32 – 43 °C
------------------------	--------------	------------

Realizado por: Escobar, Erika 2021

Fuente: <https://www.mayoclinic.org/es-es/healthy-lifestyle/infant-and-toddler-health/in-depth/thermometer/art-20047410>

Agentes externos que afectan la temperatura del organismo

Las urgencias ambientales se refieren a las diferentes lesiones y condiciones que se dan la exposición al calor y al frío:

- Las lesiones por el calor incluyen quemaduras, daño y destrucción de la piel o tejidos más profundos producido por agentes químicos, eléctricos y físicos. Además de lesiones sistémicas como calambre por calor, que se da durante la realización de alguna actividad física, el agotamiento por la excesiva pérdida de líquidos y electrolitos, y el golpe de calor por la exposición a altas temperaturas, se ven reflejados en piel roja, convulsiones, sudoración, ansiedad y una temperatura corporal alta por alrededor de los 40°C.
- Las lesiones por el frío como la congelación de tejidos corporales reflejados en áreas aisladas y la hipotermia, condición donde la temperatura interna corporal disminuye bajo los 35°C. (Rubio et al., 2006, pp. 28-32)

1.1.2 Frecuencia cardiaca

El pulso es la onda pulsátil de la sangre que se origina en la contracción del ventrículo izquierdo del corazón resultando en la expansión y contracción regular del calibre de las arterias, la onda pulsátil proporciona información sobre el funcionamiento de la válvula aórtica, siendo la cantidad de sangre que ingresa a las arterias en cada contracción ventricular. (Penagos et al., 2005, p. 1466)

La frecuencia cardiaca es la cantidad de veces que el corazón late por minuto, a medida que el corazón impulsa la sangre a través de las arterias estas se expanden y se contraen con el flujo sanguíneo (Estrada et al., 2017, p. 77). La frecuencia cardíaca es la velocidad del pulso que varía en función de:

- Edad, el pulso sufre variaciones desde el nacimiento pasando por la madurez llegando a la senectud.
- Sexo, el pulso es más lento en el hombre que en la mujer después de la pubertad.
- Ejercicio físico, la velocidad de pulso aumenta cuando la persona practica alguna actividad física, generalmente atletas entrenados presentan bradicardia.
- Medicamentos, algunos medicamentos elevan el pulso cardiaco, a diferencia de otros que lo disminuye.

- Hemorragias, un signo visible de la anemia aguda es la taquicardia o elevación de la frecuencia cardíaca.
- Estado emocional, emociones como miedo y dolor aumentan la actividad cardíaca ya que estimulan el sistema simpático. (Penagos et al., 2005, p. 1466)

1.1.2.1 *Condiciones normales*

En la Tabla 3-1 se muestran los valores promedio para la toma de frecuencia cardíaca en función de la edad de la persona.

Tabla 3-1: Valores referenciales de frecuencia cardíaca en pacientes

Edad	Latidos por minuto de frecuencia cardíaca	Pulso por minuto
Recién nacido	120 – 170 <i>lpm</i>	120 – 160 <i>bpm</i>
Lactante menor	120 – 1660 <i>lpm</i>	100 – 120 <i>bpm</i>
Lactante mayor	110 – 130 <i>lpm</i>	110 – 130 <i>bpm</i>
2-4 años	100 – 120 <i>lpm</i>	80 – 120 <i>bpm</i>
6-8 años	100 – 115 <i>lpm</i>	70 – 115 <i>bpm</i>
11-15 años	60 – 100 <i>lpm</i>	70 – 80 <i>bpm</i>
16-18 años	55 – 95 <i>lpm</i>	70 – 90 <i>bpm</i>
Mayores 18 años	55 – 95 <i>lpm</i>	60 – 80 <i>bpm</i>

Realizado por: Escobar, Erika 2021

Fuente: Estrada, L.; Gutiérrez, L. 2017

Es importante conocer que en una persona en estado de emergencia es necesario tomar el pulso cada 10 - 15 minutos e informar sobre las variaciones que se dan en dichos rangos de tiempo.

1.1.2.2 *Técnicas de medición de frecuencia cardíaca*

El procedimiento manual empieza por apoyar los dedos índices y mayor sobre el punto determinado presionado suavemente, existen varios puntos anatómicos para la palpación de pulso como se visualiza en la Figura 4-1:

- Pulso temporal, se palpa sobre el hueso temporal en la región externa de la frente, exactamente en la sien.
- Pulso carotideo, se palpa en la parte lateral del cuello entre la tráquea y el músculo esternocleidomastoideo junto a la manzana de adán.
- Pulso radial, se palpan sobre la arteria radial en la zona media de la cara interna de la muñeca.
- Pulso humeral, palpa la parte interna del pliegue del codo.
- Pulso femoral, se palpa la arteria femoral ubicada debajo del ligamento inguinal.
- Pulso poplíteo, se palpa sobre la arteria poplíteo, detrás de la rodilla.
- Pulso pedio, se palpa sobre la arteria dorsal del pie. (Penagos et al., 2005, p. 1466)

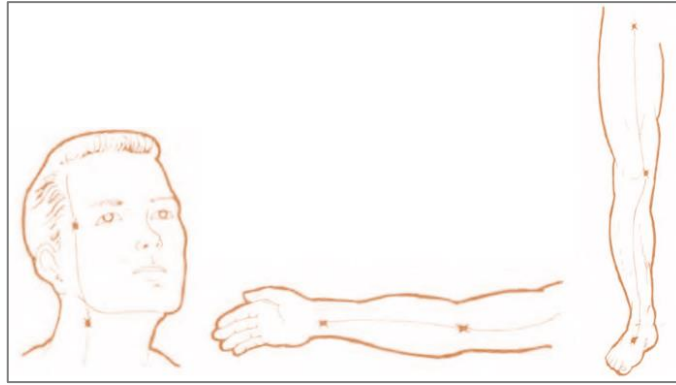


Figura 4-1: Puntos anatómicos para la palpación de pulso

Fuente: Penagos, S.; Salazar, L. 2005

1.1.3 Saturación de oxígeno

La saturación de oxígeno expresa la cantidad de oxígeno que se combina con la hemoglobina para formar la oxihemoglobina, encargada de transportar el oxígeno hacia los tejidos, esta medida no es absoluta ya que la saturación de oxígeno indica la relación que hay entre la cantidad de hemoglobina presente y la cantidad de hemoglobina combinada con oxígeno. La función principal de medir este signo vital es la de evaluar la calidad de la función respiratoria y el transporte de oxígeno de la sangre hacia los tejidos ya que la insuficiencia de oxígeno provoca que las neuronas y otros tejidos vitales mueran en un corto tiempo. (Laborde, 2004, p. 1)

La cantidad de oxígeno que contiene un paciente, varía respecto a los parámetros de gradiente de presión alveolar-arterial de oxígeno PAO_2 , la presión arterial de oxígeno PaO_2 , y la saturación de oxígeno SaO_2 , donde la PaO_2 es la presión de las moléculas libres disueltas en la sangre que no se encuentra combinada con la hemoglobina Hb, bajo ciertas condiciones de intercambio gaseoso la SaO_2 y la PaO_2 se relacionan mediante la curva de disociación del oxígeno como se observa en la Figura 5-1. (Laborde, 2004, p. 1)

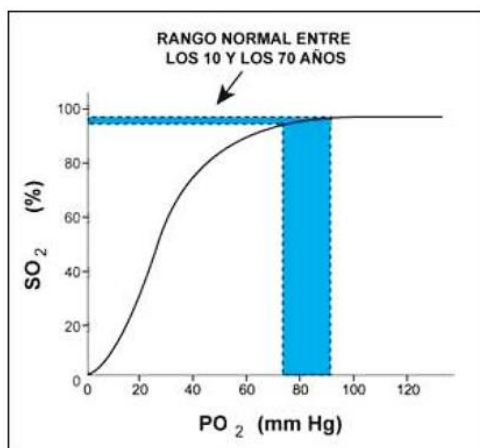


Figura 5-1: Curva de disociación del oxígeno

Fuente: Laborde, M. 2004

1.1.3.1 Condiciones normales

Los valores típicos de SpO_2 están entre 95 % y 97 % con un rango de variación del 2 %, la saturación de oxígeno SpO_2 en adultos mayores sin enfermedades pulmonares es de aproximadamente 95 %, y de menor al 90 % significando alguna patología crónica o aguda del aparato respiratorio. (Rivera et al., 2008, p. 9)

La saturación arterial de oxígeno varía en un 30% con la saturación regional $rSaO_2$ cerebral y en un 10% con la saturación regional $rSaO_2$ renal, cuando estos varían excesivamente provocan una ventilación enorme con eliminación de demasiado CO_2 , un buen control del valor $rSaO_2$ permite la modificación de la ventilación mecánica y la sedación. Para el control simultáneo de la $rSaO_2$ cerebral y somática se emplea el sistema EOIV, se trata de un dispositivo no invasivo aprobado por la Food and Drug Administration que utiliza una tecnología similar a la oximetría de pulso. (Soetenga, 2008, pp 40-41)

1.1.3.2 Técnicas de medición de SpO_2

Los oxímetros de pulso más empleados se describen a continuación en la Tabla 4-1.

Tabla 4-1: Tipos de Oxímetro de Pulso comerciales

	Beurer PO 30	HOMIEE	Nonin Onyx Vantage 9590	Medisana PM 100

Característica	Mas vendido	Pediátrico	Profesional	Más barato
Precio (Euros)	59,00	32,99	167,40	59,95
Dimensiones	61 x 36 x 32 mm	98 x 72 x 55 mm	56 x 33 x 32,3 mm	58 x 34 x 35 mm
Peso	57 g	57 gr	57 gr	53 gr
Certificado	Si	No	Si	Si
Alarma	Si	No	No	No
Memoria interna	No	No	No	No

Realizado por: Escobar, Erika 2021

Fuente: <https://detensiometros.com/pulsioximetros-de-dedo/>

Principio de funcionamiento del finger sensor

El sensor dactilar emite la cantidad de luz absorbida por el dedo que es mayoritariamente absorbida por la sangre, esta cantidad se logra conocer mediante la absorción de la sangre a una cierta longitud de onda dependiente de la saturación de oxihemoglobina, el problema surge debido a la pulsatilidad del flujo sanguíneo, es por ello que el sensor cuenta con dos emisores a dos longitudes de onda diferentes y un receptor, en la Figura 6-1 se observan las longitudes de onda del led rojo 650 nm y el infrarrojo 920 nm, obteniendo una señal en función del pulso y la SaO₂, y otra solamente en función del pulso, por lo que se puede modular la primera con la segunda para obtener una lectura permanente de la saturación de oxígeno. (Laborde, 2004, p. 1)

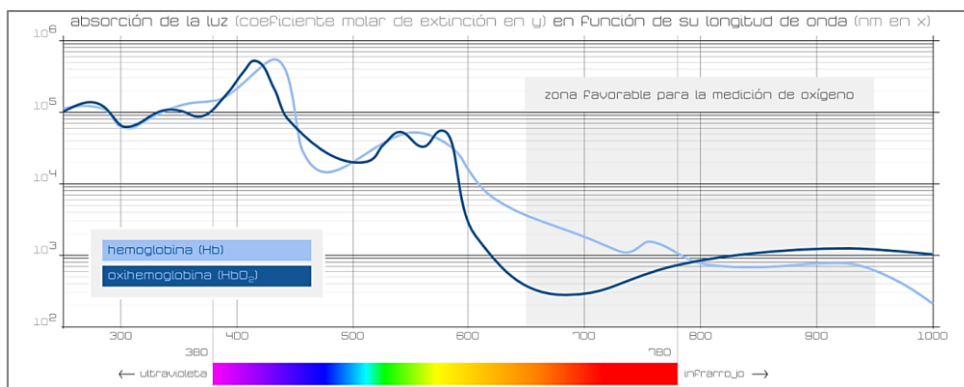


Figura 6-1: Grafica absorción de la luz en función de su longitud de onda

Fuente: <http://polaridad.es/monitorizacion-sensor-pulso-oximetro-frecuencia-cardiaca/>

1.1.4 Presión arterial

Es la fuerza ejercida por la sangre en el interior de las arterias que se origina por: el débito cardiaco, la elasticidad de las arterias, la resistencia periférica y la viscosidad de la sangre circulante.

La sístole ventricular izquierda es el factor principal de la presión arterial sistémica y se relaciona con la fracción de eyección del ventrículo izquierdo, en cada contracción ventricular se expulsan aproximadamente 70 c.c, dependiendo de las veces que late el corazón se produce un volumen resultante que se denomina gasto cardíaco. La sangre expulsada del ventrículo izquierdo desciende las arterias en sístole para retraerse en diástole, el factor que mantiene la presión sistólica en rangos normales es la elasticidad arterial. (Tapia et al., 2015, pp. 85-86)

1.1.4.1 *Condiciones normales*

En la Tabla 5-1 se muestran los valores promedio para la toma de tensión arterial en función de la edad de la persona.

Tabla 5-1: Valores referenciales de presión sanguínea en pacientes

Edad	Presión sistólica (mmHg)	Presión diastólica (mmHg)
Lactante	60 – 90	30 – 62
2 años	78 – 112	48 – 78
8 años	85 – 114	52 – 85
12 años	95 – 135	58 – 88
Adulto	100 – 140	60 – 90

Realizado por: Escobar, Erika 2021

Fuente: Penagos, S.; Salazar, L. 2005

Los valores estándar de la presión arterial máximas son 100 – 130 *mm.Hg.* y mínimas de 60 – 90 *mm.Hg.*, después de los cincuenta años la presión sistólica aumenta progresivamente con la edad, cuando los valores varían demasiado a los normales se producen anomalías como las descritas a continuación:

- Hipertensión: cuando los valores oscilan mayores a 130 *mm.Hg.* la presión sistólica y a 90 *mm.Hg.* la presión diastólica.
 - Hipotensión: cuando los valores oscilan menores a 100 *mm.Hg.* la presión sistólica y a 60 *mm.Hg.* la presión diastólica.
 - Convergente: cuando los valores de la presión sistólica y diastólica están muy cerca.
 - Divergente: cuando los valores de la presión sistólica y diastólica están muy separadas.
- (Medina et al., 1992, pp. 13-14)

1.1.4.2 *Técnicas de medición de presión arterial*

Para medir la presión arterial se utiliza el esfigmomanómetro y el estetoscopio, el brazalete debe ser de dimensión adecuada, la anchura de la bolsa debe ser próxima al 40% del perímetro del brazo que en un adulto es de 12 a 14 *cm.*, y la longitud de la bolsa insuflable debe ser del 80%

del perímetro del brazo o lo suficiente para rodearlo, el equipo anerode con el tiempo tiende a ser inexacto por lo que se debe calibrarlo de forma periódica. (Tapia et al., 2015, p. 86)

Tensiómetro o esfigmómetro, son de tipo aneroides, columna de mercurio, electrónicos, tensiómetros arteriales, un tensiómetro convencional como se muestra en la Figura 7-1 se compone de un brazalete de caucho cubierto por una tela inextensible que envuelve el lugar anatómico donde se mide la presión arterial, mangueras o tubos de goma, manómetro con una escala de 0 – 300 *mm. Hg*, y la pera que es una bolsa rígida que se usa para inflar el brazalete mediante una válvula. (Espinosa, 2013, pp. 8-9)



Figura 7-1: Partes de Tensiómetro anerode

Fuente: Espinosa, F. 2013

Estetoscopio o fonendoscopio, utilizado para la auscultación, compuesto por olivas, ojivas, tubo en Y, como se muestra en la Figura 8-1, se debe colocar la membrana sobre la arteria branquial sin ejercer presión, pero manteniendo un pleno contacto con la piel. (Espinosa, 2013, p. 9)

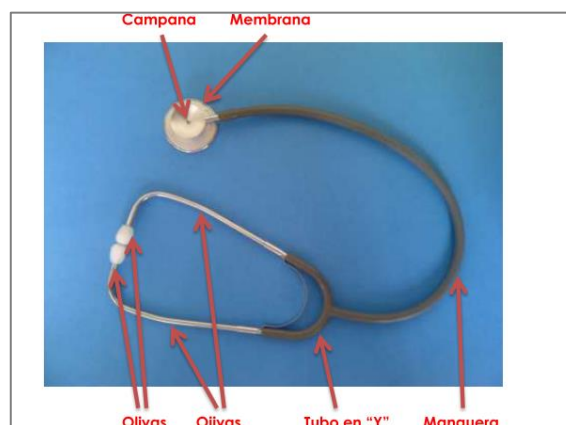


Figura 8-1: Partes de Estetoscopio

Fuente: Espinosa, F. 2013

1.1.5 Frecuencia Respiratoria

La respiración es la función biológica que permite al organismo absorber oxígeno del aire y expulsar el dióxido de carbono sobrante para mantener sus funciones vitales. Una vez que el oxígeno pasa a través de una membrana hacia la sangre, devuelve dióxido de carbono CO₂ para ser eliminado caso contrario provocaría daños en el organismo. En la respiración intervienen los movimientos de inspiración y expiración, en la inspiración se da la entrada de aire que contiene oxígeno y en la expiración el tórax se contrae y dejar salir el CO₂.(Medina et al., 1992, pp. 19-20)

La frecuencia respiratoria es el número de respiraciones que se producen durante un minuto, varía de acuerdo a la edad y a la actividad física de las personas.

1.1.5.1 Condiciones normales

En la Tabla 6-1 se muestran los valores promedio de la frecuencia respiratoria en función de la edad de la persona.

Tabla 6-1: Valores referenciales de frecuencia respiratoria en pacientes

Edad	Respiraciones por minuto
Recién nacido	60 – 40 rpm
Lactante mayor	40 – 30 rpm
Lactante menor	30 – 25 rpm
Preescolar	25 – 20 rpm
Escolar	20 – 18 rpm
Adolescente	18 – 16 rpm

Realizado por: Escobar, Erika 2021

Fuente: Estrada, L.; Gutiérrez, L. 2017

1.1.5.2 Técnicas de medición de frecuencia respiratoria

La persona debe encontrarse en reposo preferiblemente acostada, debe vestir una ropa floja que no impida la entrada normal de aire a sus pulmones, se debe observar detenidamente las contracciones en el tórax abdomen y se cuenta el número de veces que el pecho se ensancha y contrae durante un minuto, en el caso de que no se pueda observar se debe colocar la mano sobre el tórax del paciente. (Medina et al., 1992, pp. 28-29)

1.1.6 Otros signos vitales

Además de los signos vitales mencionados, se añaden el reflejo pupilar, una prueba que se realiza con una linterna alumbrando con el haz de luz el ojo y observando como la pupila se contrae, y

el llenado capilar, una prueba rápida sobre los lechos ungueales para vigilar la deshidratación y la cantidad de flujo sanguíneo. Los valores promedio están en Tabla 7-1. (Rubio et al., 2006, p. 11)

Tabla 7-1: Parámetros normales de reflejo pupilar y llenado capilar

Edad	Reflejo pupilar	Llenado capilar
0-1	1 segundo	1-2 segundos
1-12	3 segundo	1-2 segundos
13-18	3 segundo	1-2 segundos
19-60	3 segundo	1-2 segundos
60 - más	3 segundo	1-2 segundos

Realizado por: Escobar, Erika 2021

Fuente: Rubio, C.; Peláez, I. 2006

1.1.7 Antecedentes Investigativos

El diseño de prototipo de monitoreo de signos vitales portátil para atención básica en comunidades de difícil acceso se expone como un trabajo en el campo de la bioingeniería, mide los signos de temperatura corporal, oxigenación de la sangre y pulso cardiaco, el prototipo emplea un sensor de temperatura ADT7420 y sensor oxímetro MAX30100 para la adquisición de datos, a continuación para el procesamiento emplea microcontroladores y para la emisión de datos, comunicación bluetooth, la información procesada se refleja en una pantalla celular, como se observa en la Figura 9-1. La temperatura es tomada en el antebrazo anterior y la oxigenación en el dedo índice, el trabajo brinda una base para el desarrollo de software de visualización para PC y otros dispositivos. (Callejas et al., 2018, pp. 266-269)

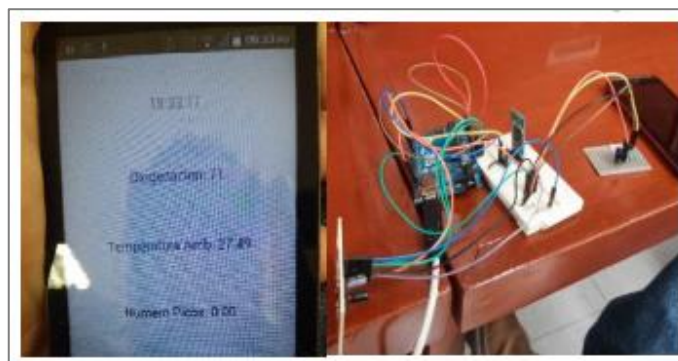


Figura 9-1: Interfaz gráfica y Prototipo interconectado

Fuente: Callejas, A.; Molino, E. 2018

El monitor portátil de signo vitales con PDA, se diseñó con la finalidad de prevenir la hipertensión arterial, el dispositivo contempla la medición de temperatura corporal, presión arterial y frecuencia cardiaca, los datos son receptados por los sensores y acondicionados la señal, para una

visualización en el PDA y registro en caso de requerirlo. El monitor emite una señal cuando registra valores superiores a los normales, en temperatura mayor a $37,7^{\circ}\text{C}$ emite una advertencia de fiebre, en caso de presión arterial sistólica mayor a 140 mmHg o diastólica mayor a 90 mmHg indica hipertensión y en caso de exceder los 100 lpm indica taquicardia.

En el diseño del software, como se muestra en la Figura 10-1, para la obtención de la presión arterial emplea el microcontrolador PIC16F88, para la obtención de la frecuencia cardiaca se utilizan las oscilaciones presentadas en la presión arterial y a través de la transformada de Fourier se determina la frecuencia de las oscilaciones, para medir la temperatura, diseña un termómetro digital donde se utiliza el termistor MA100GG103A colocado en la boca o la axila del paciente. (B. Rodríguez, 2007, pp. 1-7)

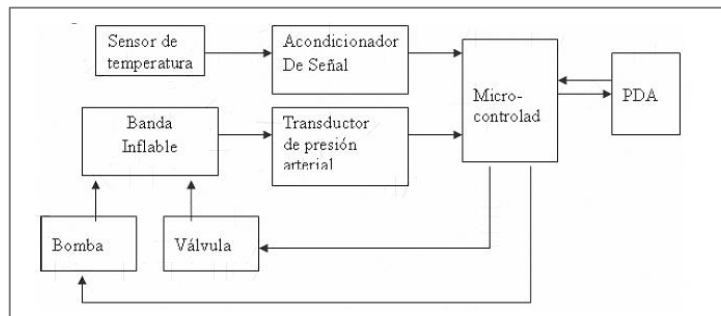


Figura 10-1: Diagrama de bloques del monitor de signos vitales con PDA

Fuente: Rodríguez, B. 2007

El prototipo monitor de signos vitales aplicando métodos no invasivos se enfoca en medir los valores de temperatura corporal, presión arterial y frecuencia cardiaca, el diseño se muestra en la Figura 11-1. El prototipo emplea un microcontrolador PIC32, tarjeta Chip KIT, modulo bluetooth, LCD gráfico, sensor de pulso, brazalete para la medición de tensión arterial, sensor de temperatura LM35 emitidos a un dispositivo mediante comunicación bluetooth, y registrados en la nube. (Tintín, 2015, pp. 35-50)



Figura 11-1: Prototipo monitor de signos vitales con métodos no invasivos

Fuente: Tintín, E. 2015

En el monitor de ritmo cardiaco para dispositivos Android, como se observa en la Figura 12-1, se emplea el sensor de ritmo cardiaco foto pletismógrafo Sen-11574 no invasivo, el microcontrolador PIC18F4550, modulo bluetooth HC-06, transistor 2N3904 y emplea una batera de Lipo como su fuente de alimentación. Su funcionamiento inicia por el suministro de voltaje, se produce el sensado del ritmo cardiaco, el acondicionamiento de la señal, a continuación, se procesan los datos en un sistema de control, para enviar la información mediante bluetooth hacia el dispositivo Android que trabaja como interfaz gráfica. (Velázquez & Villagrán, 2016, pp. 23-44)

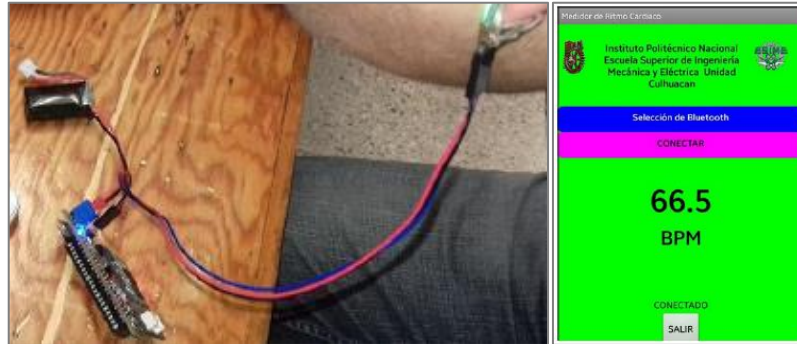


Figura 12-1: Lectura de ritmo cardiaco para dispositivos Android

Fuente: Velázquez, P.; Villagrán, L. 2016

1.2 Diseño tecnológico

1.2.1 Hardware

1.2.1.1 Sistemas embebidos

Un sistema embebido es un sistema electrónico controlado por un computador integrado, la palabra embebido se refiere a un sistema generalmente oculto a la vista y que forma parte de un todo de mayores dimensiones, está formado por tres componentes principales: un hardware, un software primario, y un sistema operativo. Un sistema embebido se caracteriza por utilizar pequeñas cantidades de memoria, capacidad limitada de procesamiento, y la necesidad de limitar el consumo de energía. La Figura 13-1 muestra la arquitectura de hardware de un punto de acceso inalámbrico a un alto nivel, resaltando la interfaz Ethernet, USB, puerto serial, y chip con estándar IEEE 802.11. (D. Pérez, 2009, pp. 3-5)

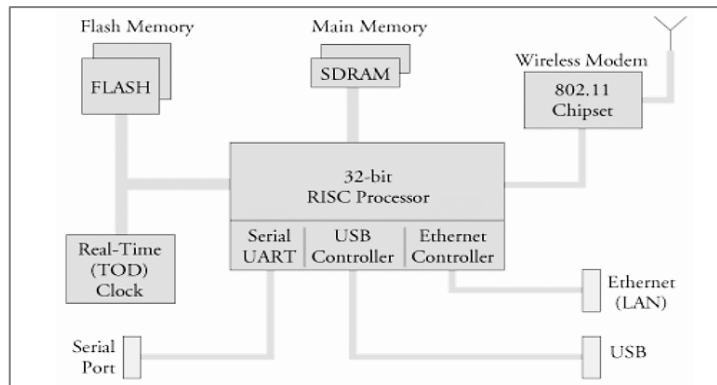


Figura 13-1: Arquitectura de un sistema embebido típico

Fuente: Pérez, D. 2009

Un sistema embebido contiene generalmente uno o más microprocesadores o microcontroladores, memorias internas, buses de datos y canales de entrada y salida destinados a una tarea específica, pueden formar parte de sistemas complejos de hardware y software, han incorporado sistemas operativos para un control de memorias y recursos (Perez et al., 2010, p. 73).

Varias empresas como INTEL, ASUS, Nvidia, Raspberry Pi Foundation han desarrollado sistemas cada vez más pequeños y de menor costo, construyendo estructuras no moduladores empleando software libre aunque incluyendo desventajas como la actualización y reemplazo de componentes (Maldonado, 2018, p.16).

1.2.1.2 Microprocesadores

La tecnología de procesadores trata de la arquitectura del núcleo computacional, en particular un microprocesador es un componente LSI *Large Scale Integration* que realiza varias funciones en una sola pieza de circuito integrado, las métricas de diseño pueden variar de un procesador a otro de acuerdo a su funcionalidad, en la Figura 14-1 se observa los diferentes procesadores ajustándose a una funcionalidad deseada.

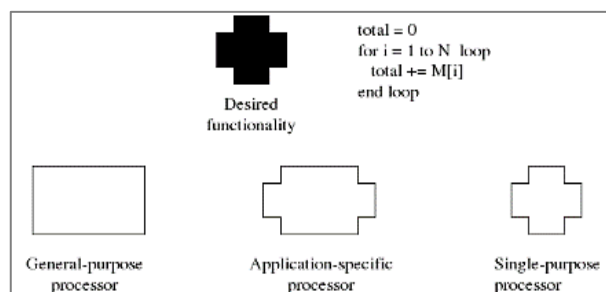


Figura 14-1: Funcionalidades de un procesador

Fuente: Pérez, D. 2009

- Procesador de propósito general, es un dispositivo programable adaptable a varias aplicaciones, posee una memoria para ejecutar programas y un camino de datos genérico.
- Procesador de propósito específico, es un circuito digital diseñado para ejecutar exactamente un programa y se lo denomina coprocesador, acelerador y/o periférico.
- Procesador específico de aplicación ASIP, es un procesador programable optimizado para una clase particular de aplicaciones. (D. Perez, 2009, pp. 6-7)

1.2.1.3 *Microcontroladores*

Un microcontrolador es un tipo de procesador ASIP, típicamente monitorea y fija señales de control de un único bit sin realizar cálculos exhaustivos, realiza operaciones de nivel de bit para la lectura y escritura a nivel externo, la Figura 15-1 muestra sus partes. (D. Perez, 2009, p.7)

Fabricantes de circuitos integrados de procesadores comercializan dispositivos para el dominio de sistemas embebidos, comercialmente los microcontroladores más extendidos son de la familia microchip y Atmel. Entre las funciones que incluyen los microcontroladores, las principales son las siguientes: (Vahid & Givargis, 2002, p.13)

- Incluir dispositivos periféricos como temporizadores, convertidores analógicos- digital, dispositivos de comunicación en serie.
- Incluir programas y memorias de datos en el circuito integrado.
- Proporcionar acceso directo a varios pines del circuito integrado con fines de monitorear sensores, configurar actuadores y transferir datos a otros dispositivos.
- Proporcionar instrucciones especializadas para operaciones comunes del sistema integrado.

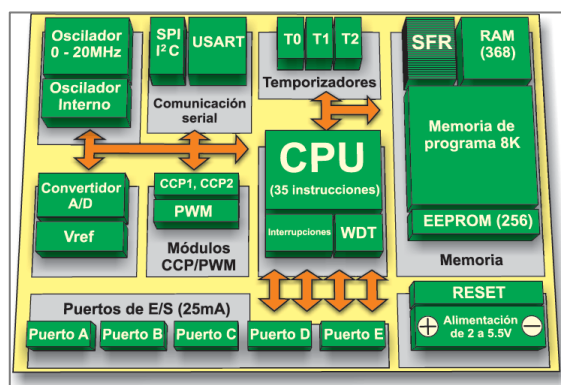


Figura 15-1: Partes de un microcontrolador

Fuente: <https://www.mikroe.com/>

1.2.1.4 *Sensores*

Son dispositivos de entrada que miden una variable física y entregan una salida manipulable, se considera un intermediario entre la variable física y el sistema de medida, proporciona a la salida señales eléctricas analógicas o digitales. (Corona et al., 2014, p.17)

Las características particulares que presentan los sensores y que los diferencian de otros son de carácter estático y dinámico. La sensibilidad se refiere a la entrada mínima requerida para que se produzca un cambio detectable en la salida, el rango se define como el intervalo entre el valor mínimo y máximo de la variable física, la precisión es el grado de repetibilidad de una medida, la exactitud como la diferencia entre el valor real y el valor medido por el sensor, la resolución, el error estático son otras características estáticas. (Corona et al., 2014, pp. 19-21)

Tabla 8-1: Clasificación de los sensores

Clasificación de los sensores según la variable física a medir	De posición, velocidad y aceleración
	De nivel y proximidad
	De humedad y temperatura
	De fuerza y deformación
	De flujo y presión
	De color, luz y visión
	De gas y pH
	Biométricos
	De corriente

Realizado por: Escobar, Erika 2021

Fuente: Corona, L.; Abarca, G. 2014

Sensores de temperatura integrados

La temperatura es la intensidad de calor en un objeto descrito por la energía cinética de las partículas de la materia relacionadas con los movimientos de las moléculas del sistema, se puede medir a escala Fahrenheit, Celsius, Kelvin y Rankine. Los instrumentos para sensar la temperatura aprovechan fenómenos como: Radiación suministrada por el material, fuerza electromotriz generada por la unión de dos metales de diferentes propiedades, cambio del valor de la resistividad y estado de un material. (Corona et al., 2014, p. 174)

Sensores de temperatura infrarrojos

Los sensores infrarrojos miden de la radiación infrarroja por medio de una termopila que a su vez está formado por una batería de termopares, que calcula la temperatura en base al efecto termoeléctrico, se disponen sobre superficies negras. Para estimar la temperatura correcta los

termómetros calculan la temperatura ambiente, además de que el circuito integrado incorpora circuitería para amplificar y procesar la señal.

Acondicionamiento de señal

La señal de salida de un sensor necesita ser adaptada y amplificada para su procesado por circuitos actuadores, por lo que es requerido un circuito acondicionador, el proceso se observa en la Figura 16-1, los circuitos acondicionadores más utilizados son: divisores de tensión mediante resistencias, puente de Wheatstone, transistores, amplificadores operacionales, microcontroladores y circuitos multivibradores. Para realizar la conversión se llevan a cabo los siguientes procesos: (Corona et al., 2014, pp. 40-41)

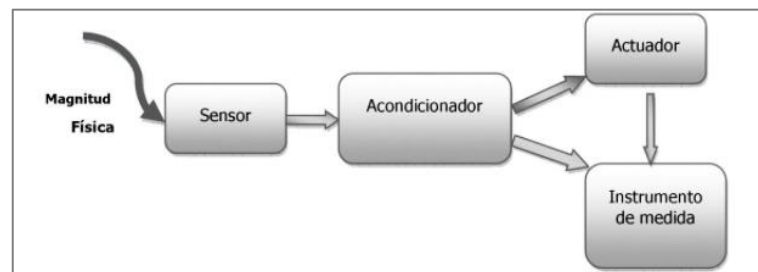


Figura 16-1: Proceso de acondicionamiento de señales

Fuente: Serna, A.; Ros, A. 2010

- Amplificación es el proceso de aumentar la magnitud de una señal.
- Linealización es la conversión de una señal no lineal a una señal linealizada.
- Filtrado, es el proceso donde se desprecian componentes no deseados de una señal.
- Conversión es el proceso donde una señal continua o analógica es convertida en forma discreta o digital para su procesamiento en un dispositivo microcontrolador.
- Excitación muchos sensores requieren alguna forma de citación para su funcionamiento.
- Aislamiento eléctrico se refiere la interrupción de la señal entre la entrada y la salida.

1.2.1.5 Memoria

Un sistema integrado usa procesadores para implementar el procesamiento, usa memorias para el almacenamiento y buses para la comunicación, una memoria almacena una gran cantidad de bits, se forma por m palabras de n bits, leer una memoria significa recuperar la palabra de una dirección particular mientras que escribir significa almacenar una palabra, a continuación, se describen los dos tipos de memorias: (Vahid & Givargis, 2002, p.54)

- Memoria RAM, lee y escribe los datos rápidamente, es alimentada por una corriente eléctrica que cuando se interrumpe, pierde los datos. Las dos formas básicas de memoria de acceso aleatorio son RAM dinámica y estática.
- Memoria ROM, una memoria de sólo lectura contiene un patrón que no puede alterarse, los tipos que existen son ROM programada por máscara, OTP ROM One Time Programmable Rom, EPROM Erasable Programmable ROM, EEPROM Electrically Erasable Programmable ROM, y Flash, memoria EEPROM más veloz en lectura y escritura.(D. Perez, 2009, pp. 8-9)

1.2.1.6 El protocolo I²C

Usado en microcontroladores y adaptado a aplicaciones con intercomunicación de tipo serie entre dispositivos, usa dos líneas una bidireccional para datos y direcciones SDA y otra como reloj para sincronizar el sistema SCL, conectadas a alimentación por resistencia Pull-up (Serna et al., 2010, pp. 51-52). Los pasos que se deben considerar para la comunicación son los siguientes:

- Frecuencia máxima de 100 KHz, con semiperiodos mínimos de 4 μ s para la parte alta y 4,7 μ s para la parte baja.
- La transmisión consta de un bit de arranque y otro de parada.
- El primer byte que se envía es el direccionamiento, consta de 7 bits seguido de un bit que indica la operación de escritura “0” o lectura “1”.
- Se envían 8 bits más un noveno de validación ACK.
- El dispositivo transmisor pondrá la línea SDA a “1” y el receptor a “0”.
- Los bits de datos son validados con los niveles altos de la señal de reloj.
- La secuencia para escritura y lectura se muestran en la Figura 17-1.

Bit Arranque	Dir. Esclavo (7 bits)	R/w= "0"	ACK	Datos (8 bits)	ACK	Bit Parada
Bit Arranque	Dir. Esclavo (7 bits)	R/w= "1"	ACK	Datos (8 bits)	ACK	Bit Parada

Figura 17-1: Secuencia de escritura y lectura en protocolo I²C

Fuente: Serna, A.; Ros, A. 2010

1.2.1.7 Display LCD

Una pantalla de cristal líquido muestra mensajes de una manera rápida y vistosa, se clasifican en LCDs de caracteres que muestran texto ASCII y se comercializa en diferentes tamaños teniendo la cantidad de caracteres por el número de filas en la pantalla, en cambio las LCDs gráficas sirven para mostrar imágenes, texto y dibujos, definidos por la cantidad de píxeles a mostrar, los tipos de pantallas LCD se visualizan en la Figura 18-1. En general, un LCD posee los siguientes pines:

un pin para recibir la alimentación, un pin para conectar la pantalla a tierra, un pin para regular el contraste de la pantalla, tres pines de control marcados como “RS”, “EN” y “RW”, varios pines dependiendo de la cantidad de bits 4 u 8 bit, y dos pines exclusivos para el circuito de la luz de fondo. (Torrente, 2016, pp. 222-224)

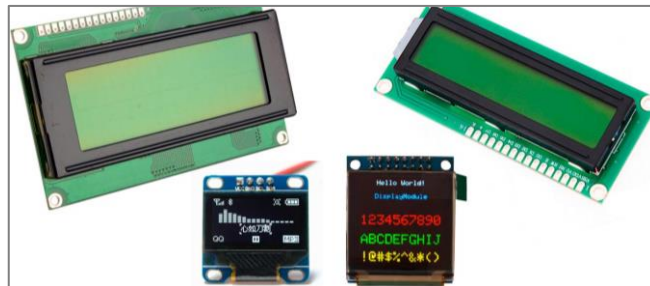


Figura 18-1: Tipos de Display LCD


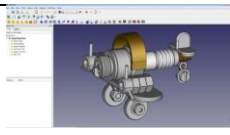



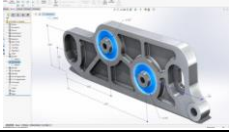
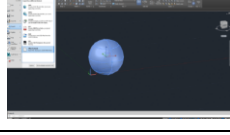
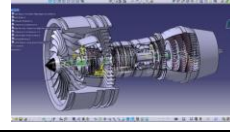
Fuente: <https://www.zonamaker.com/arduino/modulos-sensores-y-shields>

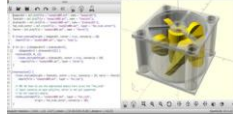
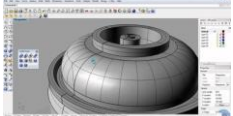
1.2.1.8 Fabricación digital

La revolución de la fabricación digital se basa en convertir la información en cosas y las cosas en información, cuando un objeto se torna digital se lo puede manipular en diversas áreas, con mayor impacto en la manufactura. La fabricación digital incluye sistemas y tecnologías como: sistemas integrados, sistemas CNC, software CAD e internet. Un software CAD que por sus siglas significa Diseño asistido por ordenador, es un programa que sirve para crear, editar, analizar y visualizar modelos tridimensionales, además se logra simular los objetos a fabricar. (Jorquera, 2017, pp. 5-7)

Los softwares CAD puede ser diseñados para fines industriales, mecánicos, de arquitectura o de ingeniería náutica, los más utilizados se encuentran en la Tabla 9-1, los cuales están clasificados por el nivel de experiencia.

Tabla 9-1: Software CAD gratuitos

Nivel Principiante	TinkerCAD	FreeCAD	BlocksCAD
			
Nivel Intermedio	CREO	Fusion 360 °	
			
Nivel Profesional	SolidWorks	AutoCAD	CATIA
			

	OpenSCAD	Rhino3D	
			

Realizado por: Escobar, Erika 2021

Fuente: <https://www.3dnatives.com/es/mejores-sofware-cad-programa-180320192/#!>

1.2.2 *Software*

1.2.2.1 *Sistema operativo*

Un sistema operativo es un software que gestiona los recursos del sistema informático, la parte más importante es el núcleo o kernel, la cual garantiza la carga y ejecución de los procesos y el control de las entradas y salidas. Un sistema informático cumple con las siguientes funciones: gestiona la información, proporciona la comunicación de la maquina con los usuarios, controla la ejecución de programas y detecta errores, ejecuta automáticamente tareas y optimiza los recursos. Los componentes básicos de un sistema operativo son: Gestión de procesos, Administración de memoria principal, Administración de ficheros y Gestión de los dispositivos de entrada salida Driver. (Universidad de Alicante, 2015, pp. 2-7)

Sistema operativo Android

Android es un sistema operativo diseñado para teléfono móviles, *tablets*, GPS, televisores, discos duros multimedia, mini ordenadores, entre otros. Existen otros SO en el mercado como iOS de Apple, Symbian de Nokia, Palm OS, Java Mobile Edition y BlackBerry OS. Para programar aplicaciones emplea un lenguaje parecido al Java llamado Dalvik, Android tiene su núcleo en el sistema operativo libre, gratuito y multiplataforma Linux. (Robledo & Robledo, 2013, p. 3)

El SO Android como se observa en la Figura 19-1, cuenta con las siguientes características, que la hacen atractiva para los usuarios:

- Plataforma libre basado en Linux para desarrollo de aplicaciones con lenguaje Java.
- Mantiene distintas aplicaciones corriendo al mismo tiempo.
- Compatible con variedades de hardware.
- Cuenta con un portal Android Market con fácil acceso a otras aplicaciones.
- Cuenta con la capacidad tecnológica de Google. (Beauperthuy & Polanco, 2011, p. 82)



Figura 19-1: Sistema Operativo Android

Fuente: <https://www.genbeta.com/sistemas-operativos>

1.2.2.2 *Arduino IDE*

Es un software gratis, libre y multiplataforma que trabaja en Linux, MacOS y Windows, permite realizar tareas como escribir, verificar y guardar instrucciones en la memoria del controlador de la placa Arduino. El entorno de desarrollo y lenguaje de programación Arduino están inspirados en Processing, desarrollado por Ben Fry y Casey Reas, dentro del lenguaje de programación se encuentran elementos parecidos a otros lenguajes como bloques condicionales, bloques repetitivos, variables, entre otros. Internamente el lenguaje Arduino se basa en código C/C++, diseñado para programar microcontroladores AVR de una manera simplificada. (Torrente, 2016, pp. 64-66, 149)



Figura 20-1: Entorno de desarrollo integrado Arduino

Fuente: <https://aprendiendoarduino.wordpress.com/>

Librerías Oficiales

Una librería es una colección de funciones que proporciona funcionalidad extra a los sketches, las librerías incluidas en el IDE oficial de Arduino son las siguientes:

- Librería LiquidCrystal, permite controlar LCDs basadas en el driver HD44780, KS0066, ST7095C, entre otros, la librería puede trabajar en modo de 4 bit u 8 bit.
- Librería EEPROM, permite leer y escribir datos en la memoria EEPROM del microcontrolador, se la usa para contar algún tipo de evento sin permitir al usuario resetearlo.
- Librería SD, permite leer y escribir datos en una tarjeta SD acoplada a un módulo específico o shield, se emplean las tarjetas SD ya que ofrecen un sistema de grabación mucho mayor que la memoria EEPROM.

- Librería Firmata, permite la comunicación entre microcontroladores y software informático.
- Librería SPI, permite comunicar la placa Arduino con dispositivos externos a manera de maestro-esclavo, a través del protocolo SPI.
- Librería Wire, permite comunicar la placa Arduino a dispositivos externos mediante el protocolo I²C, la conexión emplea los pines SDA y SCL.(Torrente, 2016, pp. 216-220)

1.2.2.3 MIT APP Inventor

Es una herramienta de programación con fines visuales que permite crear aplicaciones móviles funcionales para el sistema operativo Android. El programador puede diseñar, crear y utilizar soluciones de tecnología móvil centrándose en la lógica de programación en lugar de la sintaxis de codificación. La interfaz de usuario consta de un diseñador para la selección y un editor de bloques para la construcción de la aplicación llamado Blockly que funciona como un cliente de librerías para el lenguaje JavaScript, donde hay funciones de dispositivo móvil como mensajes de texto, GPS, bluetooth, entre otros. (Crawford & Dominguez, 2013, pp. 1-3)

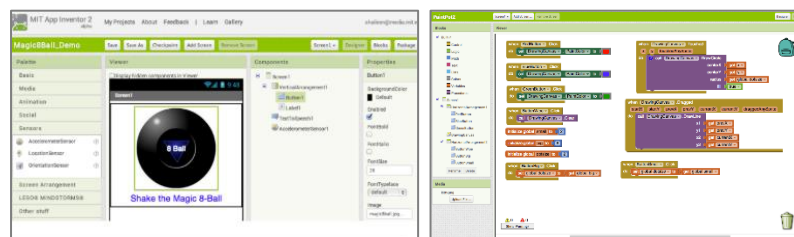


Figura 21-1: Interfaz de MIT App Inventor

Fuente: Crawford, S.; Domínguez, J. 2013

1.2.2.4 Matter Control

Es un paquete de software de código abierto y gratuito que permite realizar tareas como las de diseñar, organizar y administrar impresiones 3D, desde la idea de las piezas hasta el armado de las mismas, se pueden realizar variaciones en la impresora como la de generar soportes, nivelar la cama del software y controlar la extrusión dual. La ventaja que presenta es la de una impresión directa sin necesidad de emplear otros programas. (MatterHackers 2020)



Figura 22-1: Interfaz de Matter Control

Fuente: <https://www.matterhackers.com/store/1/mattercontrol/sk/MKZGTDW6>

1.2.2.5 Leguajes de programación

Un programa informático es un conjunto de instrucciones que realiza una o varias tareas en una computadora, el conjunto de programas se denominan software o soporte lógico. Un lenguaje de programación es un lenguaje informático definido que permite describir datos, configuraciones físicas y protocolos de comunicación entre equipos y programas.

Un lenguaje de programación comprensible para el ser humano se llama código fuente, que a través de un compilador se convierte en código ejecutable, algunos ejemplos se muestran en la Figura 23-1, los lenguajes de programación imperativos son: lenguaje máquina, C, Fortran, Cobol, Pascal, C++, Ada, Java. Entre los lenguajes orientados a objetos están Simula, C++, Java, C#, Python, y los principales lenguajes declarativos son Prolog, SQL, Data log, Smalltalk, LISP.

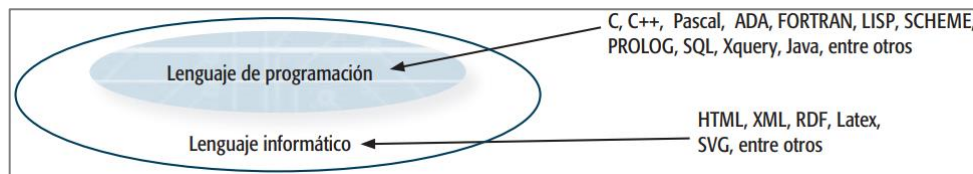


Figura 23-1: Tipos de lenguajes en la programación

Fuente: Juganaru, M. 2014

Para la realización de un programa se desarrolla un algoritmo, este se define como un proceso que incluye la definición, análisis, diseño e implementación que incluye las pruebas que validen el programa. Los programas además contienen variables, que poseen un tipo y un nombre único con una zona reservada de memoria para almacenar su valor. (Juganaru, 2014, pp. 5-7)

1.2.3 Comunicación inalámbrica

Las comunicaciones inalámbricas son aquellas comunicaciones entre dispositivos o entre personas para intercambiar información donde utilizan el espectro electromagnético. El espectro electromagnético es el rango de frecuencias de todas las ondas electromagnéticas que se propagan a través del espacio libre, ordenada según su longitud de onda y frecuencia, los rangos de frecuencia más utilizadas son los infrarrojos IR en comunicaciones de punto a punto de corto alcance, los microondas MW para un rango de frecuencias con transmisiones de largo recorrido y radiofrecuencia RF que se utilizan para las transmisiones de radio y televisión digital terrestre. Según el alcance y la manera de controlar el acceso a la red se clasifican en tres grupos:

- Redes de área personal inalámbrica WPAN
- Redes de área local inalámbrica WLAN
- Redes de área extendida inalámbrica WWAN, con comunicación fija y móvil.

Las redes inalámbricas de área personal tienen un límite de espacio aplicado a una habitación o despacho, las más empleadas son Bluetooth, DECT, IrDA, NFC, ZigBee. (Prieto, 2015, pp. 7-14)

1.2.3.1 *Tecnología Bluetooth*

El estándar IEEE 802.15.1 presenta una red de área personal WPAN que utiliza tecnología inalámbrica bluetooth, esta se basa en la tecnología clásica del espectro esparcido, en específico salto de frecuencia, estos sistemas dividen la banda de frecuencia en varios canales de salto, en la mayoría de países las frecuencias van de los 2400 MHz a los 2483,4 MHz, siendo los sistemas bluetooth los que operan en la banda ISM de los 2,4 GHz. (Velázquez & Villagrán, 2016, pp. 35-37)

Los Modulo bluetooth se clasifica por clases, la primera clase alcanza un radio de 100 metros con una potencia de consumo de 100mW, la segunda clase tiene un alcance de 20 metros y una potencia de consumo de 2,5mW y la tercera clase con un alcance de un metro y consumo de potencia medio de 1mW.

CAPITULO II

2 PROPUESTA Y DISEÑO DEL PROTOTIPO

2.1 Metodología de la investigación

El trabajo desarrollado utilizó los siguientes tipos de investigaciones:

Investigación exploratoria, al identificar los aspectos fundamentales de la problemática como fue la necesidad de monitorear los signos vitales en pacientes del centro odontológico se encontró la solución en un dispositivo que pueda medir la temperatura corporal, la saturación de oxígeno y la frecuencia cardiaca, se da la apertura a múltiples descubrimientos y mejoras con tecnología no invasiva en posteriores investigaciones.

Investigación aplicada, a partir de una necesidad de un solo dispositivo que monitoree los signos vitales de pacientes en el área odontológica, se buscó ofrecer una solución tecnológica que beneficie al sector implicado a través de circuitos electrónicos, cuyos datos obtenidos fueron analizados para efectuar un diagnóstico médico.

Investigación experimental, para medir la efectividad del dispositivo se requirió realizar pruebas en los pacientes del centro odontológico, obteniendo una cantidad de resultados que abrieron paso al mejoramiento de las características operacionales del prototipo.

2.2 Componentes del prototipo

La selección de los componentes para el prototipo se efectuó en función del método tecnológico, iniciando por la identificación del problema, posteriormente se definió la idea y se llevó a cabo la planificación para la realización del prototipo, en donde se consideró los materiales, herramientas, y todo en cuanto a la construcción. Finalmente, se lleva a cabo la verificación de los resultados obtenidos por el dispositivo.

Para el diseño del dispositivo se tuvo especificaciones para el hardware y software, en la Figura 1-2 se observa la necesidad, procesamiento y resultado a obtener.

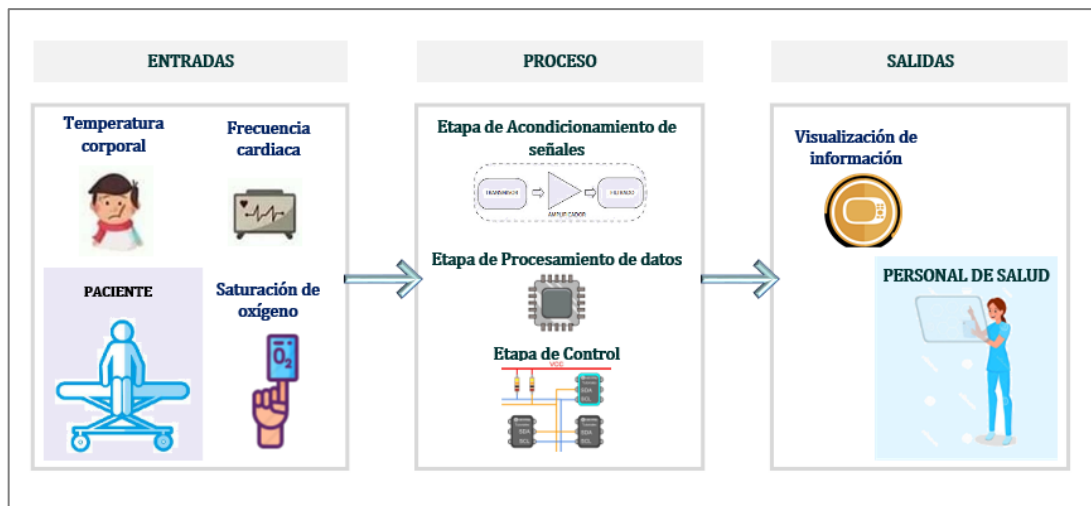


Figura 1-2: Diagrama general del prototipo

Realizado por: Escobar, Erika 2021

En las entradas se requirieron las mediciones de los tres signos vitales de temperatura corporal, frecuencia cardiaca y saturación de oxígeno provenientes del paciente, en la etapa de procesamiento se requirió condicionar las señales y controlarlas, una vez configurado los parámetros se visualizan la información en una pantalla por el personal de salud.

2.3 Selección de hardware

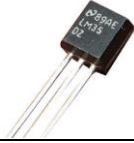
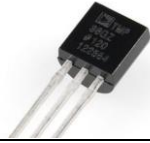
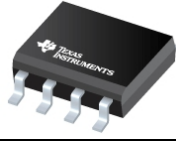
2.3.1 Selección de sensores

La selección de los sensores se realizó con la intención de diseñar un dispositivo *wearable* que emplee sensores no invasivos para el monitoreo de signos vitales y transmita inalámbricamente los datos. Con interés en sensores de pequeño tamaño y peso, disponibles en el mercado local y de bajo costo.

2.3.1.1 Sensores integrados de temperatura

Aquellos sensores cuyo funcionamiento se da por la modificación de la resistencia eléctrica o conductividad del material en función de los cambios de temperatura, son los que se detallan en la Tabla 1-2.

Tabla 1-2: Comparación entre Sensor LM35, TMP36 y LM77

	Sensor LM35	Sensor TMP36	Sensor LM77
			
Escala	Celsius	Celsius	Celsius
Rango	-55 a 150 °C	-40 a 125 °C	-55 a 125 °C
Precisión	±1/4 °C	±1 °C	±1.5 °C
Voltaje entrada	4-30 V	4-30 V	3-5,5 V
Voltaje salida	10 mV/°C	10 mV/°C	



Realizado por: Escobar, Erika 2021

Fuente: <https://www.promotec.net/sensor-tmp36/>

2.3.1.2 Sensor de temperatura infrarrojo MLX90614

El sensor MLX90614 determina la temperatura de un objeto a distancia sin estar en contacto directo, midiendo la radiación infrarroja, sus características se muestran en la Tabla 2-2.

Tabla 2-2: Descripción del sensor infrarrojo de temperatura MLX90614

			Sensor MLX90614		
					
Pin		Descripción			
1	SCL	Línea de reloj I ² C			
1	VZ	Alimentación con Zener	Escala	Celsius	
2	SDA	Línea de datos I ² C	Temperatura ambiente	0 a 50 °C	
2	PWM	Lectura continua temperatura	Temperatura objetivo	0 a 60 °C	
3	VDD	Alimentación, 3 v a 5 v	Margen	±0,5 °C	
4	VSS	Tierra, 0 v	Voltaje entrada	3 V	

Realizado por: Escobar, Erika 2021

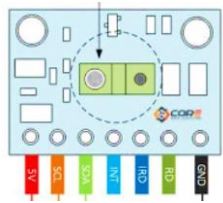
Fuente: <http://polaridad.es/mlx90614-termometro-infrarrojos-sin-contacto-smbus-i2c-arduino/>

Para el montaje del sensor de temperatura infrarrojo controlado desde un microcontrolador se lo puede realizar accediendo a los registros de temperatura SMBus o bus I²C cuando sea necesario, o mediante una lectura continua de temperatura por PWM. En comparación con los sensores integrados de temperatura, estos son invasivos, y se requiere un contacto directo con la superficie corporal de la persona, entonces se seleccionó el sensor infrarrojo.

2.3.1.3 Sensor oxímetro MAX30100

El sensor MAX30100 integra un pulsioxímetro y monitor de frecuencia cardiaca, posee un led rojo y un led infrarrojo, internamente incluye módulos reguladores de voltaje, es utilizado en equipos de monitoreo médico, sus características se describen en la Tabla 3-2.

Tabla 3-2: Descripción del sensor MAX30100

Sensor MAX30100				
Pin		Descripción		
1	VIN	5V DC	Escala	Celsius y Fahrenheit
2	SCL	I2C CLOCK	Temperatura trabajo	-40 °C a 85 °C
3	SDA	I2C DATA	Protocolo de comunicación	I ² C
4	INT	Interrupción	Filtro de luz	50 – 60 Hz
5	IRD	Cátodo led infrarrojo	Voltaje entrada	5 V
6	RD	Cátodo led rojo	Dimensiones	14mm x 17mm
7	GND	0v		

Realizado por: Escobar, Erika 2021

Fuente: <http://polaridad.es/mlx90614-termometro-infrarrojos-sin-contacto-smbus-i2c-arduino/>

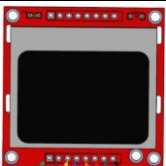



En el mercado existen otros sensores de ritmo cardiaco como el SEN-11574, un fotopleitismógrafo dispositivo no invasivo para el monitoreo de ritmo cardiaco, el cual combina un sensor de frecuencia cardiaca optima simple con un circuito amplificador con cancelación de ruido, siendo rápido y fácil obtener la lectura del pulso.

Comparando los dos sensores, la ventaja que presenta el sensor MAX30100 es el de medir la frecuencia cardiaca y saturación de oxígeno a la vez a partir de algoritmos de programación, otra ventaja es la comunicación I²C con la que trabaja.

2.3.2 Selección de pantalla LCD

En el mercado hay varios modelos de Display que se lo selecciona según sus características, en la Tabla 4-2 se describen los más usados.

Tabla 4-2: Tipos de LCD para Arduino

	LCD Nokia 5110	LCD Hitachi HD44780	I2C OLED LCD	E-Ink LCD
				
Interfaz	SPI	4-Bits / 8-Bits	Protocolo I ² C	Protocolo I ² C
Tipo	LCD de Líneas	Tipo de líneas	Display Oled	Pantallas tipo TFT
Color	Monocromo	Monocromo	Monocromo	Escala de negro y gris
Resolución	84 × 48 píxeles	20 caracteres x 4 líneas	128×64 píxeles	172 x 72 puntos
Driver	PCD8544	SPLC780D	SSD1306	SSD1606
Voltaje de Operación	2.7 – 5.0 V DC	3.3 – 5.5 V DC	3.3 – 5.5V DC	3,3V

Temperatura de trabajo	-25 a 70 °C	-10 a 60 °C	-30 a 70 °C	0° a 50 °C
Dimensiones	45 x 45 mm	98.0 x 60.0 x 12 mm	27 x 27 x 3 mm	3.51 x 2.01 x 0.3 cm

Realizado por: Escobar, Erika 2021



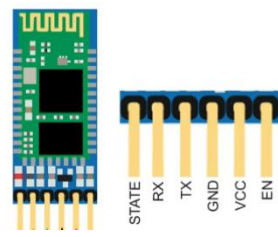
Fuente: <https://www.hwlibre.com/pantallas-lcd-arduino/>

En cuanto a la comparación de los Display, la mejor opción es la pantalla OLED que contrastándola con el LCD 20x4, incorpora internamente un controlador con el que se trabaja con comunicación I²C.

2.3.3 Selección de modulo bluetooth

En la comunicación inalámbrica para una red pequeña se comparó los dos tipos de módulos bluetooth que hay comúnmente en el mercado, cada uno con ligeras variaciones mostradas en la Tabla 5-2, pero con la misma funcionalidad.

Tabla 5-2: Comparación entre módulos bluetooth y conexión

	Modulo Hc-05	Modulo Hc-06		
				
Dispositivo	Maestro y esclavo	Esclavo		
Bluetooth	V2.0+EDR			
Frecuencia de operación	2.4 GHz Banda ISM			
Modulación	GFSK			
Potencia de transmisión	4dbm, Class 2			
Seguridad	Autenticación y encriptación			
Distancia	10 metros		Pines	
Voltaje de Operación	3.6 - 6 VDC		VCC	Voltaje positivo
Baudios por defecto	38400	9600	GND	voltaje negativo
Consumo corriente	30 mA a 50mA		TXD	Transmisión de datos
Dimensiones	4.4 x 1.6 x 0.7 cm		RXD	Recepción de datos

Realizado por: Escobar, Erika 2021


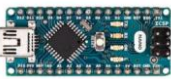


Fuente: https://www.geekfactory.mx/?s=HC-06&post_type=product&dgwt_wcas=1

El módulo bluetooth HC-06 funciona como Esclavo, y es lo que se requirió para visualizar la información en el dispositivo tecnológico, a partir de programación y configuración de puertos.

2.3.4 Selección de microcontrolador

En el mercado hay varios tipos de Arduino que presentan características distintivas, los más utilizados se describen en la Tabla 6-2.

Tabla 6-2: Tipos de Placas Arduino

	Arduino Uno	Arduino Nano	Arduino Pro Mini	Arduino Mega
				
Microcontrolador	ATmega328P	ATmega328	ATmega328	ATmega2560
Tensión funcionamiento	5 V	5 V	5 V	5 V
Voltaje de entrada	7-12 V	7-12 V	5-12 V	7-12 V
Memoria flash	32 KB	32 KB	32 KB	256 KB
Gestor de arranque	0,5 KB	2 KB	2 KB	8 KB
Pines de E / S digitales	14	22	14	54
Salida PWM	6	6	6	15
Pines analógicos	6	8	8	17
Corriente DC por pin E / S	20 mA	40 mA	40 mA	20 mA
SRAM	2 KB	2 KB	2 KB	8 KB
EEPROM	1 KB	1 KB	1 KB	4 KB
Clock Speed	16 MHz	16 MHz	16 MHz	16 MHz
Dimensión	68,6 x 53,4 mm	18 x 45 mm	18 x 33 mm	101,5 x 53,3 mm
Peso	25 g	7 g	2 g	37 g
Precio (dólares)	9,80	6,50	5,50	15,00

Realizado por: Escobar, Erika 2021




Fuente: <http://www.mochilavirtual.com/tipos-de-placas-arduino/>

Teniendo en cuenta las características técnicas presentadas y la funcionalidad que presenta cada uno de las placas, se seleccionó el Arduino Pro mini, principalmente por el pequeño tamaño que posee y el precio, además que la capacidad de memoria fue suficiente para la programación del dispositivo.

2.3.5 Selección de fuente de poder

Para la alimentación del circuito y en base a la necesidad del microcontrolador de 5 voltios para su normal funcionamiento, se comparó ciertos cargadores mostrados en la Tabla 7-2.

Tabla 7-2: Comparación entre fuentes de poder

Modelo	ZX181201500U	CJ-0520	LDT-018A
			
Input	100-240 v	100-240 v	100-240 v
Frecuencia	50/60 Hz	50/60 Hz	50/60 Hz
Amperio	0.5 A máx.	0.5 A máx.	250 mA
Output	12 V, 1,5 A	5 V, 2 A	5.5 V, 2 A

Precio (dólares)	3,50	5,00	4,00
-------------------------	------	------	------

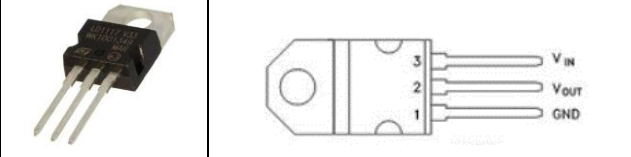
Realizado por: Escobar, Erika 2021

Fuente: <https://listado.mercadolibre.com.ec/fuente-5-voltios>

En cuanto a la selección de la fuente de poder, se eligió trabajar con el Jack de alimentación de Arduino, entrada que cuentan varios tipos de cargadores, por lo que un modelo específico no es necesario solo debe contar con un voltaje de 5 voltios.

Añadiendo, para las conexiones se utilizó el regulador de voltaje LD1117, que redujera los 5 voltios a 3.3 voltios para la alimentación de sensores y pantalla oled, las conexiones están descrita en la Tabla 8-2, La configuración del regulador de voltaje va acompañada por dos capacitores electrolíticos de $10\mu F$ y $100\mu F$, en los pines 2 y 3.

Tabla 8-2: Características del Regulador Voltaje LD1117

Regulador Voltaje LD1117 3.3v 800mah			
	Regulación lineal	0.2%	
	Voltaje de Salida fijo	3,3v DC	
	Corriente de Salida	800mA máx.	
	Temperatura de funcionamiento-	0°C a 125°C	


Realizado por: Escobar, Erika 2021

Fuente: <http://www.papermint-designs.com/roor/2016-05-construye-tu-fuente-de-3-3v>

2.3.6 Selección de batería eléctrica

Con la exigencia de un dispositivo portátil, se opta por alimentar el microprocesador con una batería de 9 voltios, que mediante un adaptador se acopla al Jack de alimentación de Arduino. Es necesario reducir los 9 voltios de entrada a 5 voltios requeridos para alimentar el Arduino, el convertidor de voltaje LM2596 fue el elegido por sus características presentadas en la Tabla 9-2.

Tabla 9-2: Características del convertidor de voltaje LM2596

Convertidor Voltaje DC-DC Step-Down 3A LM2596		
	Convertidor DC-DC Buck:	LM2596
	Voltaje de entrada:	4.5V a 40V DC
	Voltaje de salida:	1.23V a 37V DC
	Corriente de Salida:	3A, 2.5A
	Potencia de salida:	25W
	Eficiencia de conversión:	92%
	Dimensiones:	43x21x13mm

Realizado por: Escobar, Erika 2021

Fuente: <https://www.naylampmechatronics.com/conversores-dc-dc/196-convertidor-voltaje-dc-dc-step-down-3a-lm2596.html>

2.4 Selección del software

La programación se realizó en Arduino, empleando su lenguaje de programación y diseñado a partir de los elementos del hardware del dispositivo, en las que fueron necesarias librerías para manejar los sensores MAX30100, MLX90614 y Display Oled.

2.5 Especificaciones del prototipo

2.5.1 *Área de Trabajo*

El dispositivo se puede utilizar para la evaluación rutinaria de temperatura, frecuencia cardiaca y saturación de oxígeno SpO₂, en áreas de servicios hospitalarios, consultas médicas, lugares de emergencia u hogares, en el caso de centros odontológicos especialmente antes de un procedimiento quirúrgico maxilofacial, bucal y suministro de medicamentos.

2.5.2 *Objetivos a medir*

El dispositivo es capaz de detectar los tres signos vitales siguientes; temperatura, saturación de oxígeno y frecuencia cardiaca, requiriendo que el individuo coloque su mano sobre el prototipo para obtener los valores de sus signos vitales.

2.5.3 *Funciones generales*

Antes de programar el código, se requiere conocer cuáles son las funciones que brinda el dispositivo, entre ellas se encuentran las siguientes:

- Un Display en donde se visualicen las variables medidas de temperatura, saturación de oxígeno y frecuencia cardiaca.
- Un botón que permita obtener las medidas en el Display y actualizar los valores de temperatura corporal y adicional la temperatura ambiente.
- Un botón que permita obtener las medidas en el Display y actualizar los valores de frecuencia cardiaca y saturación de oxígeno.
- Una señal luminosa que se encienda al momento de que el dispositivo esté conectado a una fuente de voltaje.

2.5.4 Funciones de la interfaz gráfica

El diseño de la Interfaz del monitor de signos vitales cuenta con dos pantallas para poder visualizar los datos medidos por los sensores, en la Figura 2-2 se observa la distribución de información.

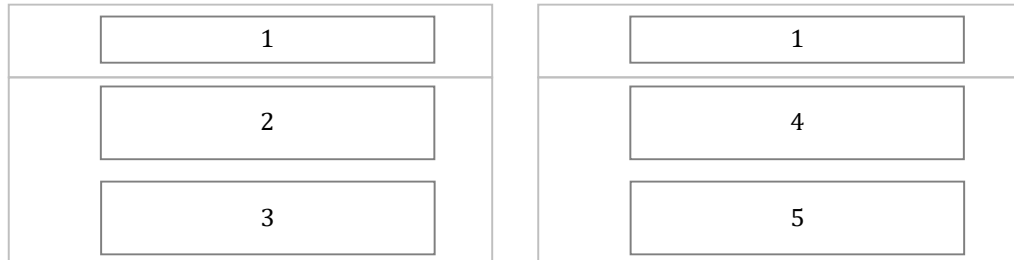


Figura 2-2: Diseño de interfaz en el Display

Realizado por: Escobar, Erika 2021

A continuación, se describen las partes del Display:

1. Título: “Monitor de Signos Vitales”.
2. “Temperatura Ambiente” medidos en grados centígrado con dos decimales.
3. “Temperatura Corporal” medidos en grados centígrado con dos decimales.
4. “Frecuencia Cardíaca” medidos en latidos por minuto bpm, con dos decimales.
5. “Saturación de oxígeno” medidos en porcentaje %, con dos decimales.

2.6 Diseño de Códigos de los Entornos de Programación

Antes de realizar la programación completa del sistema se deben verificar los elementos por separado, para ello es importante realizar una correcta conexión en la protoboard e instalar las librerías en Arduino, refiérase a Anexo A. La conexión entre el Arduino Pro Mini y la pantalla Oled se muestra en la Figura 3-2. a, las mismas conexiones se usan para el Arduino Pro Mini y sensor MLX90614 y la conexión entre el Arduino Pro Mini y el sensor MAX30100 en la Figura 3-2. b.

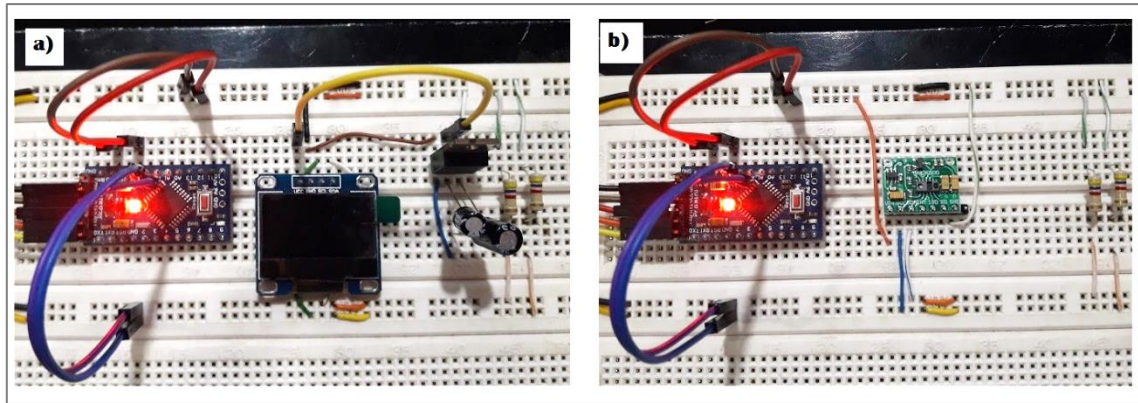


Figura 3-2: Conexión: a) Pro Mini - Oled, b) Pro Mini - MAX30100

Realizado por: Escobar, Erika 2021

Una vez montada las conexiones, se programan los comandos y se obtienen los resultados mostrados en el Anexo B, se debe señalar que las resistencias empleadas son Pull Up y el funcionamiento de la comunicación I²C dependen de ellas.

2.6.1 *Desarrollo del algoritmo*

Una vez definido los requerimientos para visualizarlos en el Display y las variables a obtener en la aplicación móvil, se diseña el algoritmo como se muestra en el Gráfico 1-2, pasos detallados a continuación:

- Lectura de datos, el primer paso del proceso es identificar los datos que se requieren obtener, siendo lo sensores los que proporcionan la información.
- Procesamiento de datos: temperatura, frecuencia cardiaca y saturación de oxígeno, el segundo paso es definir las funciones para obtener las variables, siendo necesario emplear estructuras cíclicas, funciones pre establecidas, librerías, variables, comandos y operaciones matemáticas.
- Obtención de variables, el tercer paso es convertir las variables procesadas en datos entendibles para el usuario, es decir, en números con dos dígitos.
- Petición de Información, el cuarto paso consiste en realizar la petición a través de pulsadores para obtener los valores de temperatura, frecuencia cardiaca y saturación de oxígeno en la Pantalla Oled.
- Comunicación Bluetooth, el quinto paso es verificar la conexión con el dispositivo móvil, una vez lograda una correcta comunicación, se visualizan las variables en la pantalla Screen.

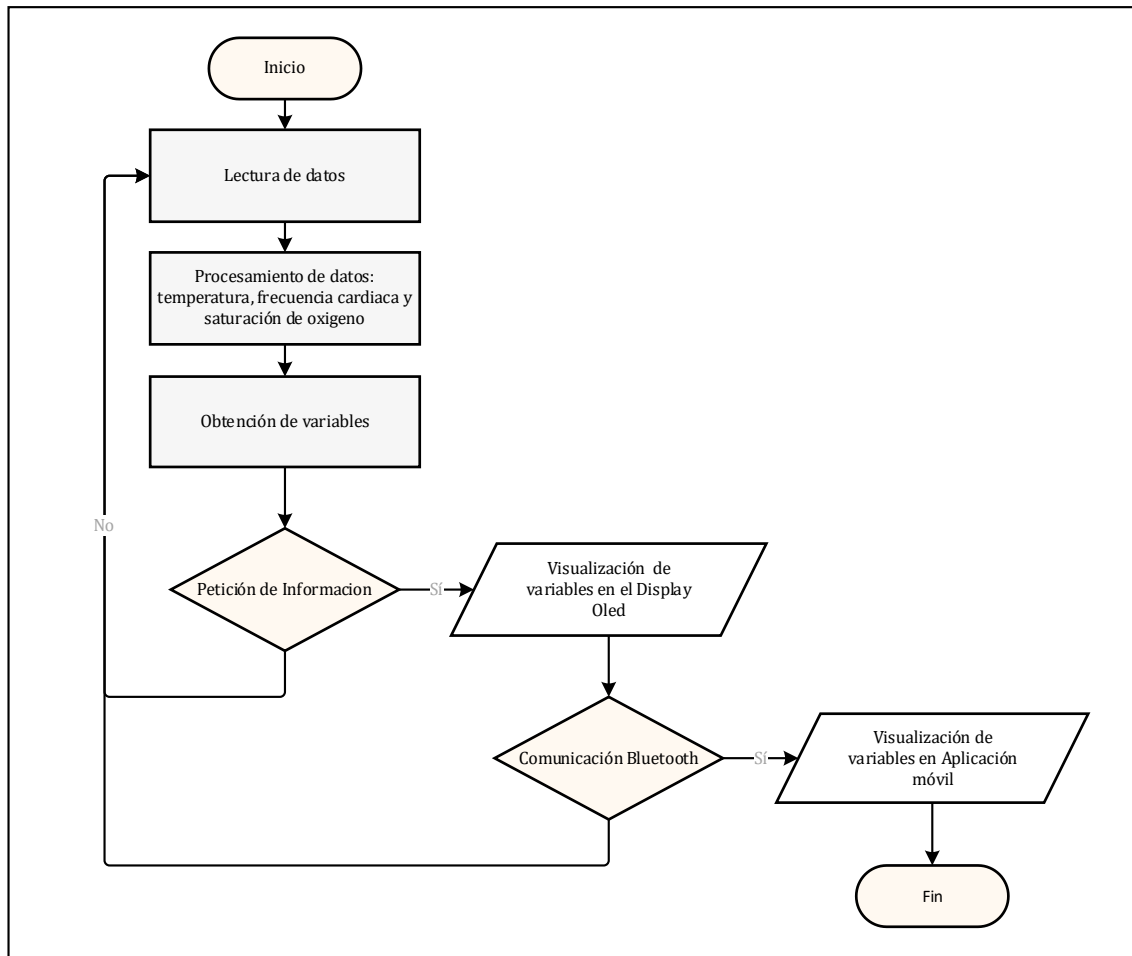


Gráfico 1-2: Diagrama de flujo para la realización de los algoritmos

Realizado por: Escobar, Erika 2021

2.6.2 Desarrollo de código de programación en Arduino

La programación se desarrolló mediante pasos estructurados, el proceso empieza con la utilización de librerías, declaración de constantes y variables, inicialización de los sensores y la pantalla, diseño de las funciones para la obtención de datos y funciones destinadas a la visualización de los mismos, el código completo se muestra en el Anexo E, a continuación, se explican los pasos y el funcionamiento del código.

Inclusión de librerías

Las librerías que se emplearon se las detallan en la Tabla 10-2.

Tabla 10-2: Librerías empleadas en la programación del prototipo

Librería	Descripción
Wire.h	Permite la comunicación con el bus I2C y servicios TWI, usando los pines SDA y SCL.
MAX30100_PulseOximeter.h	Permite obtener los datos del sensor de oxímetro MAX30100.
Adafruit_MLX90614.h	Permite obtener los datos del sensor infrarrojo MLX90614.

U8x8lib.h	Usado para gráficos en Display Oled 0.96" 128x64
Stdio.h	Permite definir macros, declarar funciones, constantes y para realizar operaciones.
String.h	Contiene funciones para manipular cadenas, copiar y cambiar caracteres.

Realizado por: Escobar, Erika 2021

Variables específicas

La declaración de la pantalla Oled 0.96" I2C 128x64 se realiza con el comando:

```
U8X8_SSD1306_128X64_NONAME_HW_I2C u8x8(U8X8_PIN_NONE);
```

Donde `u8x8` es el nombre del objeto, la declaración del objeto sensor `MLX` se lo realiza con:

```
Adafruit_MLX90614 MLX = Adafruit_MLX90614();
```

Y para la declaración del objeto sensor `MAX` se emplea el comando:

```
PulseOximeter MAX;
```

Declaración de datos

Entre los datos que se definen al inicio del código son de tipo booleano, de tipo entero, flotante y variables de tamaño extendido, con cada una de sus funcionalidades descritas en la Tabla 11-2.

Tabla 11-2: Tipos de datos empleadas en la programación del prototipo

Tipos de datos	Función
<code>boolean Flanco = false</code>	Definición de un flanco auxiliar para resetear la pantalla
<code>int Pulsador1 = 3</code>	Declaración del pin digital número tres como conexión al pulsador
<code>float bpm, SpO2</code>	Declaración de valores del sensor MAX30100 con decimales
<code>unsigned long T2, T_Act, T_Fin, T_Present = 5000</code> <code>unsigned long Tiempo_Tx</code>	Destinados para la utilización de la función de tiempo <code>millis()</code>
<code>float amb, obj, ambiente, objeto</code>	Aproximación de decimales en valores del sensor MLX90614

Realizado por: Escobar, Erika 2021

Inicialización de objetos

Una vez declarada los objetos para la pantalla y los sensores, en la estructura de programa que se ejecuta una sola vez se emplean las líneas de código:

```
u8x8.begin(); MAX.begin(); MLX.begin();
```

Cuya finalidad es llamar a las funciones al inicio de la ejecución del programa.

Adquisición de valores

Los comandos para obtener los valores de los sensores son:

```
MLX.readAmbientTempC(); MLX.readObjectTempC();
```

La primera línea de código obtiene el valor de la temperatura ambiente en grados centígrados y la segunda línea obtiene el valor de temperatura en grados centígrados de un determinado objeto colocado al frente del sensor MLX90614.

Visualización de datos

Las funciones de un Display oled se encuentran descritas en la Tabla 12-2.

Tabla 12-2: Funciones del Display en la Programación del prototipo

Línea de Código	Función
<code>u8x8.clear()</code>	Limpia la pantalla Display
<code>u8x8.setFont(u8x8_font_amstrad_cpc_extended_f)</code>	Define el tipo de letra y el tamaño de fuente
<code>u8x8.setCursor(3, 0)</code>	Ubicación del mensaje
<code>u8x8.print(" Mensaje ")</code>	Contenido del mensaje

Realizado por: Escobar, Erika 2021

Actualización de pantalla

En la estructura del programa que se ejecuta repetidamente se maneja un algoritmo con la finalidad de utilizar el pulsador para actualiza los valores de la pantalla Oled, tanto de temperatura como de saturación de oxígeno y frecuencia cardiaca, el diagrama de flujo se muestra en el Gráfico 2-2.

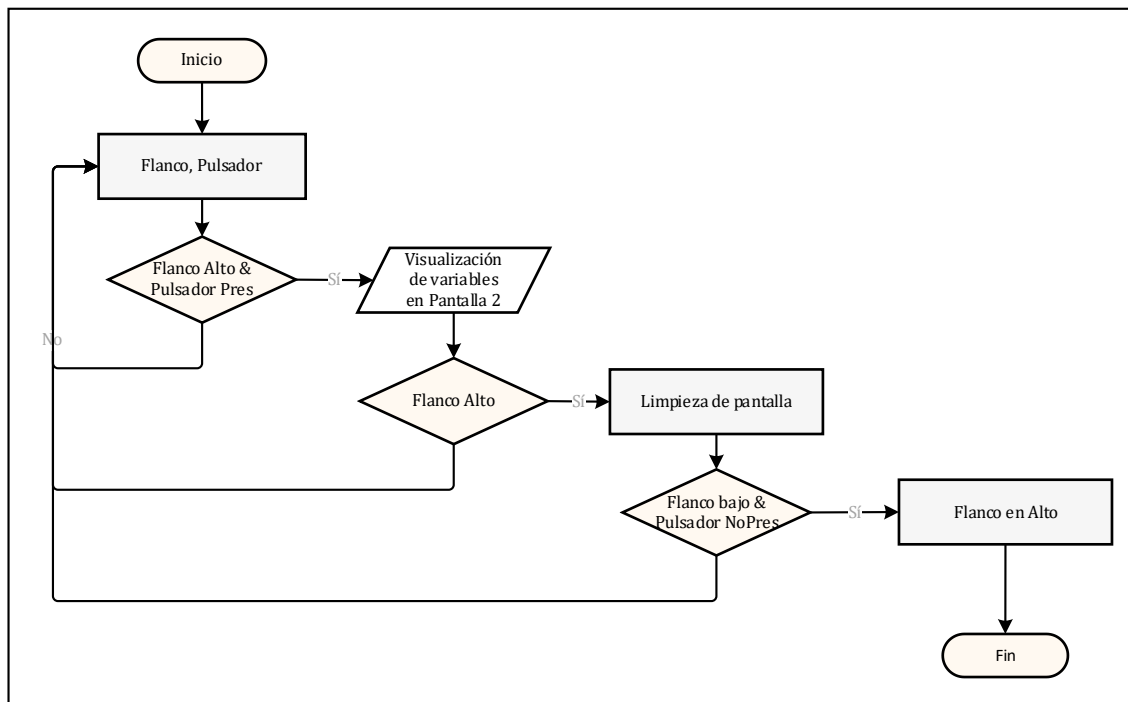


Gráfico 2-2: Diagrama de flujo para la actualización de valores en Display oled

Realizado por: Escobar, Erika 2021

Comunicación bluetooth

La programación para poder visualizar los valores de los sensores en una aplicación móvil a través de bluetooth, es relativamente sencilla en la parte de programación de Arduino, ya que solo se requiere visualizar en el monitor serial los valores, añadiendo un carácter para separar los datos de la siguiente manera:

```
Serial.print(obj);      Serial.print(" *C");      Serial.print("|");  
Serial.print(bpm);      Serial.print(" bpm");      Serial.print("|");  
Serial.print(SpO2);     Serial.print(" %");        Serial.print("|");  
Serial.print(amb);      Serial.print(" *C");
```

Donde, los valores visualizados son valores decimales con su respectiva magnitud, y separados con |, que en la programación en MIT App inventor es fundamental para el programa.

2.6.3 Desarrollo de código de programación en Mit App Inventor

La finalidad del diseño de una aplicación móvil es la de recibir en la pantalla los valores de temperatura, saturación de oxígeno y frecuencia cardiaca cada cierto tiempo, la diferencia entre la pantalla del prototipo y de la aplicación móvil es la actualización de valores cada segundo, el diagrama de flujo del programa se observa en el Gráfico 3-2.

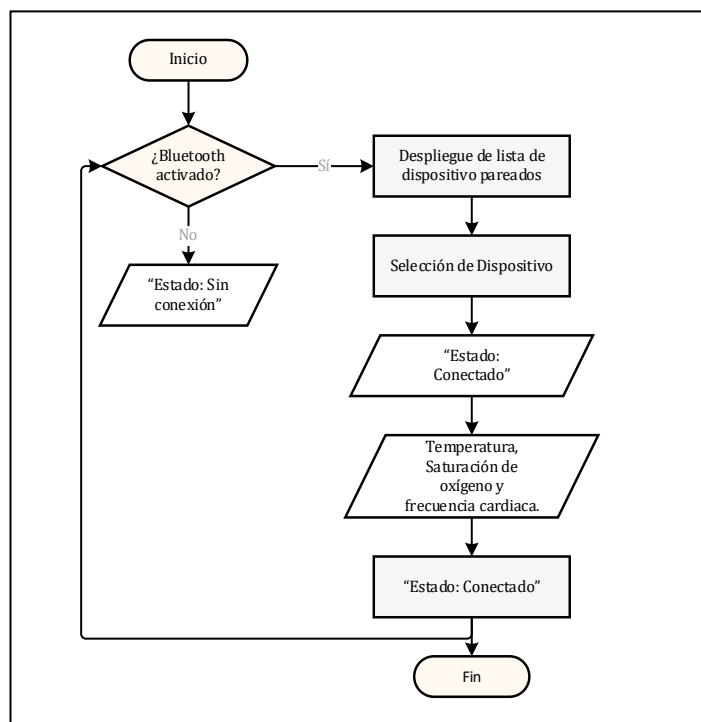


Gráfico 3-2: Diagrama de flujo en Mit App Inventor

Realizado por: Escobar, Erika 2021

La programación consiste en seleccionar el dispositivo móvil "Monitor SV" previamente vinculado, los valores se visualizan en la pantalla junto con su magnitud y variable, añadiendo se

ubica en la parte inferior de la pantalla la temperatura ambiente. Cuando se decida cerrar la aplicación se debe desconectar el módulo bluetooth, finalmente se muestra el mensaje “Estado: Sin Conexión”. La programación completa en la aplicación Mit App Inventor se encuentra en el Anexo C.

2.7 Diseño del Dispositivo

2.7.1 Conexiones

El circuito electrónico diseñado cuenta con elementos principales y específicos como lo sensores y la pantalla Oled, en base a la descripción previa de los pines de conexión de cada elemento, se esbozó una conexión general mostrada en la Figura 4-2.

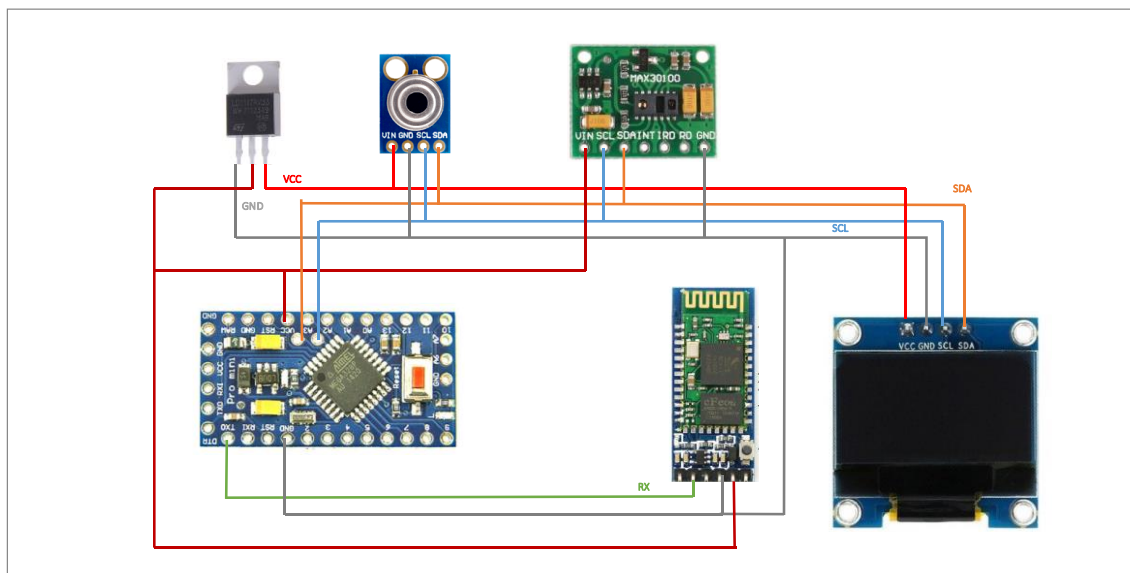


Figura 4-2: Conexiones de los principales elementos del dispositivo

Realizado por: Escobar, Erika 2021

2.7.2 Circuito esquemático total

El circuito electrónico realizado en Proteus el cual cuenta con bornes, resistencias, capacitores, leds, sensores y conectores, se muestran en el Anexo D.

Cuando se concluye con la conexión de los elementos en la protoboard, el siguiente paso es subir el código compilado al Arduino Pro Mini, y verificar que el hardware funciona correctamente con el software. En la Figura 5-2, se observan los valores obtenidos en la pantalla oled y en la aplicación móvil a través de la comunicación bluetooth.

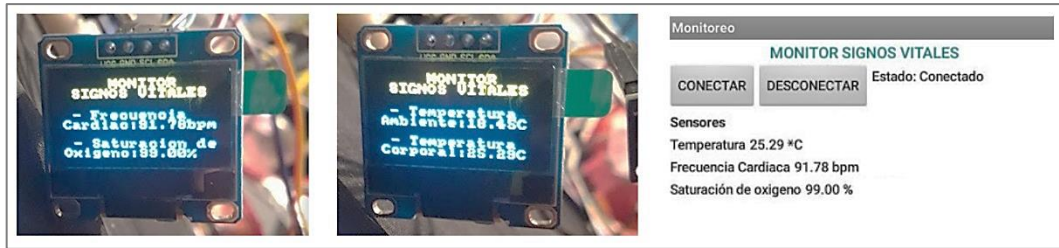


Figura 5-2: Obtención de variables en la Pantalla Oled y Aplicación móvil

Realizado por: Escobar, Erika 2021

2.7.3 Diseño de la Placa PCB

Realizado el diseño en Proteus, la herramienta informática brinda la opción de crear la placa en PCB, el cual se observa en la Figura 6-2.

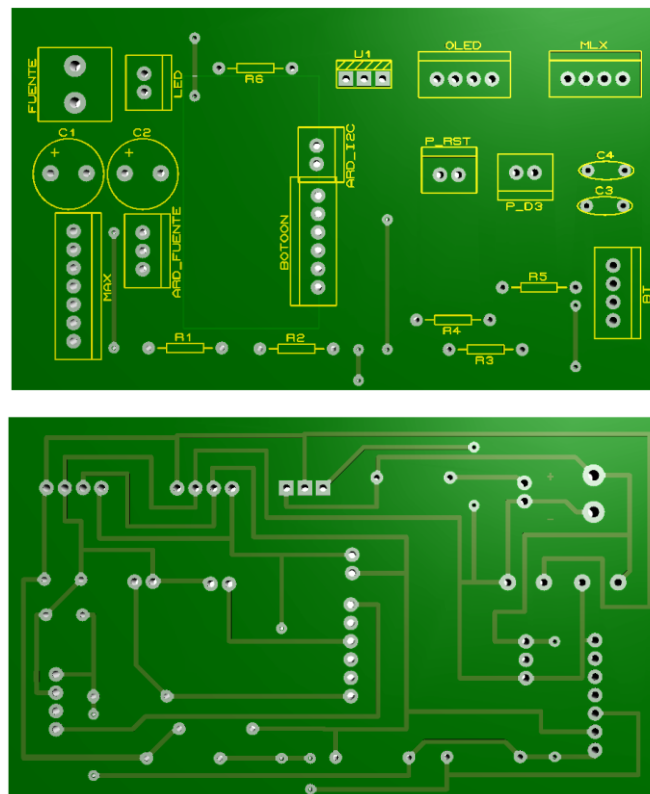


Figura 6-2: Diseño PCB del prototipo

Realizado por: Escobar, Erika 2021

2.8 Construcción del hardware

Después de realizar el circuito esquemático total en el programa Proteus, se debe generar el archivo el pdf para su impresión a laser en papel couche, el procedimiento para realizar la placa es el método de planchado, una vez impreso el circuito se coloca en la baquelita en dirección a la

parte de cobre, se plancha por alrededor de 20 minutos hasta que se observen las pistas en la baquelita. Terminado, se retira el papel con agua, y se somete al ácido férrico para eliminar el cobre sobrante de las pistas, para finalizar se limpia y se perforan los huecos para los pines de los elementos. El resultado final se puede observar en la Figura 7-2.

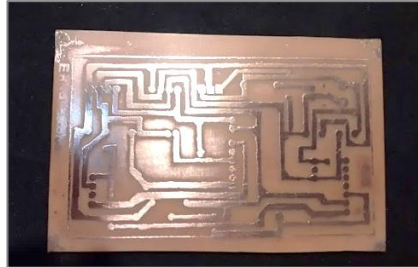


Figura 7-2: Placa PCB del prototipo

Realizado por: Escobar, Erika 2021

Teniendo la placa perforada se sueldan a los pines las resistencias, capacitores, regulador de voltaje, y los cables de conexión destinado a los sensores, pantalla oled, led, pulsadores y modulo bluetooth. En la Tabla 13-2, se observan las conexiones desde la placa a los elementos, con sus respectivos pines.

Tabla 13-2: Conexiones a la placa PCB del prototipo

Placa PCB	N°	Conexión
	1	Sensor MAX30100 <i>Vcc, Scl, Sda, Gnd</i>
	2	Led <i>Gnd, Vcc</i>
	3	Display Oled 0.96" <i>Sda, Scl, Gnd, Vcc</i>
	4	Sensor MLX90614 <i>Sda, Scl, Gnd, Vcc</i>
	5	Pulsador 1
	6	Pulsador 2
	7	Módulo Bluetooth HC-06 <i>Vcc, Gnd, Rx</i>
	8	Alimentación Arduino <i>Vcc, Gnd</i>
	9	Comunicación I2C <i>Sda, Scl</i>
	10	Pines <i>D3, Reset, Tx</i>

Realizado por: Escobar, Erika 2021

Conectado los elementos a la placa Pcb se puede realizar pruebas de funcionamiento, verificando que los pines se encuentran conectados correctamente y que la programación subida al Arduino Pro Mini funciona de igual manera. La Figura 8-2 muestra el funcionamiento del hardware con el software.

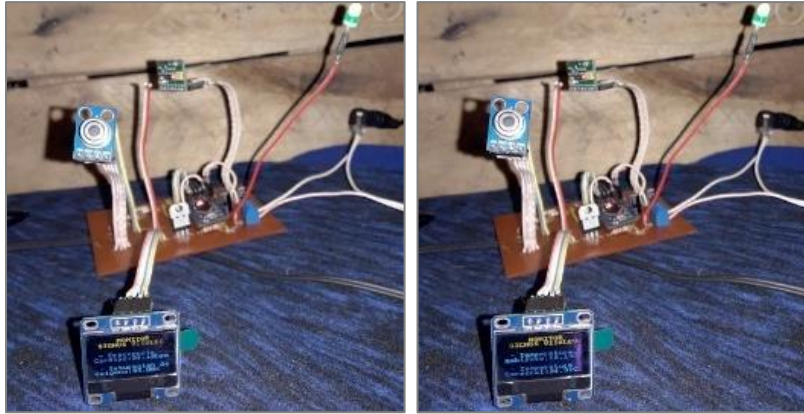


Figura 8-2: Funcionamiento entre hardware y software

Realizado por: Escobar, Erika 2021

Regulación del módulo de batería

Para el módulo de voltaje de entrada a través de una batería, se regula el convertidor de voltaje DC-DC Step-Down 3A LM2596, variando el potenciómetro lineal hasta conseguir el voltaje requerido de 5 voltios con una variación de 0,42 voltios adicionales, la Figura 9-2 describe este procedimiento.



Figura 9-2: Manejo de LM2596

Realizado por: Escobar, Erika 2021

2.9 Ensamblaje

2.9.1 Construcción de las estructuras para los sensores

Los elementos que conforman el prototipo, se caracterizan por ser de pequeñas dimensiones, y sumamente frágiles, por lo que se optó por diseñar carcasas que rodeen el sensor MLX90614, el sensor MAX30100 y la pantalla Oled, los diseños se muestran en la Figura 10-2, estos diseños se

ejecutaron el SolidWorks, con dimensiones detalladas en el Anexo F, los archivos .stl generados se manipularon en MatterControl e impresos en material Plástico PLA.

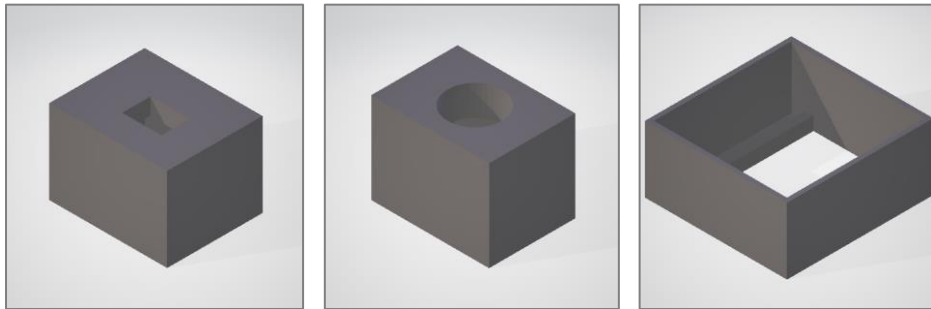


Figura 10-2: Vista isométrica de las estructuras para protección de los sensores

Realizado por: Escobar, Erika 2021

2.9.2 Construcción de los módulos del dispositivo

El diseño del prototipo consta de tres estructuras diseñadas por separado, la primera esbozada para la alimentación del dispositivo a través de una batería. La segunda es el lugar donde se ubica la placa PCB y la tercera es la parte superior del prototipo, se ubican los sensores y los botones, los diseños se observan en la Figura 11-2, y las dimensiones detalladas se encuentran en el Anexo F.

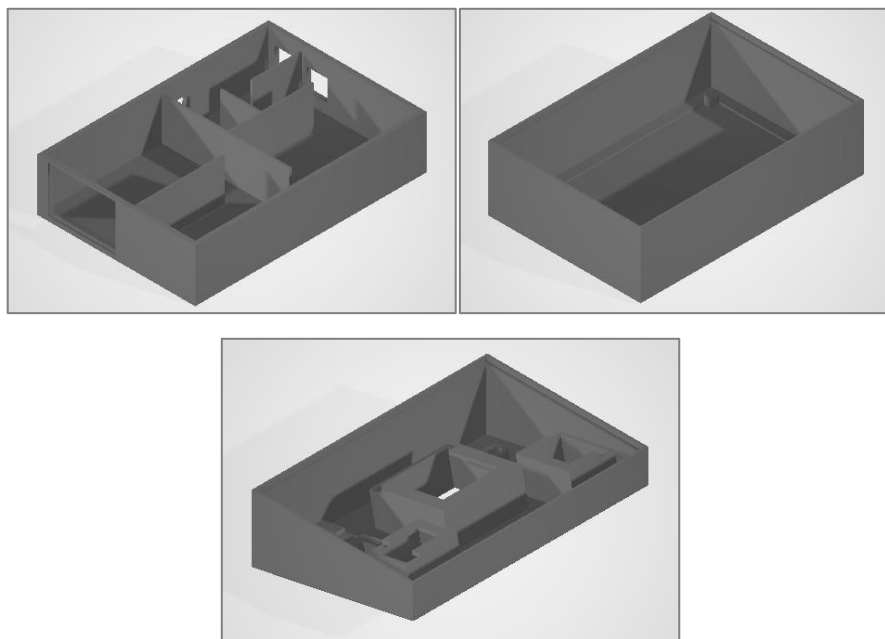


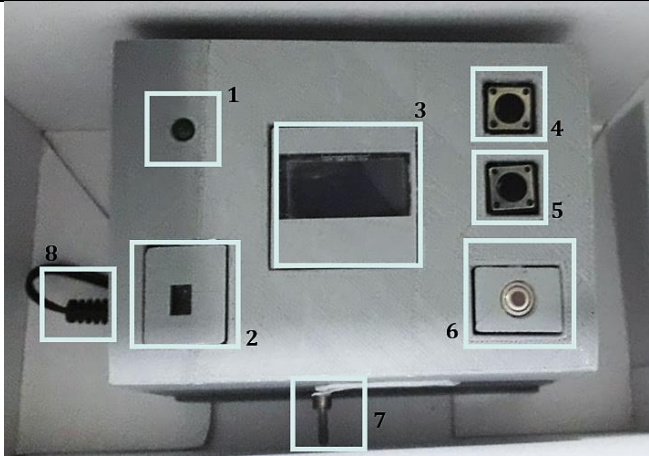
Figura 11-2: Vista isométrica de las estructuras del prototipo

Realizado por: Escobar, Erika 2021

2.9.3 Montaje de los elementos del prototipo

Una vez impresa la estructura del prototipo, se agrupan los componentes, dando como resultado el dispositivo final, la vista superior del prototipo se muestra en la Tabla 14-2, añadiendo la descripción de las partes principales.

Tabla 14-2: Partes del prototipo desde vista superior

Prototipo monitor de signos vitales	N°	Descripción
	1	Luz indicadora de dispositivo conectado.
	2	Sensor de pulso y oxigenación de sangre
	3	Pantalla del prototipo
	4	Botón para la actualización de valores de saturación de oxígeno y frecuencia cardiaca
	5	Botón para la actualización de valores temperatura
	6	Sensor infrarrojo
	7	Interruptor de encendido
	8	Jack de alimentación del dispositivo

Realizado por: Escobar, Erika 2021

2.9.4 Visualización del prototipo

La Figura 12-2 muestra las vistas del prototipo terminado una vez encendido.



Figura 12-2: Vistas del prototipo terminado

Realizado por: Escobar, Erika 2021

CAPITULO III

3 VALIDACIÓN DEL PROTOTIPO

En el presente capítulo se muestran los resultados obtenidos una vez el prototipo se encuentra en funcionamiento, las pruebas que se tomaron fueron de exactitud, precisión y consumo total de corriente, los resultados fueron analizados y conjuntamente valorados. Además, se describen as características técnicas del prototipo y se plantean soluciones a posibles problemas de aplicación.

3.1 Prueba de exactitud

Las pruebas fueron realizadas en el Centro odontológico Fass Dental en la ciudad de Ambato, los pacientes antes de acudir a su atención odontológica ingresan a la sala de espera, lugar donde se tomaron los signos vitales a 20 personas de diferente edad. La Figura 1-3, muestra el Centro odontológico y la sala de espera.



Figura 1-3: Centro odontológico Fass Dental

Realizado por: Escobar, Erika 2021

La prueba que se realizó fue una comparación de resultados con otros dispositivos comerciales de medición de temperatura, saturación de oxígeno y frecuencia cardiaca. El tiempo que se utilizó entre las dos mediciones comparadas fueron de entre 1 a 3 segundos, garantizando una mínima variación de valores. La Figura 2-3 muestra una prueba tomada al personal médico del centro odontológico.

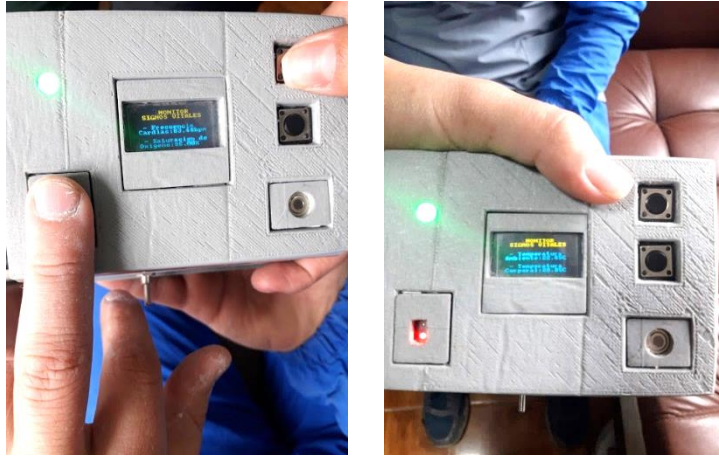


Figura 2-3: Medición de signos vitales en Personal médico

Realizado por: Escobar, Erika 2021

En la Tabla 1-3 se presenta el número de pacientes en los que se realizaron las pruebas, con su rango de edad y su sexo.


Tabla 1-3: Datos de los pacientes

	Rango de edad	Sexo
Paciente 1	Adultez	Masculino
Paciente 2	Adultez	Femenino
Paciente 3	Adultez	Femenino
Paciente 4	Adultez	Masculino
Paciente 5	Adultez	Femenino
Paciente 6	Adultez	Masculino
Paciente 7	Adultez	Femenino
Paciente 8	Adultez	Femenino
Paciente 9	Adultez	Masculino
Paciente 10	Adultez	Femenino
Paciente 11	Niñez	Femenino
Paciente 12	Adultez	Masculino
Paciente 13	Adultez	Femenino
Paciente 14	Adultez	Femenino
Paciente 15	Niñez	Masculino
Paciente 16	Adultez	Femenino
Paciente 17	Adultez	Femenino
Paciente 18	Adultez	Masculino
Paciente 19	Adultez	Masculino
Paciente 20	Adultez	Femenino

Realizado por: Escobar, Erika 2021

El equipo comercial utilizado para la medición de temperatura fue un termómetro infrarrojo digital tipo pistola TM-301 cuyas características se muestran en la Tabla 2-3, al dispositivo se lo denomina Equipo 1.

Tabla 2-3: Características del Termómetro Digital TM-301

Termómetro Digital Infrarrojo TM-301		
	Rango de temperatura	-30 °C a 530 °C
	Precisión	±2°C
	Resolución	0.2°C
	Tiempo de respuesta	50 ms a 95%
	Rango de operación de ambiente	0 a 40 °C
	Peso	≥ 150 gr
	Dimensiones	166x95x33 mm
	Fuente de alimentación	Batería de 9V
	Vida de batería	12 horas
	Precio	79,00 dólares

Realizado por: Escobar, Erika 2021

Fuente: <https://www.armotec.pe/producto/mecanico/termometros-laser/termometro-digital-infrarrojo-tm301/>

El segundo equipo comercial utilizado para la medición de saturación de oxígeno y frecuencia cardiaca fue un oxímetro de pulso domestico KL-3000, cuyas características se muestran en la Tabla 3-3, al dispositivo se lo denomina Equipo 2.

Tabla 3-3: Características del pulsioxímetro KL-3000

Oxímetro De Pulso Domestico KL-3000		
	Marca:	K&I
	Modelo:	3000
	Tipo de oxímetro:	Dedo
	Precisión	±2%
	Material:	Plástico
	Peso	27 gr
	Medidas:	6x4 cm
	Fuente de alimentación	Pilas AAA
	Precio	30,00 dólares

Realizado por: Escobar, Erika 2021

Fuente: <https://listado.mercadolibre.com.ec/salud-belleza-equipamiento-medico/oximetro-de-pulso-oxipulsimetro>

3.1.1 Recopilación de datos

En la Tabla 4-3 se muestran los valores obtenidos de temperatura del Equipo 1 y del prototipo en cada paciente.

Tabla 4-3: Datos medidos del Equipo 1 y prototipo

	Temperatura corporal	
	Equipo 1	Prototipo
Paciente 1	31,2	31,41
Paciente 2	33,4	33,39
Paciente 3	31,4	31,25

Paciente 4	29,6	30,15
Paciente 5	35,8	34,53
Paciente 6	27,4	27,91
Paciente 7	31,6	30,47
Paciente 8	30,6	30,59
Paciente 9	30,8	30,63
Paciente 10	32,8	33,55
Paciente 11	31,6	31,89
Paciente 12	31	31,85
Paciente 13	29,4	29,31
Paciente 14	34,6	34,21
Paciente 15	33,6	33,51
Paciente 16	31,6	31,24
Paciente 17	30,2	29,77
Paciente 18	30	30,81
Paciente 19	31,3	31,06
Paciente 20	31,6	30,95

Realizado por: Escobar, Erika 2021

En la Tabla 5-3 se muestran los valores medidos de saturación de oxígeno y frecuencia cardiaca del Equipo 2 y prototipo en cada paciente.

Tabla 5-3: Datos medidos del Equipo 2 y prototipo

	Saturación de oxígeno		Frecuencia Cardiaca	
	Equipo 2	Prototipo	Equipo 2	Prototipo
Paciente 1	92	94	82	83,36
Paciente 2	91	93	72	73,93
Paciente 3	94	97	72	73,15
Paciente 4	96	94	60	57,59
Paciente 5	94	97	76	77,43
Paciente 6	95	95	71	69,83
Paciente 7	94	93	78	79,35
Paciente 8	93	93	87	86,13
Paciente 9	92	93	68	69,39
Paciente 10	95	97	87	86,7
Paciente 11	95	94	103	100,97
Paciente 12	95	96	85	83,46
Paciente 13	95	97	67	65,96
Paciente 14	94	97	83	82,99
Paciente 15	93	94	86	87,69
Paciente 16	92	94	71	70,59
Paciente 17	93	93	86	86,76
Paciente 18	95	94	71	71,73
Paciente 19	92	92	67	67,02
Paciente 20	96	97	69	69,99

Realizado por: Escobar, Erika 2021

Para la apreciación de los valores medidos con los dispositivos comerciales y el prototipo, se esbozan los siguientes gráficos, el Gráfico 3-1 presenta los valores de temperatura medidos en los pacientes por el Equipo 1 y el prototipo, el Gráfico 3-2 en cambio presenta la variación entre el

Equipo 2 y el prototipo con la variable saturación de oxígeno, y finalmente el Gráfico 3-3, los valores de frecuencia cardiaca.

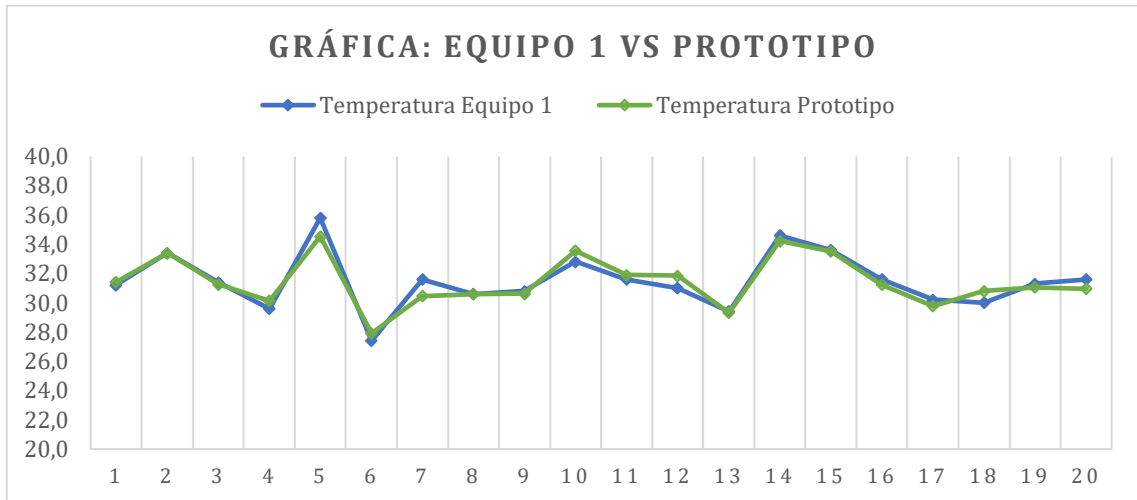


Gráfico 1-3: Prueba con valores de temperatura

Realizado por: Escobar, Erika 2021

Como se observa en el Grafico 1-3 los valores medidos de temperatura entre el equipo comercial y el prototipo varían entre 1 y 2 unidades aproximadamente, se debe señalar que la temperatura periférica en la zona donde se midió que fue la muñeca, tiene un valor medio de 32 °C.

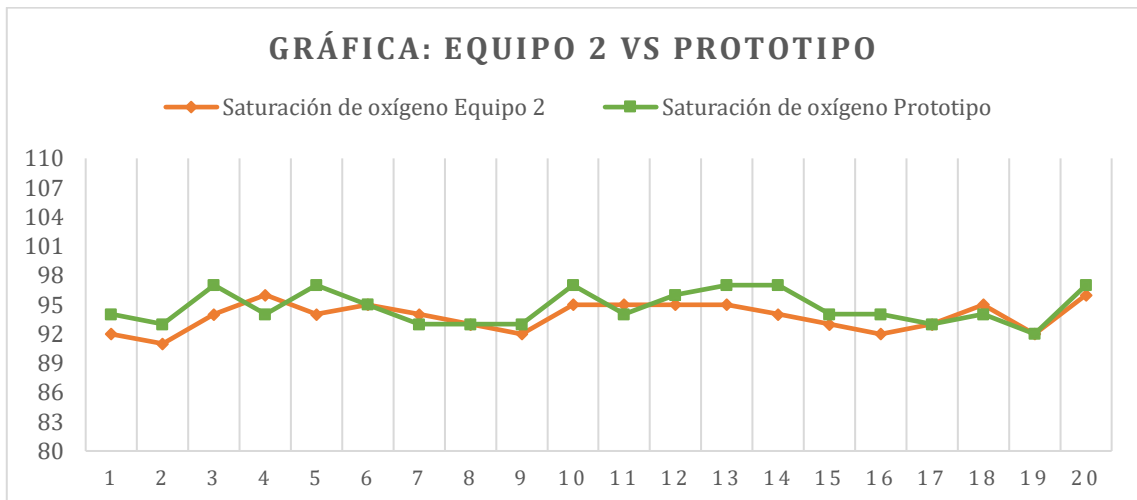


Gráfico 2-3: Prueba con valores de saturación de oxígeno

Realizado por: Escobar, Erika 2021

Como se observa en el Grafico 2-3 los valores medidos de saturación de oxígeno entre el equipo comercial y el prototipo varían entre 1 a 3 unidades aproximadamente, se tiene un valor medio del 95%.

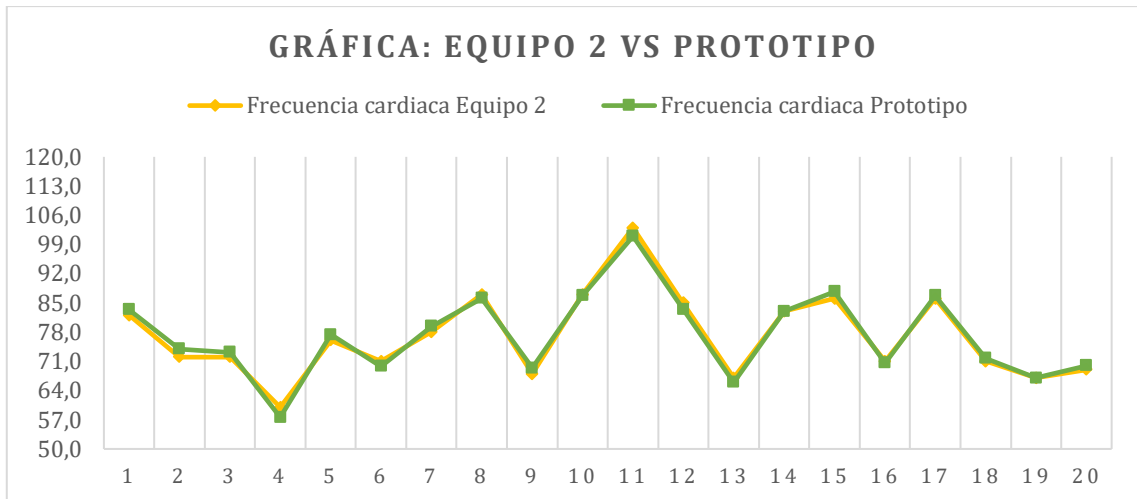


Gráfico 3-3: Prueba con valores de frecuencia cardiaca

Realizado por: Escobar, Erika 2021

El Grafico 3-3 presenta los valores medidos de frecuencia cardiaca entre el equipo comercial y el prototipo, varían entre 1 a 3 unidades aproximadamente, debido a que se midieron en dos niños se observa un valor muy alto de 100 bpm, valor normal en infantes. Asimismo, se tiene un valor medio del 85 bpm.

3.1.2 Resultados y análisis de la prueba de exactitud

Para la evaluación de la exactitud del prototipo se consideran el error absoluto con la Ecuación 1-3 y el error relativo con la Ecuación 2-3.

Ecuación 1-3: Error absoluto

$$E_a = |V_r - V_p|$$

Ecuación 2-3: Error relativo

$$E_r = \left| \frac{E_a}{V_r} \right| * 100\%$$

Donde:

E_a : Error absoluto

E_r : Error relativo

V_r : Valor medido con el dispositivo comercial.

V_p : Valor medido con el dispositivo desarrollado.

Los errores calculados entre el Equipo 1 y el prototipo se encuentran en la Tabla 6-3.

Tabla 6-3: Error absoluto y relativo de temperatura

	Equipo 1 vs Prototipo	
	Temperatura	
	Error absoluto (°C)	Error relativo (%)
Medición 1	0,21	0,67
Medición 2	0,01	0,03
Medición 3	0,15	0,48
Medición 4	0,55	1,86
Medición 5	1,27	3,55
Medición 6	0,51	1,86
Medición 7	1,13	3,58
Medición 8	0,01	0,03
Medición 9	0,17	0,55
Medición 10	0,75	2,29
Medición 11	0,29	0,92
Medición 12	0,85	2,74
Medición 13	0,09	0,31
Medición 14	0,39	1,13
Medición 15	0,09	0,27
Medición 16	0,36	1,14
Medición 17	0,43	1,42
Medición 18	0,81	2,70
Medición 19	0,24	0,77
Medición 20	0,65	2,06
Valor máximo	1,27	3,58
Valor mínimo	0,01	0,03
Promedio	0,45	1,42

Realizado por: Escobar, Erika 2021

A partir de los valores de temperatura, se obtiene un error absoluto de 0,45 °C y un error relativo de 1,42 %, lo que representa un 98,58 % de confiabilidad, además se debe considerar que la ubicación del sensor y las condiciones de humedad de la piel puede provocar un 3% de variabilidad en las mediciones, condición señalada debido a la utilización de alcohol desinfectante como norma de bioseguridad. Además, se puede apreciar un valor máximo de variación de 1,47 unidades y un mínimo de 0,01.

Siguiendo con la prueba de exactitud, la Tabla 7-3 muestra los errores absolutos y relativos calculados de la saturación de oxígeno y frecuencia cardiaca medidos con el Equipo 2 y el prototipo.

Tabla 7-3: Error absoluto y relativo de saturación de oxígeno y frecuencia cardiaca

	Equipo 2 vs Prototipo			
	Saturación de oxígeno		Frecuencia Cardiaca	
	Error absoluto (%)	Error relativo (%)	Error absoluto (bpm)	Error relativo (%)
Medición 1	2,00	2,17	1,36	1,66
Medición 2	2,00	2,20	1,93	2,68
Medición 3	3,00	3,19	1,15	1,60
Medición 4	2,00	2,08	2,41	4,02
Medición 5	3,00	3,19	1,43	1,88
Medición 6	0,00	0,00	1,17	1,65
Medición 7	1,00	1,06	1,35	1,73
Medición 8	0,00	0,00	0,87	1,00
Medición 9	1,00	1,09	1,39	2,04
Medición 10	2,00	2,11	0,30	0,34
Medición 11	1,00	1,05	2,03	1,97
Medición 12	1,00	1,05	1,54	1,81
Medición 13	2,00	2,11	1,04	1,55
Medición 14	3,00	3,19	0,01	0,01
Medición 15	1,00	1,08	1,69	1,97
Medición 16	2,00	2,17	0,41	0,58
Medición 17	0,00	0,00	0,76	0,88
Medición 18	1,00	1,05	0,73	1,03
Medición 19	0,00	0,00	0,02	0,03
Medición 20	1,00	1,04	0,99	1,43
Valor máximo	3,00	3,19	2,41	4,02
Valor mínimo	0,00	0,00	0,01	0,01
Promedio	1,4	1,49	1,13	1,49

Realizado por: Escobar, Erika 2021

A partir de los valores de saturación de oxígeno, se obtiene un error absoluto de 1,4 % y un error relativo de 1,49 %, lo que representa un 98,51 % de confiabilidad, observando una variación de medición máxima de 3 unidades y mínima de cero. Con los datos de la frecuencia cardiaca se tiene un error absoluto de 1,13 bpm y un error relativo de 1,49 %, lo que representa un 98,51 % de confiabilidad sobre la variable, visualizando una variación máxima de 2,41 unidades y mínima de 0,01.

3.2 Prueba de precisión

La prueba de precisión se da en función de una prueba de repetibilidad tomada de las variables de saturación de oxígeno y frecuencia cardiaca, medida cada 5 segundos con un total de 60 valores. Los resultados se presentan en la Tabla 8-3.

Tabla 8-3: Resultados de la prueba de precisión

Medida	Tiempo	Frecuencia Cardiaca (bpm)	Saturación de oxígeno (°C)
1	0:00:05	0,00	0
2	0:00:10	0,00	0
3	0:00:15	0,00	0
4	0:00:20	83,67	93
5	0:00:25	79,31	96
6	0:00:30	84,88	97
7	0:00:35	83,89	97
8	0:00:40	79,65	97
9	0:00:45	79,05	97
10	0:00:50	80,37	97
11	0:00:55	77,14	97
12	0:01:00	80,00	97
13	0:01:05	79,51	97
14	0:01:10	82,57	97
15	0:01:15	77,46	97
16	0:01:20	79,40	97
17	0:01:25	86,35	97
18	0:01:30	84,52	97
19	0:01:35	83,55	96
20	0:01:40	82,00	96
21	0:01:45	78,00	97
22	0:01:50	80,20	96
23	0:01:55	82,30	97
24	0:02:00	82,20	96
25	0:02:05	77,13	97
26	0:02:10	81,00	97
27	0:02:15	85,82	97
28	0:02:20	80,53	97
29	0:02:25	78,98	96
30	0:02:30	80,32	96
31	0:02:35	79,34	97
32	0:02:40	80,20	96
33	0:02:45	81,00	96
34	0:02:50	80,45	96
35	0:02:55	81,00	96
36	0:03:00	86,20	96
37	0:03:05	82,87	97
38	0:03:10	80,79	97
39	0:03:15	76,25	97
40	0:03:20	77,00	97
41	0:03:25	77,24	97
42	0:03:30	76,95	96
43	0:03:35	78,45	96
44	0:03:40	83,54	96
45	0:03:45	83,38	96
46	0:03:50	81,86	96
47	0:03:55	79,29	96
48	0:04:00	79,05	96
49	0:04:05	83,97	96
50	0:04:10	77,93	96

51	0:04:15	79,32	96
52	0:04:20	79,14	96
53	0:04:25	79,83	96
54	0:04:30	80,64	96
55	0:04:35	80,39	96
56	0:04:40	79,22	96
57	0:04:45	81,62	96
58	0:04:50	80,54	96
59	0:04:55	82,20	96
60	0:05:00	80,80	96

Realizado por: Escobar, Erika 2021

De los datos señalados, se obtienen los resultados mostrados en la Tabla 9-3, entre los que se incluyen la desviación estándar, los valores máximos y mínimos de la frecuencia cardiaca y saturación de oxígeno.

Tabla 9-3: Resultados de la prueba de precisión

	Frecuencia Cardiaca (bpm)	Saturación de oxígeno (%)
Desviación estándar Muestral	2,448 ~ 2	0,675 ~ 1
Mínimo	76,25	93,00
Máximo	86,35	97,00

Realizado por: Escobar, Erika 2021

La desviación de los valores medidos de frecuencia cardiaca con respecto a su promedio es de ± 2 bpm aproximadamente, en cambio la desviación de los valores medidos de saturación de oxígeno con respecto a su promedio es de ± 1 %, de los resultados obtenidos en comparación con la Precisión del Oxímetro de Pulso Domestico KL-3000 descrito en la Tabla 3-3 que presenta un ± 2 unidades de precisión tanto en la frecuencia cardiaca como en la saturación de oxígeno, se concluye que los valores del prototipo se encuentran dentro de este rango.

3.3 Prueba de consumo de corriente total

La prueba de verificación del consumo de corriente consistió en utilizar el multímetro digital DM750 INGCO como se muestra en la Figura 4-3, para medir la corriente del prototipo y comprobar que corresponde a la corriente descrita en la Tabla 10-3.

Tabla 10-3: Consumo de Corriente del prototipo

N°	Componente electrónico	Consumo Corriente [A]
1	Sensor Infrarrojo Temperatura Mlx90614	25 m
2	Sensor Oxímetro Max30100	60 u
3	Pantalla Oled 0.96" I2C 128x64	15 m
4	Arduino Pro Mini ATmega328p	20 m

5	Modulo Bluetooth Hc 06	30 m
6	Otros componentes	10m
Corriente total		100 m

Realizado por: Escobar, Erika 2021

El prototipo tiene un requerimiento de voltaje de 5 voltios cuando está conectado directamente de una fuente de voltaje, pero cuando se trata de una batería para un funcionamiento portable se requieren 9 voltios, en el caso particular se empleó una batería de 9 voltios con un amperaje de 300 mAh.

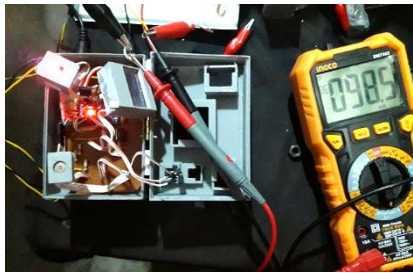


Figura 3-3: Medición de corriente

Realizado por: Escobar, Erika 2021

La evaluación de tiempo de funcionamiento de la batería para el dispositivo se lo realiza con la Ecuación 3-3, donde la capacidad de batería se encuentra en [mAh] y el consumo se refiere a la corriente total de consumo del prototipo en [mA].

Ecuación 3-3: Tiempo de duración de la batería

$$t = \frac{\text{Capacidad batería}}{\text{Consumo}}$$

Resultando en un tiempo aproximado de 3 horas, considerando la pequeña capacidad de la batería seleccionada, a lo que se puede optar por emplear otras baterías con una tensión nominal mayor a 7 voltios ya que es el voltaje mínimo requerido por el convertidor DC-DC Step-Down LM2596 para resultar en un voltaje de salida de 5,42 voltios.

3.4 Envío de datos al dispositivo móvil

La prueba de envío de datos se lo realiza con la finalidad de evaluar la comunicación mediante bluetooth entre el prototipo y un smartphone, el celular empleado fue un Samsung J7 Neo con 5.5 pulgadas, los valores obtenidos se observan en la Figura 5-3.

Debido a la programación de la aplicación Monitor_SV en su software, el tiempo de duración de los valores en la pantalla es de 1 segundo, ya que transcurrido este tiempo la pantalla se actualiza, la ventaja de utilizar la aplicación es evitar oprimir el botón de actualización de la segunda pantalla del prototipo varias veces.



Figura 4-3: Datos de medición en la aplicación

Realizado por: Escobar, Erika 2021

3.5 Datos técnicos del prototipo

En la tabla 11-3, se describen los datos técnicos que resultan del diseño y pruebas realizadas sobre el prototipo, donde se presentan las características físicas, mediciones y otros detalles.

Tabla 11-3: Datos técnicos del prototipo

Datos técnicos	
Método de medición	Medición no invasiva de la temperatura corporal, concentración de oxígeno arterial de la hemoglobina y del pulso en el dedo.
Rango de medición	Temperatura -20 a 120 °C, SpO ₂ 30 – 100%, Pulso 30 – 220 pulsaciones por minuto.
Exactitud	Temperatura 0,45 °C , SpO ₂ 1,4 % , Pulso 1,13 bpm.
Confiabilidad	~ 98%
Medidas	Largo 7,5 cm x ancho 10,5 cm x alto 8,5 cm
Peso	aprox. 202 g (sin batería)
Sensor para la medición de temperatura	Luz infrarroja
Sensores para la medición de SpO ₂	Luz roja (longitud de onda 660 nm); infrarrojos (longitud de onda 905 nm); diodo receptor de silicio

Fuente de tensión	Batería 9 voltios, Fuente 5 voltios
Humedad de operación	Máxima 75% RH.
Transferencia de datos por Bluetooth	El dispositivo utiliza bluetooth, banda de frecuencia 2,4 GHz, compatible para smartphones/Tablet sistema operativo Android.

Realizado por: Escobar, Erika 2021

3.6 Solución de posibles problemas por factores externos

Una vez manipulado y evaluado el prototipo, se presentan en la Tabla 12-3 los posibles problemas relacionados con el manejo del dispositivo, su correspondiente posible causa y su solución recomendada, ninguno de los problemas tiene relación con el dispositivo internamente, más bien se trata de corregir los factores externos al dispositivo.

Tabla 12-3: Solución de problemas

Problema	Posible causa	Solución
El monitor no muestra ningún valor.	La batería está descargada.	Cambiar la batería
	La batería está mal conectada.	
	La fuente no está conectada correctamente.	Revisar la conexión de la fuente.
Los valores mostrados de frecuencia cardíaca y saturación de oxígeno presentan grandes saltos.	La circulación sanguínea del dedo no es suficiente.	Verificar que: El dedo no esté con esmalte, suciedad o vendaje El dedo no se encuentre húmedo El brazo esta con brazaletes de medición de presión arterial El dedo sea demasiado grueso El dedo posea quemaduras o cicatrices. El paciente este demasiado inquieto.
	El dedo es demasiado pequeño o demasiado grande.	La medida del dedo debe tener una anchura de 10 a 20 mm.
	El dedo, la mano o el cuerpo está en movimiento.	Mantener inmóvil el dedo, la mano o el cuerpo durante la medición.
	Alteraciones de ritmo cardíaco.	Buscar atención médica
Los valores mostrados de temperatura muestran valores fuera del rango promedio.	El sensor de temperatura puede estar obstaculizada por cabello, transpiración, cosméticos, relojes, entre otros.	Elimina todas las obstrucciones antes de tomar la temperatura.
	El lugar de medición presenta flujo de aire.	Evitar los flujos de aire antes de iniciar con la medición de temperatura.
	La distancia de medición es demasiado lejos.	Mantener una distancia entre el sensor y el cuerpo de 5 cm a 15 cm.
No se visualizan los datos en la aplicación móvil	No se logró una conexión con el módulo bluetooth.	Oprimir el botón de desconectar y después conectar con el módulo.
	La fuente de alimentación no está conectada correctamente	Verificar la carga de la batería

Realizado por: Escobar, Erika 2021

CAPITULO IV

4 EVALUACIÓN ECONÓMICA

En el presente capítulo se evalúa al prototipo en el aspecto económico, describiendo los costos en la Tabla 1-4 se muestran los componentes electrónicos empleados con sus respectivos precios de implementación, y otros elementos adquiridos para el montaje del prototipo.

Tabla 1-4: Análisis de costos

N°	Descripción	Cantidad	Precio (dólares)
1	Sensor Infrarrojo Temperatura Mlx90614	1	16,00
2	Sensor Oxímetro Max30100	1	8,00
3	Pantalla Oled 0.96" I2C 128x64	1	7,00
4	Arduino Pro Mini ATmega328p	1	4,75
5	Modulo Bluetooth Hc-06	1	7,00
6	Modulo Regulador Step Down Lm2596	1	2,25
7	Fuente de Voltaje 5 voltios	1	4,00
8	Impresión 3D material PLA	1	15,00
9	Varios		15,00
COSTO TOTAL			79,00

Realizado por: Escobar, Erika 2021






Para la comparación de costos con otros dispositivos, se plantean dos partes: la primera destinada a la comparación con prototipos planteados y desarrollados por instituciones de educación superior y la segunda con dispositivos comerciales que se pueden encontrar en el mercado, entre ellas se encuentran los Monitores para evaluar múltiples signos vitales y otros aparatos para determinados parámetros.

4.1 Comparación con prototipos

El primer contraste se hace en relación a los dispositivos empleados para las pruebas, ellos son: Termómetro Digital Infrarrojo TM-301 y Oxímetro De Pulso Domestico KL-3000, que en el mercado se encuentran a 79,00 y 30,00 dólares respectivamente como se presenta en la Tabla 2-3 y Tabla 3-3, resultando en un total de 109,00 dólares, demostrando la diferencia de 30,00 dólares lo que representando un 28% de ahorro.

La Tabla 2-4 muestra prototipos de monitores de signos vitales, especificando la institución superior donde se desarrolló, los parámetros de medición y precio estimado.

Tabla 2-4: Prototipos desarrollados

	Institución Superior	Fotografía	Parámetros	Precio (dólares)
1	Universidad Tecnológica Israel		<ul style="list-style-type: none"> • Ritmo cardiaco • Temperatura corporal • Tensión arterial • Saturación de oxígeno 	\$ 116,50
2	Universidad Estatal Península De Santa Elena		<ul style="list-style-type: none"> • Frecuencia cardiaca • Saturación de oxígeno 	\$ 170,00
3	Universidad Técnica De Ambato		<ul style="list-style-type: none"> • Frecuencia cardiaca • Temperatura 	\$ 318,00
4	Universidad Técnica De Ambato		<ul style="list-style-type: none"> • Saturación de oxígeno • Frecuencia cardiaca 	\$ 75,10
5	Universidad politécnica salesiana		<ul style="list-style-type: none"> • Frecuencia cardiaca • Presión arterial • Temperatura 	\$ 200




Realizado por: Escobar, Erika 2021

El prototipo monitor de ritmo cardiaco con conexión Android descrito en el capítulo I, mide el signo vital de ritmo cardiaco contando con un precio de 1150,00 pesos mexicanos equivalentes a 56,58 dólares, señalando que el rango de error del dispositivo es del 3 unidades máximo.

4.2 Comparación con dispositivos comerciales

La Tabla 3-4 muestra los dispositivos de medición de signos vitales profesionales, son utilizados en el seguimiento clínico de pacientes, cuentan con parámetros configurables, tiene a capacidad de mostrar múltiples ondas de varios canales a la vez, su precisión es muy alta y pueden funcionar como un sistema de monitoreo de red.

Tabla 3-4: Dispositivos comerciales profesionales

	Dispositivo	Imagen	Parámetros	Precio (dólares)
1	Monitor 12.1 de Signos Vitales 6 Cms8000		<ul style="list-style-type: none"> • Frecuencia cardiaca • Tasa de respiración • Saturación de oxígeno • Presión sístole y diástola • Temperatura • NIBP 	\$ 1387
2	Monitor de Signos Vitales <i>Bistos</i>		<ul style="list-style-type: none"> • Saturación de oxígeno • Frecuencia cardiaca • NIBP 	\$ 990
3	Monitor Multiparámetros / Signos Vitales <i>Touch</i>		<ul style="list-style-type: none"> • ECG: Electrocardiograma • NIBP • Saturación de Oxígeno • Ritmo Cardíaco • Temperatura • Frecuencia Respiratoria 	\$ 1568


Realizado por: Escobar, Erika 2021

Fuente: <https://www.mercadolibre.com.ec/>

Como se puede apreciar, los monitores de signos vitales son de muy alto costo en el mercado, la calidad y la precisión lo justifican, estos dispositivos generalmente se utilizan en hospitales para un control constante del paciente durante cirugías o un procedimiento médico.

La Tabla 4-4 presenta otro tipo de dispositivos comerciales que cumplen funciones específicas y que cuentan con menor costo en relación a los monitores de signos vitales profesionales, con la intención de citar aquellos que miden los signos vitales de temperatura, frecuencia cardiaca y saturación de oxígeno, los datos presentados son el modelo, los parámetros y el precio.

Tabla 4-4: Dispositivos comerciales con funciones específicas

	Dispositivo	Imagen	Parámetros	Precio (dólares)
1	Monitor De Ritmo Cardíaco Medidor Spo2 Oxímetro 24 Horas		<ul style="list-style-type: none"> • Saturación de oxígeno • Frecuencia cardíaca 	\$ 195
2	Medidor De Oxígeno En Pulmones - Pulsómetro Cardíaco.		<ul style="list-style-type: none"> • Saturación de oxígeno • Frecuencia cardíaca 	\$ 50
3	Medidor De Temperatura Infrarrojo Ti33		<ul style="list-style-type: none"> • Temperatura 	\$ 178
4	Termómetro Cloc Sk-t008 Infrarrojo Profesional Temperatura		<ul style="list-style-type: none"> • Temperatura 	\$ 96
5	Termómetro Infrarrojo Profesional Marca Yuwell Modelo Yt-1		<ul style="list-style-type: none"> • Temperatura 	\$ 50

Realizado por: Escobar, Erika 2021

Fuente: <https://www.mercadolibre.com.ec/>

Los aparatos presentados poseen un menor costo en referencia a los dispositivos profesionales, sin embargo, ninguno valora temperatura, frecuencia cardíaca y saturación de oxígeno al mismo tiempo, haciendo comparación con el prototipo desarrollado se tiene un menor costo abarcando los tres parámetros planteados.

CONCLUSIONES

Las señales que le permiten al personal médico conocer el estado fisiológico de sus pacientes son los signos vitales, los monitoreados principalmente son temperatura corporal, frecuencia cardiaca y saturación de oxígeno, a través de un sensor biomédico se puede convertir las señales biológicas en información procesada que pueden ser evaluados por el personal capacitado previo a una consulta médica o procedimiento quirúrgico.

El hardware y software propuestos son de bajo costo, de pequeño tamaño y peso. Los elementos del prototipo han sido seleccionados en base a tecnología *wearable*, y en función de métodos no invasivos, entre ellos están: el sensor infrarrojo MLX90614, el sensor pulsioxímetro MAX30100, el Display Oled 96" y un microcontrolador ATmega328 de una Placa Arduino, cuyo software maneja el lenguaje de programación C++ y comunicación I2C, finalmente para App Inventor el lenguaje JavaScript con el cliente de librerías Blockly.

Se ha logrado diseñar y construir un prototipo para el monitoreo de signos vitales de: temperatura expresada en grados centígrados ($^{\circ}\text{C}$), saturación de oxígeno SpO_2 expresada en porcentaje (%) y frecuencia cardiaca expresado en latidos por minuto (bpm), empleando métodos no invasivos, presentando los datos en la pantalla del dispositivo y en la aplicación móvil a través de una conexión bluetooth, destinando su utilización en el centro odontológico Fass Dental, y en otros entornos médicos.

Mediante el protocolo de pruebas se ha concretado un error absoluto de temperatura corporal de $0,45^{\circ}\text{C}$, frecuencia cardiaca de $1,13$ bpm y saturación de oxígeno de $1,4\%$, a partir de los errores relativos de cada variable se tiene una confiabilidad mayor al de $\sim 98\%$. Añadiendo, los dispositivos comerciales de medición considerados presentan una precisión de ± 2 unidades, acentuando la validación del prototipo ya que los valores medidos se encuentran dentro de este rango.

RECOMENDACIONES

El manejo del prototipo debe hacerse según las especificaciones técnicas señaladas en el Capítulo III, entre ellas están: revisar la conexión y carga de la batería o fuente de tensión. Para el uso de sensores se tiene que cumplir con condiciones tanto de temperatura como de frecuencia y SpO₂, como evitar mover el dedo durante la medición, constatar que no esté humedecido o vendado, evitar el uso de cosméticos en el dedo o muñeca, evitar las corrientes de aire, entre otras.

Se recomienda revisar el manual de usuario donde se describe al prototipo, sus características, sus conexiones, los posibles problemas con sus soluciones, la limpieza y mantenimiento al igual de ciertas advertencias, indispensables para el uso correcto del prototipo.

Se recomienda emplear una batería de mayor amperaje para que el prototipo pueda trabajar por mucho más tiempo, entre las consideraciones del convertidor DC-DC está la tensión de alimentación de mínimo 1,5 voltios mayor a 5,4 voltios que trabaja el circuito, por lo que lo aconsejable es adquirir una batería de mínimo 7 voltios.

Se recomienda seguir trabajando en el mejoramiento del dispositivo, añadiendo alarmas de audio para un control de los parámetros de los signos vitales, ampliar un circuito acondicionador para trabajar con baterías Lipo, que al ser recargables brindan mayor tiempo de utilización del dispositivo y emplear otro material.

GLOSARIO

Bioingeniería:	Disciplina que aplica métodos y principios de la ingeniería en relación a la biología.
Endógena:	Aquello que surge en el interior de algo o a consecuencia de motivos internos.
Febrícula:	Hipertermia prolongada o moderada superior a los 38 °C, puede ser de origen infeccioso o nervioso.
Fotopletimógrafo:	Es una técnica que utiliza un haz de luz para determinar el volumen de un órgano.
Hipotálamo:	Región del encéfalo ubicada debajo del tálamo y encima de la glándula pituitaria, que vincula el sistema endocrino con el sistema nervioso autónomo y coordina funciones vitales del organismo.
Patología:	Conjunto de síntomas de una enfermedad.
Termistor:	Dispositivo que aumenta su resistencia eléctrica mientras su temperatura aumenta.
Ventrículo:	Cavidad del corazón que recibe la sangre de una aurícula y la impulsa hacia el sistema arterial.
Wearable:	Conjunto de dispositivos “vestible” que incorpora un microprocesador y emiten datos de forma constante.

BIBLIOGRAFÍA

Beauperthuy, Jose L. ;& Polanco, Kristel M. " Android Google's Operating System for Mobile Devices". *Scientific e-journal of Management Science* [en línea], 2011, 7 (19), pp. 79-96. [Consulta: 1 diciembre 2020]. Disponible en: <http://www.revistanegotium.org/pdf/19/art4.pdf>

Callejas, A., Molino, E. ;& Sánchez, D., 2018. "Diseño y desarrollo de un prototipo de monitoreo de signos vitales portátil para la atención básica en comunidades de difícil acceso". *Memorias del Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica* [en línea], 2018, (México), pp. 266-269. [Consulta: 18 octubre 2020]. Disponible en: <https://memorias.somib.org.mx/index.php/memorias/article/view/675>

Corona, Leonel G. ;& et al. *Sensores y actuadores aplicaciones con Arduino*. Azcapotzalco-México: Grupo Editorial Patria, 2014. ISSN 2198-6452, pp. 17-174.

Crawford, S. ;& Dominguez, J. "MIT App Inventor: Enabling personal mobile computing". *arXiv preprint arXiv:1310.2830* [en línea], 2013, pp.1-3. [Consulta: 1 diciembre 2020]. Disponible en: <https://arxiv.org/pdf/1310.2830.pdf>

Espinosa, F. "Guía Didáctica Para El Taller: Toma De Signos Vitales". [en línea], 2013 (Ecuador), pp. 1-15. [Consulta: 18 octubre 2020]. Disponible en: https://esalud.utpl.edu.ec/sites/default/files/pdf/guia_taller_tomas_de_signos_vitales_0.pdf

Estrada, Laura A. ;& et al. "Manual Básico De PRIMEROS AUXILIOS ". [en línea], 2017 (México), pp. 29-35. [Consulta: 18 octubre 2020]. Disponible en: http://190.57.147.202:90/xmlui/bitstream/handle/123456789/361/manual_primeros_auxilios_2017.pdf?sequence=1

Jorquera, A. *Fabricación Digital: Introducción al modelado e impresión 3D*. España: Serie diseño y autoedición, 2016, ISBN 9788436957457, pp. 5-10.

Juganaru, M. *Introducción a la programación* [en línea]. México: Grupo Editorial Patria , 2014. ISBN 1878-5506. [Consulta: 30 noviembre 2020]. Disponible en: <https://www.editorialpatria.com.mx/pdf/files/9786074384154.pdf>

Kimberger, O. ;& Quast, S. 2013. "La importancia de la temperatura corporal central Fisiopatología y métodos de medición". *Dräger Medical*. (2013), (Alemania) pp. 8–12.

Laborde, M. "Medida de la Saturación de Oxígeno por Medio Óptico". *XIII Seminario de Ingeniería Biomédica Facultades de Medicina e Ingeniería Universidad de la República Oriental del Uruguay Montevideo*, (2004), (Uruguay) pp. 1-5.

Maldonado, Luis G. Diseño experimental de un dispositivo que por medio de una fuente de radiación infrarroja externa permita visualizar una imagen térmica de un objetivo [en línea] (Trabajo de Titulación). (Tesis Pregrado). Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, Facultad de Informática y Electrónica, Escuela de Ingeniería Electrónica en Control y Redes Industriales. Riobamba-Ecuador. 2018. pp. 16. [Consulta: 20 noviembre 2020] Disponible en: <http://dspace.esPOCH.edu.ec/bitstream/123456789/10818/1/108T0273.pdf>

MatterControl. *Software de impresión 3D*. [blog]. [Consulta: 20 noviembre 2020]. Disponible en: <https://www.matterhackers.com>

Medina, L. ; et al. *Auxiliar de Droguería: Primeros Auxilios*. Bogota - Colombia: Publicaciones SENA, 1992, pp. 5-30.

Ministerio de Salud Pública. *MSP previene enfermedades cardiovasculares con estrategias para disminuir los factores de riesgo* [en línea]. 2020. [Consulta: 10 octubre 2020]. Disponible en: <https://www.salud.gob.ec/msp-previene-enfermedades-cardiovasculares-con-estrategias-para-disminuir-los-factores-de-riesgo/>

Organización Panamericana de la Salud. *Enfermedades cardiovasculares causan 1,9 millones de muertes al año en las Américas* [en línea]. 2019. [Consulta: 10 octubre 2020]. Disponible en: https://www.paho.org/hq/index.php?option=com_content&view=article&id=7257:2012-dia-mundial-corazon-enfermedades-cardiovasculares-causan-1-9-millones-muertes-ano-americas&Itemid=4327&lang=en

Penagos, Sandra; et al. "Control de signos vitales". *Guías para manejo de Urgencias* [en línea], 2005, (Colombia), pp. 1465-1473. [Consulta: 5 noviembre 2020]. Disponible en: http://www.igm.mex.tl/images/32235/Control_de_signos_vitales.pdf

Perez, Alejandro; et al. "Desarrollo de sistemas embebidos en FPGAs. Diseño e incorporación de periféricos". *Congreso de Microelectrónica Aplicada*, (2010), (Argentina). pp. 73-78.

Perez, David A. "Sistemas embebidos y sistemas operativos embebidos". *Lecturas en Ciencias de la Computación. Universidad Central de Venezuela* [en línea], 2009, (Venezuela). pp. 1-15. [Consulta: 5 noviembre 2020]. ISSN 1316-6239. Disponible en: <https://www.academia.edu/>

Prieto, J. *Introducción a los sistemas de comunicación inalámbricos* [en línea]. Cataluña - España: Fundació per a la Universitat Oberta de Catalunya, 2015. [Consulta: 5 noviembre 2020]. Disponible en:

[https://www.exabyteinformatica.com/uoc/Informatica/Tecnologia_y_desarrollo_en_dispositivos_moviles/Tecnologia_y_desarrollo_en_dispositivos_moviles_\(Modulo_1\).pdf](https://www.exabyteinformatica.com/uoc/Informatica/Tecnologia_y_desarrollo_en_dispositivos_moviles/Tecnologia_y_desarrollo_en_dispositivos_moviles_(Modulo_1).pdf)

Rivera, R.; et al. "Saturación de oxígeno en adultos mayores de la Ciudad de México". *Anales Médicos de la Asociación Médica del Centro Médico ABC* [en línea], 2008, (México) 53 (1), pp. 5-9. [Consulta: 5 noviembre 2020]. Disponible en: <https://www.medigraphic.com/cgi-bin/new/resumen.cgi?IDARTICULO=16448>

Robertella, M.; et al. "Evaluación de la confiabilidad de los padres y del termómetro digital para medir la temperatura corporal axilar en niños". *Medicina infantil* [en línea], 2002, (Argentina) 9(4), pp. 305-308. [Consulta: 5 noviembre 2020]. Disponible en: <https://www.medicinainfantil.org.ar/index.php/ediciones-anteriores/2002-volumen-ix/numero-4/187-evaluacion-de-la-confiabilidad-de-los-padres-y-del-termometro-digital-para-medir-la-temperatura-corporal-axilar-en-ninos>

Robledo, C.; & Robledo, D. "Programación en Android". *Journal of Chemical Information and Modeling* [en línea], 2013, (España) 53 (9), pp. 3-4. [Consulta: 1 diciembre 2020]. ISBN 978-84-369-5431-9. Disponible en: <https://books.google.es/>

Rodríguez, Rita B. Monitor portátil de signos vitales con un PDA [en línea]. Escuela Politécnica Nacional. Facultad de Ingeniería Eléctrica y Electrónica. Quito-Ecuador. 2007. pp. 1-7. [Consulta: 18 octubre 2020]. Disponible en: <http://bibdigital.epn.edu.ec/handle/15000/9921>

Rodríguez, N. "Manual de Primeros Auxilios". *Gaceta Médica de Bilbao* [en línea], 2011, (Chile) 102 (4), pp. 75. [Consulta: 18 octubre 2020]. ISSN 03044858. Disponible en: [http://dspace.otalca.cl/bitstream/1950/9674/1/manual%20de%20primeros%20auxilios%20\(enfermeria\).pdf](http://dspace.otalca.cl/bitstream/1950/9674/1/manual%20de%20primeros%20auxilios%20(enfermeria).pdf)

Rubio, C.; et al. "Manual de Primeros Auxilios Básicos". *Programa ConSer Comisión de Seguridad, Protección Civil e Identidad Ambiental* [en línea], 2006, (México) 1, pp. 11-32. [Consulta: 18 octubre 2020]. Disponible en: http://www.cucba.udg.mx/sites/default/files/proteccioncivil/manuales/Manual_Primeros_Auxilios.pdf

Serna, A.; Et Al. *Guía Práctica de Sensores* [en línea]. España: Creaciones Copyright SL, 2010. ISBN 978-84-92779-49-9. [Consulta: 18 octubre 2020]. Disponible en: <https://books.google.es/>

Shimek, J.; et al. "Reemplazo de los termómetros y de los tensiómetros de mercurio en la atención de salud". *Guía Técnica Organización Mundial de la Salud* [en línea], 2011, (Suiza), pp. 15-17. [Consulta: 18 octubre 2020]. Disponible en:

https://www.who.int/topics/medical_waste/termometers-tensiometers-mercury.pdf

Sistemas Operativos. Alicante- España: Biblioteca de la Universidad de Alicante, 2015. ISBN 9786077442677, pp. 1-6.

Soetenga, Deborah J. "Saturación regional de oxígeno: el nuevo signo vital". *Nursing (Ed. española)* [en línea], 2008, (Estados Unidos de América) 26 (5), pp. 40-41. [Consulta: 5 noviembre 2020]. ISSN 02125382. Disponible en:

https://www.researchgate.net/publication/273855261_Saturacion_regional_de_oxigeno_el_nuevo_signo_vital

Tapia, N.; et al. Manual Signos Vitales e Historia Clínica General, Odontológica, Psicología. [en línea] (Trabajo de titulación). (Tesis Doctoral) Universidad Justo Sierra, Escuela De Medicina, México. 2014. pp. 78-86. [Consulta: 5 noviembre 2020]. Disponible en:

<https://www.researchgate.net/publication/282574701>

Tintín, Edisson I. Diseño y elaboración de un prototipo monitor de signos vitales aplicando métodos no invasivos con comunicación de datos a dispositivos móviles [en línea]. (Trabajo de titulación). (Tesis Pregrado) Universidad Politécnica Salesiana, Escuela de Ingeniería Electrónica, Cuenca-Ecuador. 2015. pp. 6-20. [Consulta: 18 octubre 2020]. Disponible en:

<https://dspace.ups.edu.ec/bitstream/123456789/7982/1/UPS-CT004847.pdf>

Torrente, O. *Arduino, Curso Practico De Formación*. México: Alfaomega Grupo Editor S.A, 2016, ISBN 9786077076483, pp. 216-228.

Vahid, F.;& Givargis, T. "Embedded system design: A unified hardware / software approach". *Department of Computer Science and Engineering University of California* [en línea], 1999, (Estados Unidos de América), pp. 13-54. [Consulta: 2 diciembre 2020]. ISBN 978-0-471-45303-1. Disponible en:

https://www.researchgate.net/publication/228695963_Embedded_system_design_a_unified_hardware_software_approach

Velázquez, P.;& Villagrán, L. Monitor de ritmo cardiaco para dispositivos android mediante un enlace bluetooth [en línea]. (Trabajo de titulación). (Tesis de Licenciatura) Instituto Politécnico Nacional, Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, Ciudad de México. 2016. pp. 23-37. [Consulta: 30 noviembre 2020]. Disponible en:

<http://tesis.ipn.mx/handle/123456789/20455?show=full>

Videla, María L. "Revisando Técnicas: Control de signos vitales". *Revista de Enfermería* [en línea], 2010, 10, pp. 5-10. [Consulta: 5 noviembre 2020]. Disponible en: <https://www.fundasamin.org.ar/archivos/Revisando%20T%C3%A9cnicas%20-%20Control%20de%20signos%20vital.pdf>

ANEXOS

ANEXO A: INSTALACIÓN DE LIBRERÍAS DE ARDUINO

Las librerías requeridas para utilizar los sensores y la pantalla oled, son los siguientes: Adafruit_GFX.h, Adafruit_SSD1306.h, Adafruit_MLX90614.h, MAX30100_PulseOximeter.h, se los instalan accediendo a *Administración Bibliotecas*.

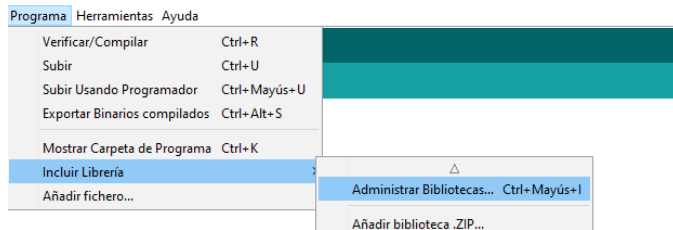


Figura 1: Ingresando a Administrar bibliotecas

En la parte superior se escriben las librerías requeridas y se selecciona una versión.



Figura 2: Instalando las librerías

ANEXO B: PRUEBA DE CIRCUITOS INTEGRADOS

Para probar el correcto funcionamiento de los sensores adquiridos, se emplea un código abierto que determina la dirección de cada sensor y Display.

```
#include <Wire.h>
void setup() {
  Wire.begin();
  Serial.begin(9600);
  while (!Serial); // Monitor Serial
  Serial.println("\n Escaner de dispositivos I2C");
}
void loop() {
  byte error, address;
  int nDevices;
  Serial.println("Encontrando dispositivo ...");
  nDevices = 0;
  for(address = 1; address < 127; address++ ) {
    Wire.beginTransmission(address);
    error = Wire.endTransmission();
    if (error == 0) {
      Serial.print("I2C servicio encontrado en direccion 0x");
      if (address < 16)
        Serial.print("0");
      Serial.print(address, HEX);
      Serial.println(" !");
      nDevices++;
    }
    else if (error==4) {
      Serial.print("Error desconocido en direccion 0x");
      if (address < 16)
        Serial.print("0");
      Serial.println(address, HEX);
    }
  }
  if (nDevices == 0)
    Serial.println("Ningun servicio I2C encontrado\n");
  else
    Serial.println("Realizado\n");
  delay(1000); // Intervalo de 1 segundo
}
```

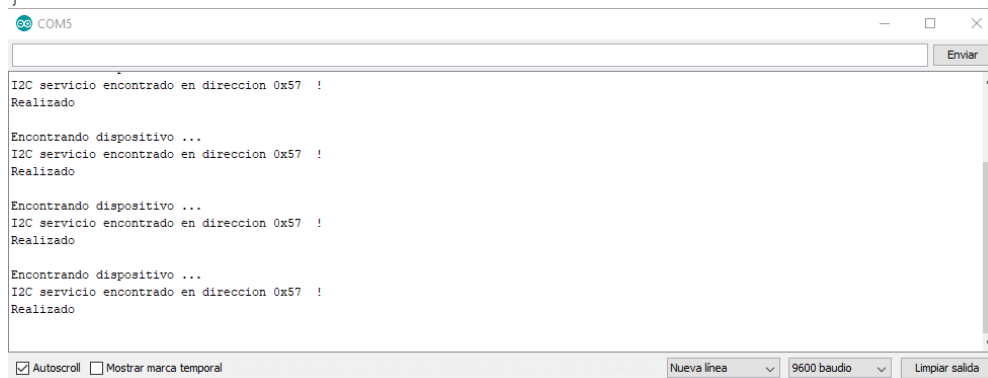


Figura 1: Dirección del oxímetro

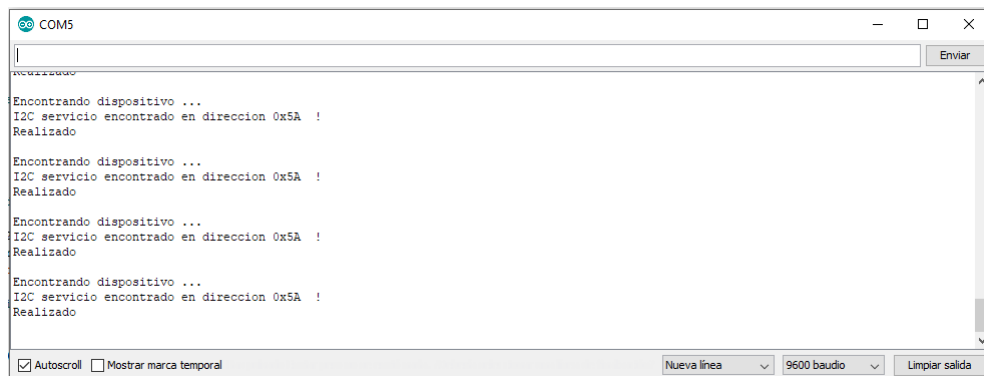


Figura 2: Dirección del sensor infrarrojo

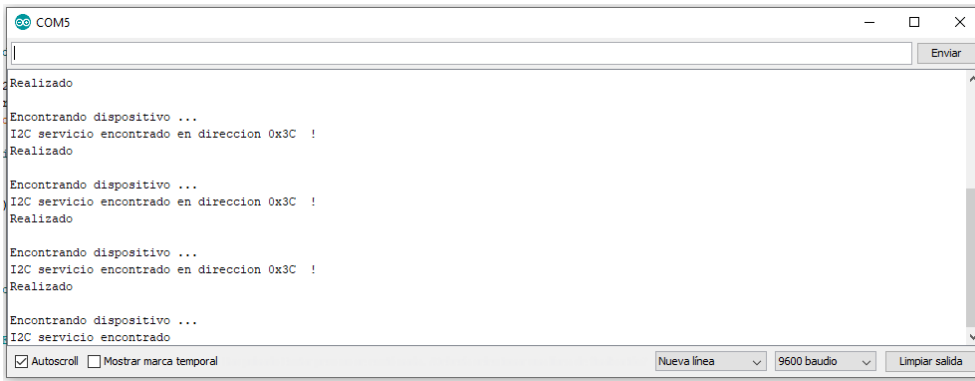


Figura 3: Dirección del Display oled

A continuación, se obtienen los datos de los sensores y se visualizan en el monitor serial.

- **Sensor MAX30100**

Para verificar si el oxímetro MAX30100 emite valores al monitor serial de Arduino se emplea el siguiente código.

```

#include <Wire.h>
#include <MAX30100_PulseOximeter.h>
#define TIME 1000
PulseOximeter OXI;
uint32_t Report = 0;
void onBeatDetected() {
    Serial.println("Latido!");
}
void setup() {
    Serial.begin(9600);
    Serial.print("Iniciando el Oximetro");
    if (!OXI.begin()) {
        Serial.println("Fallo");
        for(;;);
    } else {
        Serial.println("Exitoso");
    }
    OXI.setIRLedCurrent(MAX30100_LED_CURR_7_6MA);
    OXI.setOnBeatDetectedCallback(onBeatDetected);
}
void loop() {
    OXI.update(); // Llama al oximetro
    if (millis() - Report > TIME) {
        Serial.print("Frecuencia Cardiaca:");
        Serial.print(OXI.getHeartRate());
        Serial.print("bpm \n");
        Serial.print("Saturacion de Oxígeno:");
        Serial.print(OXI.getSpO2());
        Serial.println("%\n");
        Report = millis();
    }
}
  
```

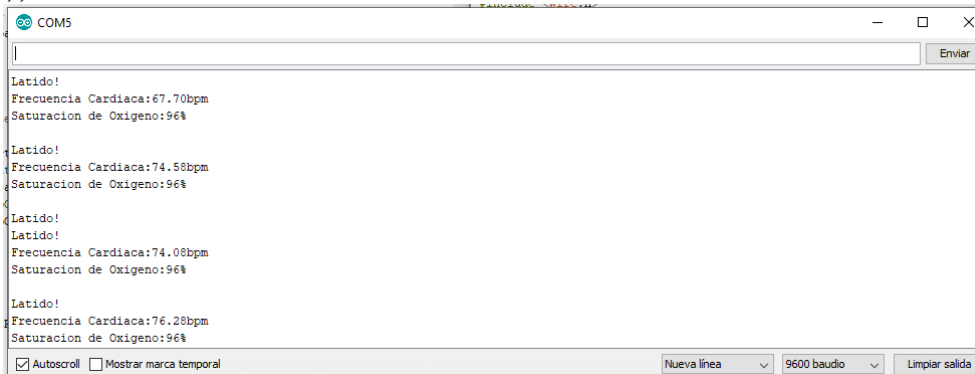


Figura 4: Obtención de datos del oxímetro en el monitor serial de Arduino

- **Sensor MLX90614**

Para verificar si el sensor infrarrojo MLX90614 emite valores al monitor serial de Arduino se emplea el siguiente código.

```
#include <Wire.h>
#include <Adafruit_MLX90614.h>
Adafruit_MLX90614 MLX = Adafruit_MLX90614(); // Inicializa el sensor
void setup() {
  Serial.begin(9600); // Iniciar comunicación serie
  MLX.begin(); // Iniciar termómetro infrarrojo
}
void loop() {
  Serial.print("Temperatura Ambiente: ");
  Serial.print(MLX.readAmbientTempC());
  Serial.println("°C");
  Serial.print("Temperatura objeto: ");
  Serial.print(MLX.readObjectTempC());
  Serial.println("°C\n");
  delay(2000); // Mide cada 2 segundos
}
```



Figura 5: Obtención de datos del infrarrojo en el monitor serial de Arduino

- **Display Oled 0.96”**

Para verificar si el Display está funcionando correctamente y emite valores al monitor serial de Arduino se emplea el siguiente código.

```
#include <Wire.h> // libreria para bus I2C
#include <Adafruit_GFX.h> // libreria para pantallas graficas
#include <Adafruit_SSD1306.h> // libreria para controlador SSD1306
#define ANCHO 128
#define ALTO 64
#define OLED_RESET 4 // necesario por la libreria pero no usado
Adafruit_SSD1306 OLED(ANCHO, ALTO, &Wire, OLED_RESET); // crea objeto OLED
void setup() {
  Wire.begin(); // inicializa bus I2C
  OLED.begin(SSD1306_SWITCHCAPVCC, 0x3C); // inicializa pantalla con direccion 0x3C
}
void loop() {
  OLED.clearDisplay();
  OLED.drawRect(10, 10, 100, 50, WHITE); // dibuja rectangulo
  OLED.setCursor(20, 30);
  OLED.setTextSize(2);
  OLED.setTextColor(WHITE);
  OLED.print("ALARMA");
  OLED.display(); // muestra en pantalla todo
}
```

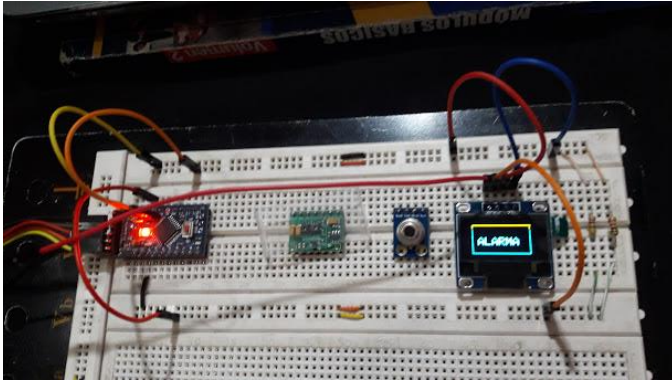


Figura 6: Grafica en la pantalla del Display oled

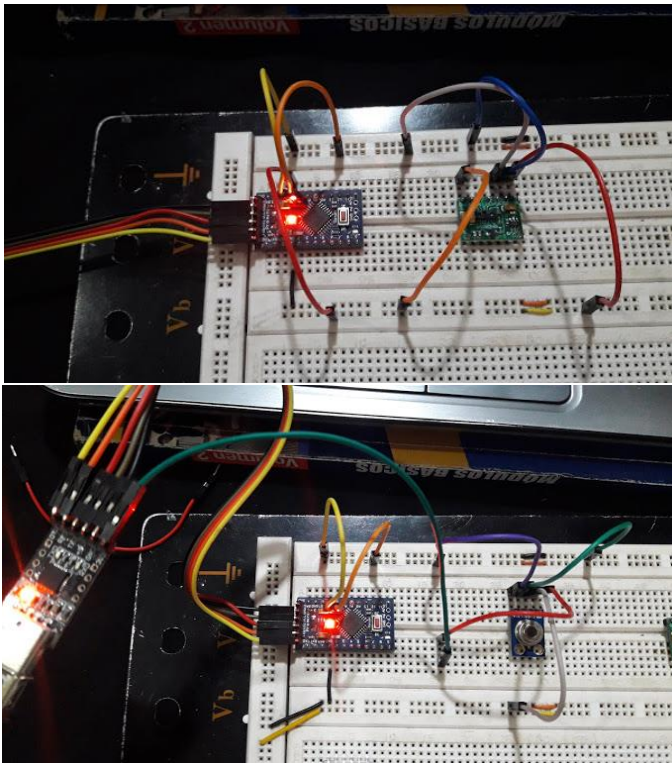


Figura 7: Conexión de sensores

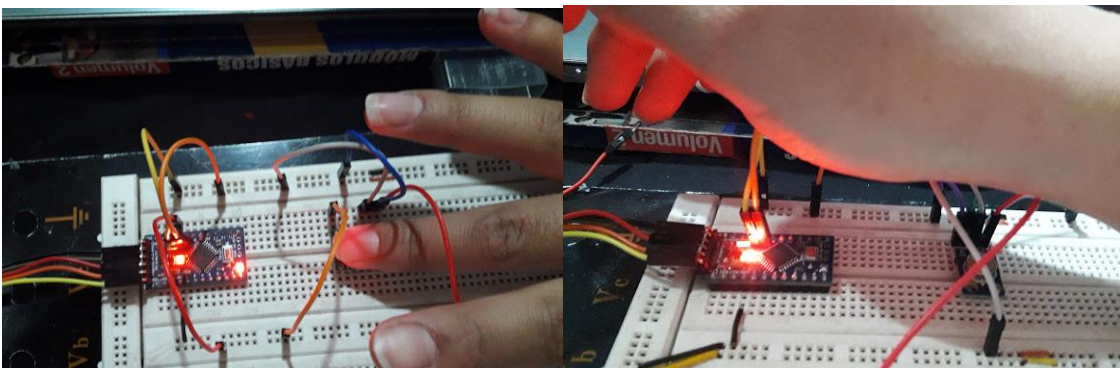


Figura 8: Prueba de sensores

Conexión modulo bluetooth

Para iniciar con la configuración del módulo bluetooth se emplea un código abierto que permite establecer el nombre del módulo, la velocidad de trabajo y una contraseña de cuatro dígitos.

```
const int LED = 13;
const int BTPWR = 12;

char nombreBT[10] = "Monitor SV";
char velocidad = '4'; //9600
char pin [5]= "0000";

void setup() {
  pinMode(LED, OUTPUT);
  pinMode(BTPWR, OUTPUT);

  digitalWrite(LED, LOW);
  digitalWrite(BTPWR, HIGH);

  Serial.begin(9600);

  Serial.print("AT");
  delay(1000);

  Serial.print("AT+NAME");   Serial.print(nombreBT);
  delay(1000);

  Serial.print("AT+BAUD");   Serial.print(velocidad);
  delay(1000);

  Serial.print("AT+PIN");    Serial.print(pin);
  delay(1000);

  digitalWrite(LED, HIGH);
}
void loop() {
}
```

Una vez programado el Arduino con las conexiones de Fuente, Tierra, Rx y Tx se procede a buscar mediante el móvil el dispositivo con el nombre de Monitor SV, y colocar la contraseña: 0000.

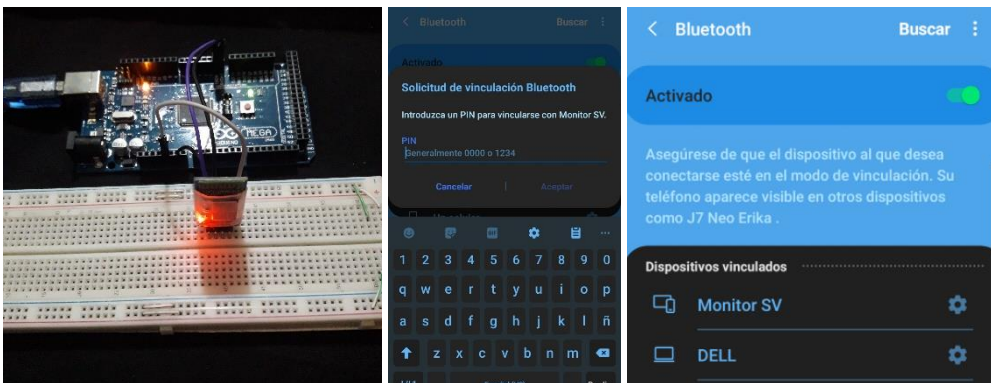


Figura 9: Conexión de modulo bluetooth

ANEXO C: PROGRAMACIÓN EN MIT APP INVENTOR

Para tener una cuenta y poder programar en MIT App Inventor se debe ingresar a la siguiente página: <https://appinventor.mit.edu/>, crear app, y llenar la información que es solicitada, una vez creada la cuenta la pantalla muestra una bienvenida, y se visualiza el perfil creado.

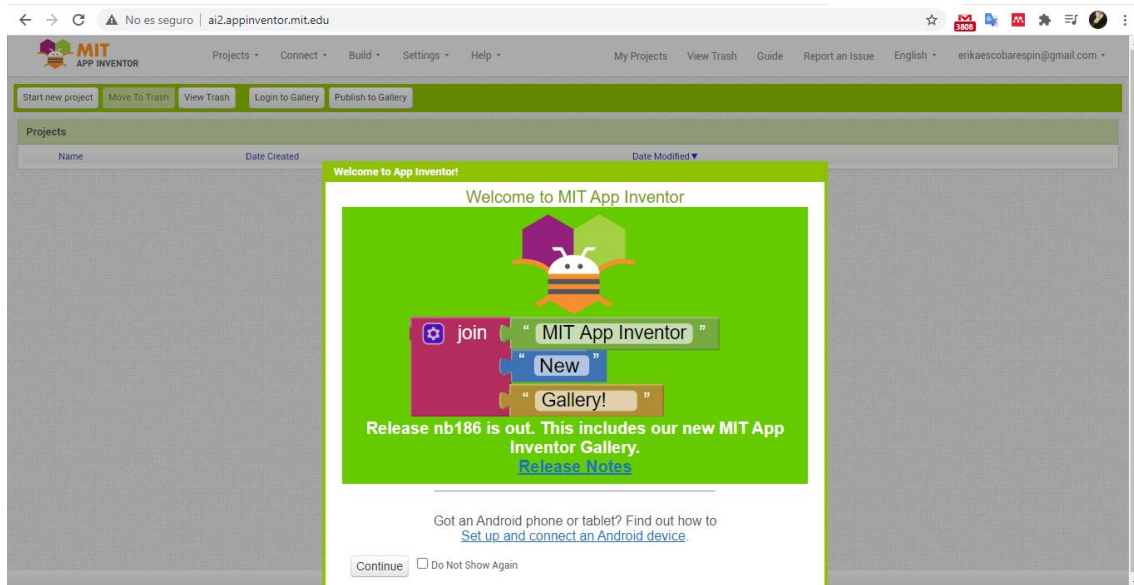


Figura 1: Conexión de modulo bluetooth

Durante la programación, se emplean estructuras y variables descritas en la siguiente figura, se inicializan las variables en el momento que se abra la aplicación en el dispositivo móvil. En la segunda estructura se despliega la lista de dispositivos disponibles para conectar vía bluetooth, donde se conecta el módulo HC-06, con nombre: Monitor SV.

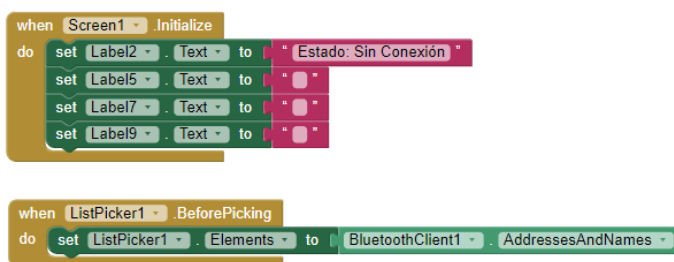


Figura 2: Programación de la Aplicación en MIT App Inventor

Una vez conectado el dispositivo móvil, aparece en la pantalla “Conectado” en la sección de conexión, en un caso de error el mensaje que se muestra es “Error de conexión”. A continuación, se crean dos variables globales donde se almacenen los datos de entrada en una lista que conforme el orden que ingresen se vaya visualizando.

```

when ListPicker1 . AfterPicking
do
  evaluate but ignore result call BluetoothClient1 . Connect
  address ListPicker1 . Selection
  if BluetoothClient1 . IsConnected
  then set Label2 . Text to " Estado: Conectado "
  else set Label2 . Text to " Error de Conexion "

initialize global Datos_BT to " "

initialize global Lista_Datos to create empty list

```

Figura 3: Programación de la Aplicación en MIT App Inventor

La estructura que se emplea se ejecuta en función del reloj, una vez que se obtengan los datos del bluetooth se almacenan los datos en la lista creada anteriormente, finalmente se desconecta del dispositivo y en estado aparece “Sin conexión”.

```

when Clock1 . Timer
do
  if BluetoothClient1 . IsConnected
  then
    if call BluetoothClient1 . BytesAvailableToReceive > 0
    then
      set global Datos_BT to call BluetoothClient1 . ReceiveText
      numberOfBytes call BluetoothClient1 . BytesAvailableToReceive
      set global Lista_Datos to split text get global Datos_BT
      at 1
      set Label5 . Text to select list item list get global Lista_Datos
      index 1
      set Label7 . Text to select list item list get global Lista_Datos
      index 2
      set Label9 . Text to select list item list get global Lista_Datos
      index 3

when Clock2 . Timer
do
  set Clock2 . TimerInterval to Clock2 . TimerInterval
  set global Datos_BT to " "
  set global Lista_Datos to " "

when Button1 . Click
do
  call BluetoothClient1 . Disconnect
  set Label2 . Text to " Estado: Sin conexión "

```

Figura 4: Programación de la Aplicación en MIT App Inventor

ANEXO D: CONEXIONES DEL DISPOSITIVO

El diseño de las conexiones se realizó en Proteus, donde se emplearon las borneras, elementos principales y elementos como resistencia, capacitores y conectores.

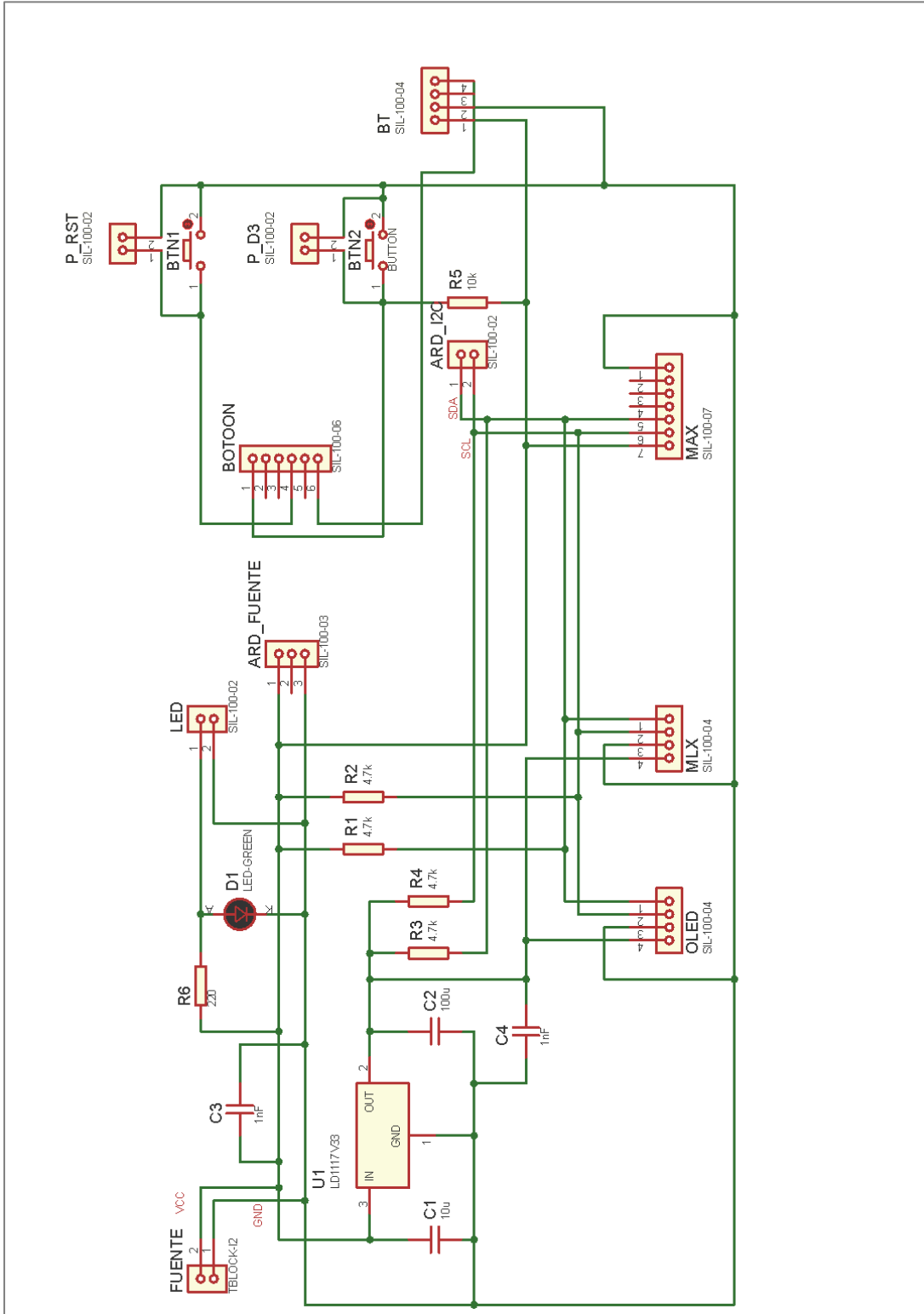


Figura 1: Esquema de conexiones de placa PCB

ANEXO E: CÓDIGO FUENTE

Función para medir la saturación de oxígeno y frecuencia cardiaca

```
//-----  
void Pulsoximetro() {  
  uint32_t T1;  
  if(((unsigned long)(millis()- T1))>= 1000) and  
  (MAX.getHeartRate() > 30 and MAX.getHeartRate()<220 and  
  MAX.getSpO2()>30 and MAX.getSpO2() < 100){  
  T1=millis();  
  bpm = MAX.getHeartRate();  
  SpO2 = MAX.getSpO2();  
  }  
}
```

Función para medir la temperatura

```
//-----  
void Temperatura() {  
  ambiente=(MLX.readAmbientTempC());  
  objeto=(MLX.readObjectTempC());  
  amb=ambiente;  
  obj=objeto;}  
}
```

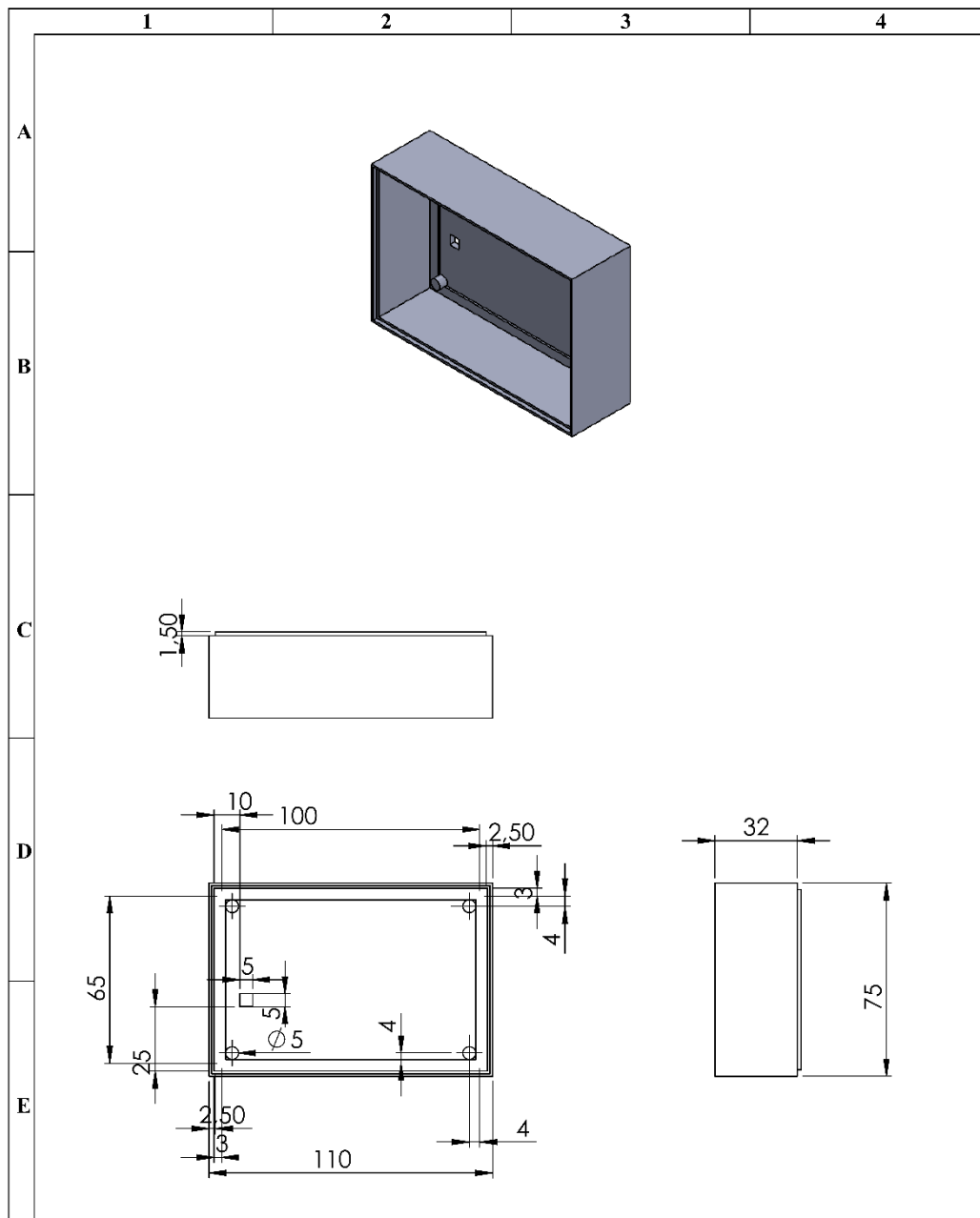
Función para visualizar los datos del pulsioxímetro



```
//-----  
void display_Pulsoximetro() {  
  u8x8.clear();  
  u8x8.setFont(u8x8_font_amstrad_cpc_extended_f);  
  u8x8.setCursor(3,0);  
  u8x8.print(" MONITOR ");  
  u8x8.setCursor(0,1);  
  u8x8.print(" SIGNOS VITALES "); //Color Amarillo  
  
  u8x8.setFont(u8x8_font_amstrad_cpc_extended_f);  
  u8x8.setCursor(0,3);  
  u8x8.print(" - Frecuencia");  
  u8x8.setCursor(0,4);  
  u8x8.print("Cardiac:");  
  
  u8x8.setCursor(8,4);  
  u8x8.print(bpm,2); u8x8.print("bpm");  
  
  u8x8.setCursor(0,6);  
  u8x8.print(" - Saturacion de");  
  u8x8.setCursor(0,7);  
  u8x8.print("Oxígeno:");  
  u8x8.setCursor(8,7);  
  u8x8.print(SpO2,2); u8x8.print("%");  
  u8x8.display();}
```

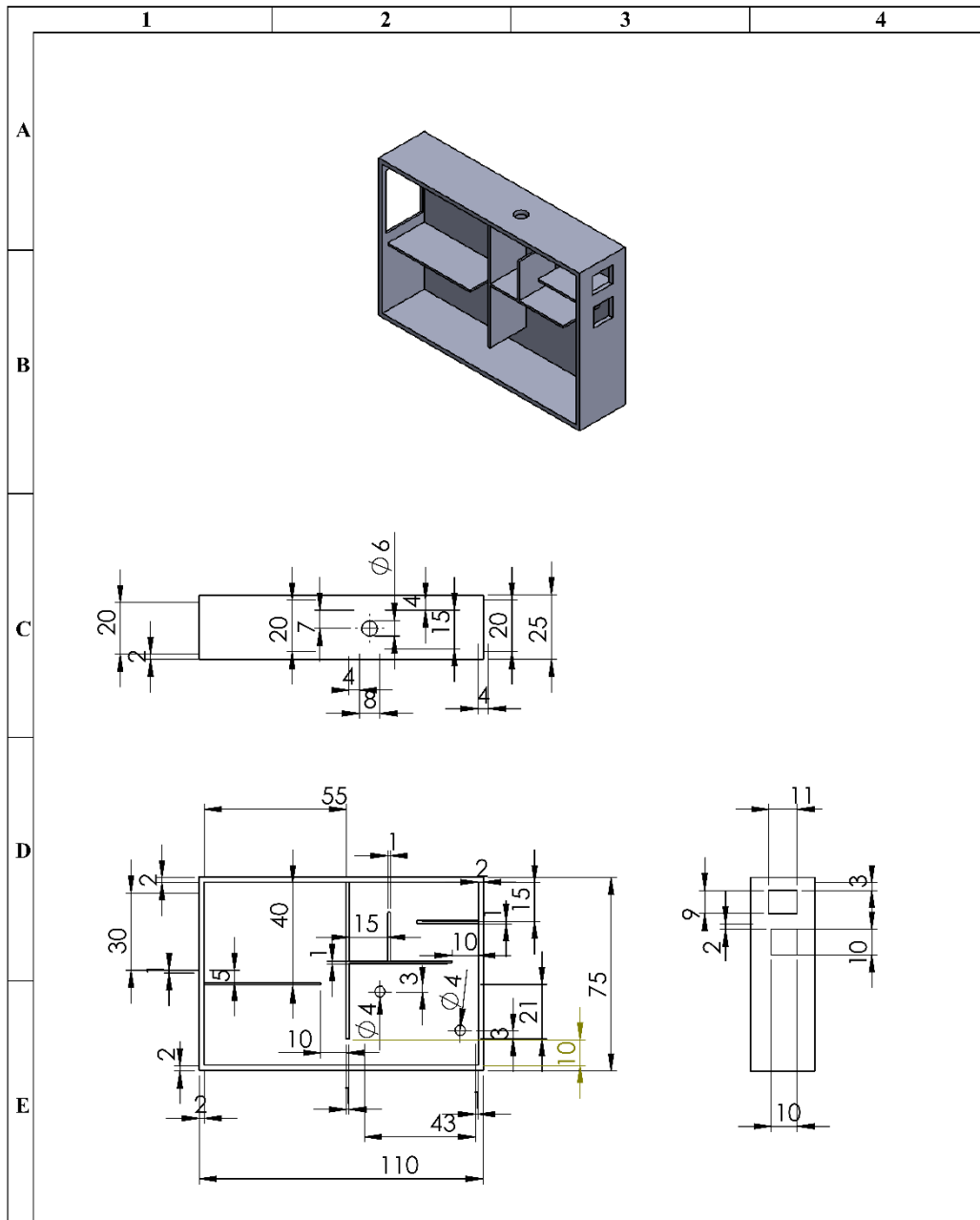
Función para visualizar los datos de temperatura


```
//-----  
void display_Temperatura() {  
  u8x8.clear();  
  u8x8.setFont(u8x8_font_amstrad_cpc_extended_f);  
  u8x8.setCursor(3,0);  
  u8x8.print(" MONITOR ");  
  u8x8.setCursor(0,1);  
  u8x8.print(" SIGNOS VITALES "); //Color Amarillo  
  
  u8x8.setCursor(0,3);  
  u8x8.print(" - Temperatura ");  
  u8x8.setCursor(0,4);  
  u8x8.print("Ambiente: ");  
  u8x8.setCursor(9,4);  
  u8x8.print(amb,2); u8x8.print("C");  
  
  u8x8.setCursor(0,6);  
  u8x8.print(" - Temperatura ");  
  u8x8.setCursor(0,7);  
  u8x8.print("Corporal: ");  
  u8x8.setCursor(9,7);  
  u8x8.print(obj,2); u8x8.print("C");  
  u8x8.display();  
  // Serial.print("AMB: "); Serial.print(amb); Serial.println("*C");  
  // Serial.print("OBJ: "); Serial.print(obj); Serial.println("*C"); }
```

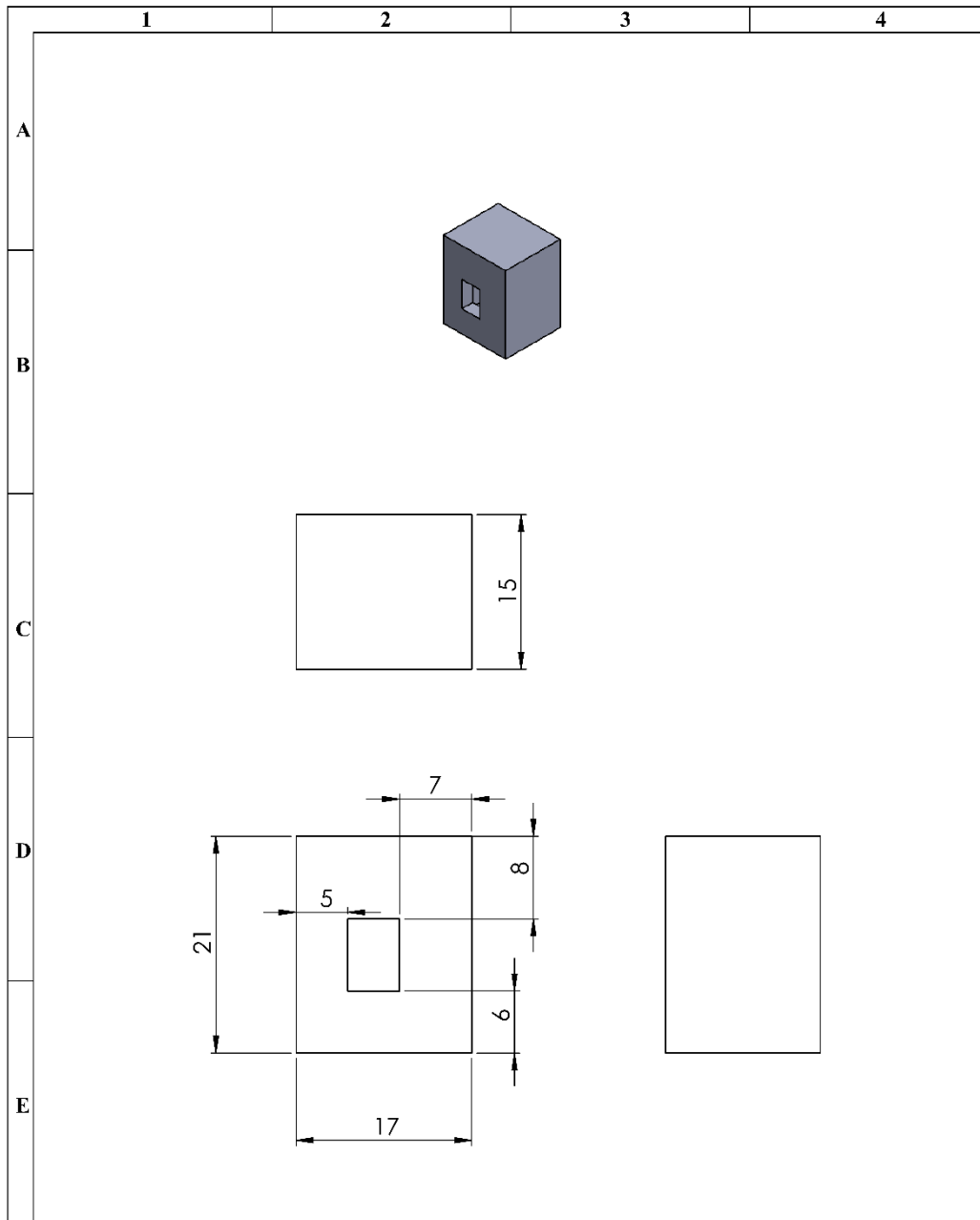
ANEXO F: PLANOS DEL DISPOSITIVO



N°. Lámina: 1 de 1		N°. Hojas: 1		Sustitución:		Codificación: FIE-EYA-TT-9C-2021		ESPOCH									
Email: yajaira.escobar@espoch.edu.ec		Teléfonos: 0993954508		Denominación:		Pieza 2		FACULTAD DE INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA ELECTRÓNICA Y AUTOMATIZACIÓN									
Datos		Nombre		Firma				Fecha		Peso [Kg]		Tolerancia		Escala		Registro	
Proyectó		Erika Escobar						09/01/2021		0.05527		⊙ 0.05		1:2			
Dibujó		Erika Escobar						09/01/2021		Materiales: Plástico PLA		ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD INTELLECTUAL EXCLUSIVA DE ESPOCH. CUALQUIER USO Y REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL NO AUTORIZADA CONSTITUYE VIOLACIÓN DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY.					
Revisó								Nombre de archivo: Pieza intermedia									
Aprobó																	



N°. Lámina: 1 de 1		N°. Hojas: 1		Sustitución:		Codificación: FIE-EYA-TT-9C-2021		ESPOCH FACULTAD DE INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA ELETRÓNICA Y AUTOMATIZACIÓN							
Email: yajaira.escobar@esPOCH.edu.ec Teléfonos: 0993954508				Denominación: Pieza 3								Peso [Kg] 0,04480		Tolerancia Ⓢ 0.05	
Datos		Nombre		Firma		Fecha		Materiales: Plástico PLA				ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD INTELLECTUAL EXCLUSIVA DE ESPOCH. CUALQUIER USO Y REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL NO AUTORIZADA CONSTITUYE VIOLACIÓN DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY. 			
Proyectó		Erika Escobar				09/01/2021									
Dibujó		Erika Escobar				09/01/2021									
Revisó															
Aprobó								Nombre de archivo: Pieza inferior							



Nº. Lámina: 3 de 3		Nº. Hojas: 1		Sustitución:		Codificación: FIE-EYA-TT-9C-2021		ESPOCH				
Email: yajaira.escobar@esPOCH.edu.ec				Denominación:				FACULTAD DE INFORMÁTICA Y				
Teléfonos: 0993954508				Molde 3				ELETRÓNICA Y AUTOMATIZACIÓN				
Datos	Nombre	Firma	Fecha					Peso [Kg]	Tolerancia	Escala	Registro	
Proyectó	Erika Escobar		09/01/2021					0,00196		1:1		
Dibujó	Erika Escobar		09/01/2021					Materiales: Plástico PLA				ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD INTELLECTUAL EXCLUSIVA DE ESPOCH. CUALQUIER USO Y REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL NO AUTORIZADA CONSTITUYE VIOLACIÓN DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY.
Revisó												
Aprobó												

ANEXO G: IMPRESIÓN DE PARTES DEL DISPOSITIVO EN 3D

La máquina de impresión 3D es la MeCreator 2, y el programa para modificar las propiedades de impresión es MatterControl, cada figura impresa se evaluó el peso, tiempo de impresión y un costo aproximado.

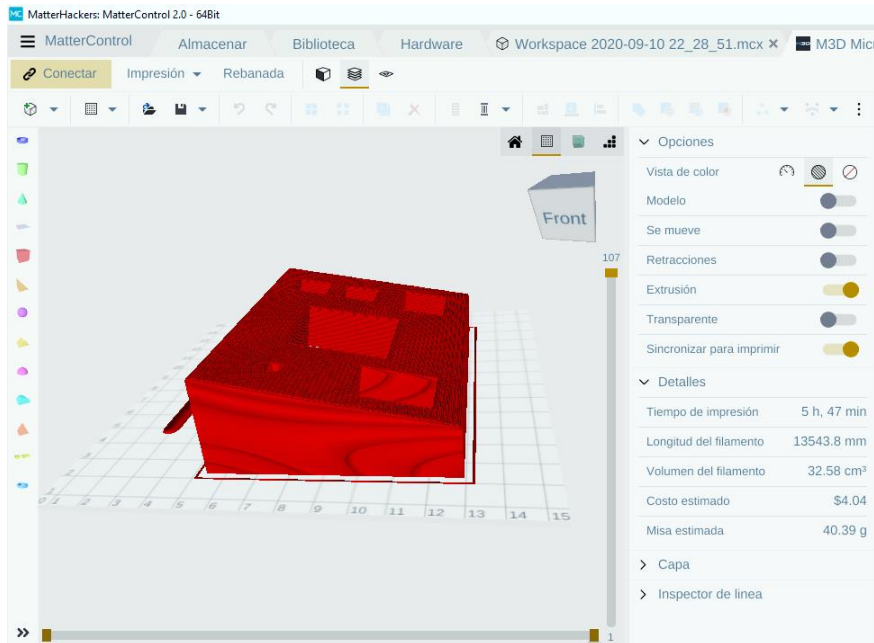


Figura 1: Generación de Código G para impresión de Pieza 1

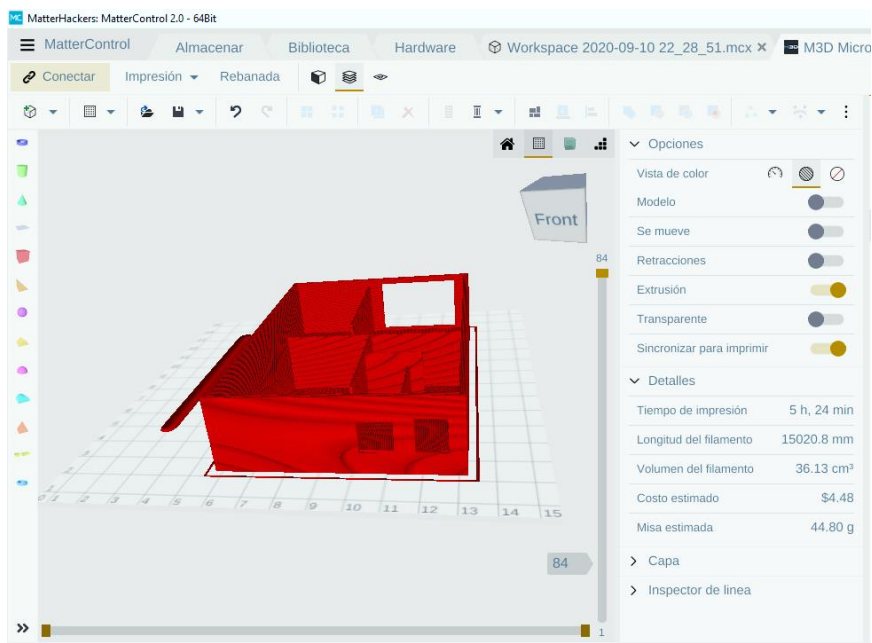


Figura 2: Generación de Código G para impresión de Pieza 2

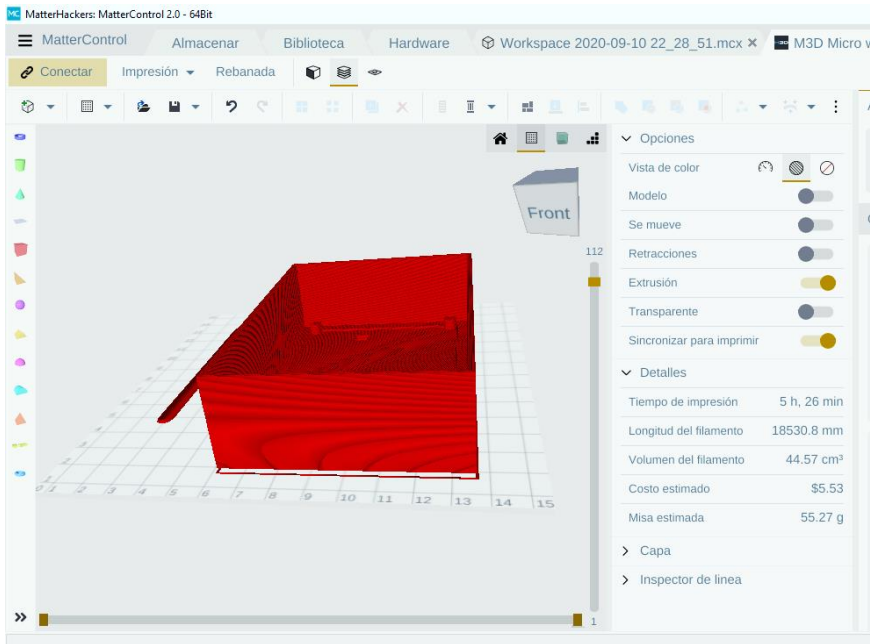


Figura 3: Generación de Código G para impresión de Pieza 3

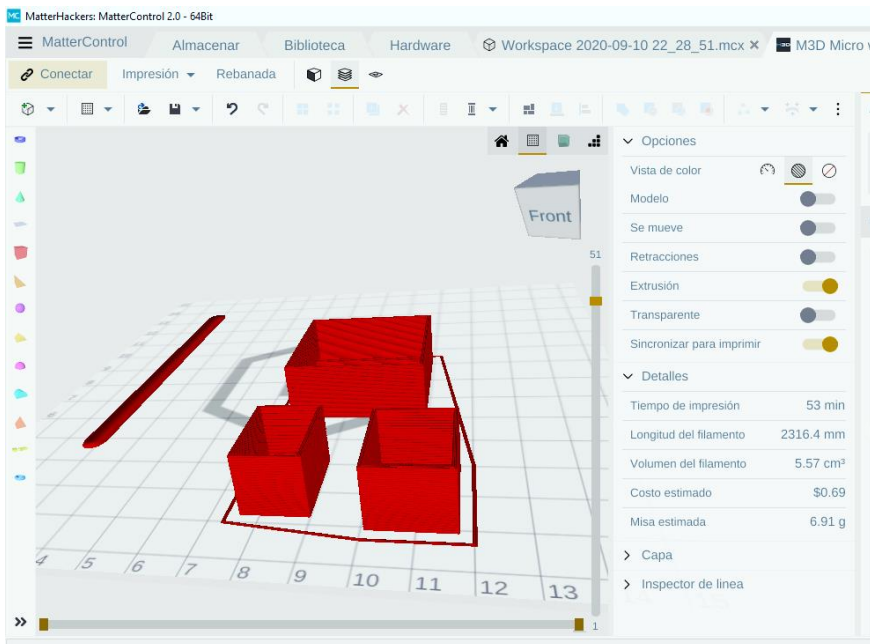


Figura 4: Generación de Código G para impresión de carcasas de sensores y pantalla oled

MONITOR DE SIGNOS VITALES



Manual de Usuario

Erika Escobar Espín

ESPOCH

2021



CONTENIDO

1.	Introducción	3
2.	Datos técnicos	3
3.	Precauciones	4
4.	Descripción del dispositivo.....	4
5.	Conexiones.....	5
6.	Funcionamiento del dispositivo.....	6
7.	Requisitos del sistema para la aplicación Monitor Signos Vitales.....	7
8.	Transferencia de los valores de medición por Bluetooth.....	7
9.	Limpieza y mantenimiento.....	7
10.	Solución de problemas	8

1. Introducción

En el manual se detalla el funcionamiento y componentes del dispositivo que permite medir los signos vitales de temperatura frecuencia cardiaca y saturación de oxígeno. El dispositivo cuenta con el microcontrolador ATmega328 de placa Arduino Pro Mini, que lleva una programación en lenguaje C++ destinado a recibir los datos de los sensores, procesarlos y enviarlos a la pantalla del dispositivo y a la aplicación móvil.

Los signos vitales medidos de: temperatura está expresada en grados centígrados (°C), saturación de oxígeno SpO₂ expresada en porcentaje (%) y frecuencia cardiaca expresado en latidos por minuto (bpm). Entre los componentes principales están: el sensor infrarrojo MLX90614, el sensor pulsioxímetro MAX30100, el Display Oled 96”.

El propósito de este Manual es facilitar al usuario la operación del dispositivo y configuración del mismo.

2. Datos técnicos

Método de medición	Medición no invasiva de la temperatura corporal, concentración de oxígeno arterial de la hemoglobina y del pulso en el dedo.
Rango de medición	Temperatura -20 a 120 °C, SpO ₂ 30 – 100%, Pulso 30 – 220 pulsaciones por minuto.
Exactitud	Temperatura 0,45 °C , SpO ₂ 1,4 % , Pulso 1,13 bpm.
Confiabilidad	~ 99%
Medidas	Largo 7,5 cm x ancho 10,5 cm x alto 8,5 cm
Peso	aprox. 202 g (sin batería)
Sensor para la medición de temperatura	Sensor infrarrojos
Sensores para la medición de SpO ₂	Luz roja (longitud de onda 660 nm); infrarrojos (longitud de onda 905 nm); diodo receptor de silicio
Fuente de tensión	Batería 9 voltios, Fuente 5 voltios
Humedad de operación	Máxima 75% RH.
Transferencia de datos por Bluetooth	El dispositivo utiliza bluetooth, banda de frecuencia 2,4 GHz, compatible para smartphones/Tablet sistema operativo Android.

3. Precauciones



Conectar el módulo a una fuente de voltaje de 5 v o una batería de 9 v, con el fin de evitar averías en el dispositivo.



Evitar exponer al dispositivo a descargas electrostáticas.



No mojar el dispositivo



Solo el personal que conoce el dispositivo puede realizar el mantenimiento o reparación del mismo.

4. Descripción del dispositivo



Figura 1: Vista frontal del dispositivo



Figura 2: Vista lateral del dispositivo

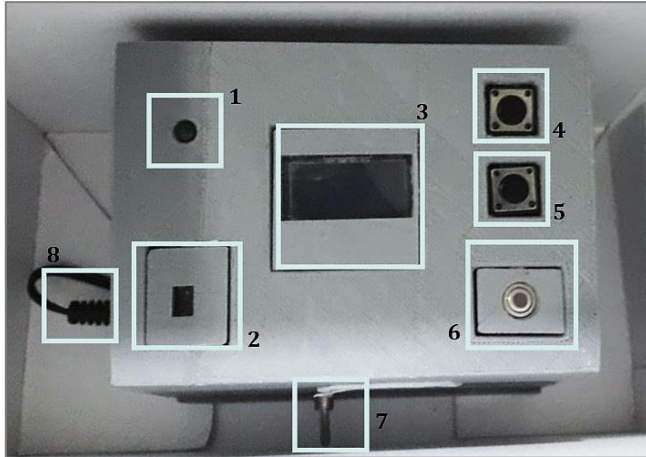


Figura 3: Vista superior del dispositivo

Las partes principales del dispositivo son:

Nº	Descripción
1	Luz indicadora de dispositivo conectado.
2	Sensor de pulso y oxigenación de sangre
3	Pantalla del prototipo
4	Botón para la actualización de valores de saturación de oxígeno y frecuencia cardiaca
5	Botón para la actualización de valores temperatura
6	Sensor infrarrojo
7	Interruptor de encendido
8	Jack de alimentación del dispositivo

5. Conexiones

En caso de desconectarse los cables con los pines del Arduino Pro mini y de la placa, a continuación, se muestra como conectar los componentes en sus respectivas tablas:

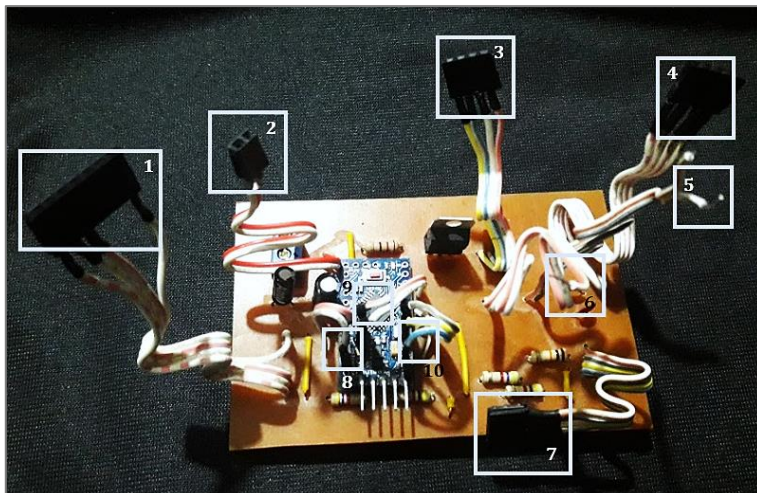


Figura 4: Placa del dispositivo

N°	Componente	Conexión
1	Sensor MAX30100	Vcc, Scl, Sda, Gnd
2	Led	Gnd, Vcc
3	Display Oled 0.96"	Sda, Scl, Gnd, Vcc
4	Sensor MLX90614	Sda, Scl, Gnd, Vcc
5	Pulsador 1	Pulsador 1
6	Pulsador 2	Pulsador 2
7	Modulo Bluetooth HC-06	Vcc, Gnd, Rx
8	Alimentación Arduino	Vcc, Gnd
9	Comunicación I2C	Sda, Scl
10	Otros pines	D3, Reset, Tx

6. Funcionamiento del dispositivo

Para empezar a utilizar el dispositivo se debe alimentar con una fuente de 5 voltios o colocando una batería de 9 voltios en el adaptador lateral, se debe mover el interruptor a modo encendido, una vez encendido el dispositivo la luz verde indicara que se puede manipular.

Directamente se obtendrá el valor de temperatura por lo que el paciente debe colocar su muñeca frente al sensor infrarrojo, a continuación, se debe colocar el dedo izquierdo sobre la luz roja del sensor de frecuencia cardiaca, para visualizar las mediciones en la pantalla se debe presionar el pulsador 1, para volver a medir la temperatura se presiona el Pulsador 2, y así sucesivamente dependiendo del valor que se desea visualizar



Figura 5: Dispositivo en funcionamiento

7. Requisitos del sistema para la aplicación *Monitor Signos Vitales*

- Sistema operativo Android
- Bluetooth

8. Transferencia de los valores de medición por Bluetooth

La manipulación de la aplicación móvil empieza por la instalación en el Smartphone, a continuación, se debe vincular el dispositivo bluetooth una vez encendido el dispositivo, cuando se lo haya vinculado, se abre la aplicación, se selecciona el dispositivo Monitor_SV en la lista, y los datos se visualizan en la Pantalla del móvil, para cerrar la aplicación se desconecta el módulo bluetooth, y se cierra la aplicación.



Figura 6: Aplicación móvil

9. Limpieza y mantenimiento

- No sumerja el dispositivo en agua por ningún motivo.
- Después de cada medición, limpie la superficie del sensor con luz led roja con un paño húmedo con alcohol.
- Si la pantalla empieza a parpadear, cambie la batería.
- Si no está utilizando el dispositivo, apáguelo para no gastar la batería.

10. Solución de problemas

Problema	Posible causa	Solución
El monitor no muestra ningún valor.	La batería está descargada.	Cambiar la batería.
	La batería está mal conectada.	
	La fuente no está conectada correctamente.	Revisar la conexión de la fuente.
Los valores mostrados de frecuencia cardíaca y saturación de oxígeno presentan grandes saltos.	La circulación sanguínea del dedo no es suficiente.	<p>Verificar que:</p> <ul style="list-style-type: none"> El dedo no esté con esmalte, suciedad o vendaje El dedo no se encuentre húmedo El brazo esta con brazalete de medición de presión arterial El dedo sea demasiado grueso El dedo posea quemaduras o cicatrices. El paciente este demasiado inquieto.
	El dedo es demasiado pequeño o demasiado grande.	La medida del dedo debe tener una anchura de 10 a 20 mm.
	El dedo, la mano o el cuerpo está en movimiento.	Mantener inmóvil el dedo, la mano o el cuerpo durante la medición.
	Alteraciones de ritmo cardiaco.	Buscar atención médica.
Los valores mostrados de temperatura muestran valores fuera del rango promedio.	El sensor de temperatura puede estar obstaculizada por cabello, transpiración, cosméticos, relojes, entre otros.	Elimina todas las obstrucciones antes de tomar la temperatura.
	El lugar de medición presenta flujo de aire.	Evitar los flujos de aire antes de iniciar con la medición de temperatura.
	La distancia de medición es demasiado lejos.	Mantener una distancia entre el sensor y el cuerpo de 5 cm a 15 cm.
No se visualizan los datos en la aplicación móvil.	No se logró una conexión con el módulo bluetooth.	Oprimir el botón de desconectar y después conectar con el módulo.
	La fuente de alimentación no está conectada correctamente.	Verificar la carga de la batería.



**ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE
CHIMBORAZO**



**DIRECCIÓN DE BIBLIOTECAS Y RECURSOS
PARA EL APRENDIZAJE Y LA INVESTIGACIÓN**

UNIDAD DE PROCESOS TÉCNICOS
REVISIÓN DE NORMAS TÉCNICAS, RESUMEN Y BIBLIOGRAFÍA

Fecha de entrega: 18 / 03 / 2021

INFORMACIÓN DE LA AUTOR/A (S)
Nombres – Apellidos: Erika Yajaira Escobar Espín
INFORMACIÓN INSTITUCIONAL
Facultad: INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA
Carrera: INGENIERÍA ELECTRÓNICA Y AUTOMATIZACIÓN
Título a optar: INGENIERA EN ELECTRÓNICA Y AUTOMATIZACIÓN
f. Analista de bibliotecas responsable: Lcdo. Holger Ramos, MSc.



Firmado electrónicamente por:
**HOLGER GERMAN
RAMOS UVIDIA**

0693-DBRAI-UPT-2021