



UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO

FACULTAD DE INGENIERÍA EN SISTEMAS ELECTRÓNICA E INDUSTRIAL

CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA Y COMUNICACIONES

Tema:

“SISTEMA AMBULATORIO PARA EL CONTROL DE SIGNOS VITALES Y PREVENCIÓN DE LA DIABETES MELLITUS”

Trabajo de Graduación Modalidad: Proyecto de Investigación, presentado previo la obtención del título de Ingeniero en Electrónica y Comunicaciones

SUBLINEA DE INVESTIGACION: Comunicaciones Inalámbricas

AUTOR: Diana Mary Anchaluisa Abril

TUTOR: Ing. Marco Antonio Jurado Lozada, Mg.


Ambato - Ecuador

Octubre - 2018

APROBACIÓN DEL TUTOR

En mi calidad de Tutor del Trabajo de Investigación sobre el tema: “SISTEMA AMBULATORIO PARA EL CONTROL DE SIGNOS VITALES Y PREVENCIÓN DE LA DIABETES MELLITUS”, de la señorita Diana Mary Anchaluisa Abril, estudiante de la Carrera de Ingeniería en Electrónica y Comunicaciones, de la Facultad de Ingeniería en Sistemas, Electrónica e Industrial, de la Universidad Técnica de Ambato, considero que el informe investigativo reúne los requisitos suficientes para que continúe con los trámites y consiguiente aprobación de conformidad con el numeral 7.2 de los Lineamientos Generales para la aplicación de Instructivos de las Modalidades de Titulación de las Facultades de la Universidad Técnica de Ambato.

Ambato, octubre del 2018



EL TUTOR
Ing. Marco Jurado, Mg.

AUTORÍA

El presente Proyecto de Investigación titulado: “SISTEMA AMBULATORIO PARA EL CONTROL DE SIGNOS VITALES Y PREVENCIÓN DE LA DIABETES MELLITUS”, es absolutamente original, auténtico y personal, en tal virtud, el contenido, efectos legales y académicos que se desprenden del mismo son de exclusiva responsabilidad del autor.

Ambato, octubre del 2018



Diana Mary Anchaluisa Abril
CC:1804488748

DERECHOS DE AUTOR

Autorizo a la Universidad Técnica de Ambato, para que haga uso de este Trabajo de Titulación como un documento disponible para la lectura, consulta y procesos de investigación.

Cedo los derechos de mi Trabajo de Titulación, con fines de difusión pública, además autorizo su reproducción dentro de las regulaciones de la Universidad.

Ambato, octubre del 2018



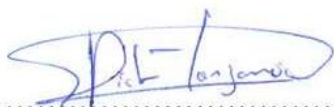
Diana Mary Anchaluisa Abril
CC:1804488748

APROBACIÓN DE LA COMISIÓN CALIFICADORA

La Comisión Calificadora del presente trabajo conformada por los señores docentes Ing. Santiago Manzano e Ing. Patricio Córdova , revisó y aprobó el Informe Final del Proyecto de Investigación titulado “SISTEMA AMBULATORIO PARA EL CONTROL DE SIGNOS VITALES Y PREVENCIÓN DE LA DIABETES MELLITUS”, presentado por la señorita Diana Mary Anchaluisa Abril de acuerdo al numeral 9.1 de los Lineamientos Generales para la aplicación de Instructivos de las Modalidades de Titulación de las Facultades de la Universidad Técnica de Ambato.



.....
Ing. Elsa Pilar Urrutia, Mg.
PRESIDENTA DEL TRIBUNAL



.....
Ing. Santiago Manzano, Mg.
DOCENTE CALIFICADOR



.....
Ing. Patricio Córdova, Mg
DOCENTE CALIFICADOR

Dedicatoria

El presente proyecto lo dedico a Dios por permitirme alcanzar cada una de las metas de mi vida, a mis padres Tobías y Margarita por ser un apoyo incondicional, con su esfuerzo guiarme y salir adelante, a mis hermanos Alex y Belén por brindarme en cada momento una palabra de aliento en la culminación de este proyecto, a mis abuelitos Eufemia y Manuel por enseñarme a ser una persona fuerte, por su cariño y por su guía al inspirarme en mi tesis, a mis maestros por el conocimiento brindado en mi vida estudiantil para alcanzar cada uno de mis objetivos.

Diana Anchaluisa Abril

Agradecimiento

Le agradezco a Dios por darme la vida, ser mi fortaleza en los momentos difíciles para seguir adelante y no darme por vencida.

A mis padres por ser un apoyo incondicional en la universidad, por nunca dejarme sola brindándome sus consejos, sus bendiciones y sobre todo, su cariño.

A mi familia por darme una palabra de aliento para seguir adelante y culminar mi proyecto de investigación.

A mi tutor Ing. Marco Jurador por su guía y apoyo académico en la culminación del proyecto de tesis al no dudar en ayudarme.

A mi Facultad por ser quien me ha enseñado los conocimientos en mi vida estudiantil y conocer personas que siempre me han dado una palabra de aliento para culminar mi proyecto.

Diana Anchaluisa Abril

INDICE

APROBACIÓN DEL TUTOR.....	ii
AUTORÍA.....	iii
DERECHOS DE AUTOR	iv
APROBACIÓN DE LA COMISIÓN CALIFICADORA	v
Dedicatoria	vi
Agradecimiento	vii
Resumen	xv
Introducción	xx
CAPÍTULO I.....	22
PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN.....	22
1.1. Tema de Investigación	22
1.2. Planteamiento del Problema	22
1.3. Delimitación.....	24
1.4. Justificación.....	24
1.5. Objetivos.....	26
1.5.1. Objetivo General.....	26
1.5.2. Objetivos Específicos	26
CAPÍTULO II	27
MARCO TEÓRICO	27
2.1. Antecedentes Investigativos	27
2.2. Fundamentación Teórica	30
2.2.1. Sistemas de Comunicación.....	30
2.2.2. Sistemas de control	31
2.2.3. Sensores.....	32

2.2.4. Tecnologías Inalámbricas.....	35
2.2.5. Entornos de Desarrollo Integrado (IDE)	38
2.2.6. Sistema Ambulatorio	39
2.2.7. Diabetes Mellitus.....	39
2.2.8. Sistemas de Medición de la Glucosa.....	42
2.2.9. Glucómetro	43
2.2.10. Signos Vitales.....	44
2.3. Propuesta de Solución	48
CAPITULO III	49
METODOLOGÍA	49
3.1. Modalidad de la Investigación	49
3.2. Recolección de la Información.....	49
3.3. Procesamiento y Análisis de Datos	49
3.4. Desarrollo del Proyecto	50
CAPÍTULO IV	51
DESARROLLO DE LA PROPUESTA.....	51
4.1. Introducción	51
4.2. Análisis de factibilidad	52
4.2.1. Factibilidad técnica.....	52
4.2.2. Factibilidad económica.....	52
4.2.3. Factibilidad bibliográfica.....	52
4.3. Requerimientos	52
4.4. Diagrama de Bloques del Sistema Ambulatorio	53
4.5. Análisis y selección de dispositivos para la medición de los signos vitales y la diabetes	54

4.6. Diagrama esquemático del Sistema Ambulatorio	59
4.6.1. Adquisición de las señales de los sensores y equipos	60
4.6.2. Flujogramas de procesos	78
4.6.3. Almacenamiento	81
4.6.4. Visualización	84
4.7. Construcción del Dispositivo	85
4.7.1. Diagramas Esquemáticos	86
4.7.2. Diagramas PCB	86
4.7.3. Placa Electrónica	87
4.8. Pruebas de Funcionamiento	88
4.9. Interpretación de Resultados	92
4.10. Presupuesto	100
CAPÍTULO V	103
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	103
5.1. Conclusiones	103
5.2. Recomendaciones	104
Bibliografía	105
Anexos	111

INDICE DE FIGURAS

Fig. 2. 1 Sistema de Comunicación	30
Fig. 2. 2 Esquema general de un sistema	31
Fig. 2. 3 Sistemas de control de lazo abierto	32
Fig. 2. 4 Sistemas de control de lazo cerrado	32
Fig. 2. 5 Clasificación de las Tecnologías Inalámbricas de la Comunicación	38
Fig. 2. 6 Entorno de Desarrollo Integrado	39
Fig. 2. 7 Niveles de Glucosa	40
Fig. 2. 8 Zonas de punción aptas	42
Fig. 2. 9 Glucómetro con tiras reactivas	43
Fig. 2. 10 Puntos atómicos de la medición de la presión arterial	46
Fig. 4. 1 Diagrama de Bloques de los requerimientos del sistema	53
Fig. 4. 2 Diagrama de bloques del Sistema Ambulatorio	53
Fig. 4. 3 Diagrama esquemático del sistema ambulatorio	60
Fig. 4. 4 Tensiómetro de brazo OMRON HEM-7130	60
Fig. 4. 5 Parte interna de la placa central del tensiómetro	61
Fig. 4. 6 Características técnicas de la placa central del tensiómetro	61
Fig. 4. 7 Distribución de pines de la Memoria EEPROM 24C08	62
Fig. 4. 8 Conexión tensiómetro OMRON con NodeMCU.....	62
Fig. 4. 9 Circuito esquemático de conexión del Tensiómetro.....	63
Fig. 4. 10 Circuito esquemático del sensor de temperatura	65
Fig. 4. 11 Curva característica del sensor de temperatura PT-100.....	65
Fig. 4. 12 Valores linealizados de la temperatura	67
Fig. 4. 13 Circuito de Temperatura	67
Fig. 4. 14 Glucómetro ACCU-CHEK Instant	68
Fig. 4. 15 Glucómetro ACCU-CHEK Instant parte interna.....	69
Fig. 4. 16 Placa interna del glucómetro	69
Fig. 4. 17 nRF Toolbox con la vista original	71
Fig. 4. 18 nRF Toolbox modificado.....	73
Fig. 4. 19 Análisis de los registros del Glucómetro	74

Fig. 4. 20	Interfaz de la aplicación nRF Connect.....	75
Fig. 4. 21	Análisis del registro 0x1800	76
Fig. 4. 22	Análisis del registro 0x1808	77
Fig. 4. 23	Datos del glucómetro	78
Fig. 4. 24	Diagrama de Flujo de Presión y Pulso arterial	79
Fig. 4. 25	Diagrama de Flujo de Temperatura	80
Fig. 4. 26	Diagrama de Flujo de Glucosa.....	81
Fig. 4. 27	Conexión de la Raspberry pi 3 modelo B	82
Fig. 4. 28	Visualización de phpMyAdmin	83
Fig. 4. 29	Configuración de WordPress	84
Fig. 4. 30	Servidor en WordPress	84
Fig. 4. 31	Diseño gráfico del Sistema Ambulatorio.....	85
Fig. 4. 32	Diagrama Esquemático NodeMCU	86
Fig. 4. 33	Diagrama PBC	87
Fig. 4. 34	Placa Electrónica	87
Fig. 4. 35	Prototipo final	88
Fig. 4. 36	Signos vitales con el prototipo.....	89
Fig. 4. 37	Datos almacenados en la base de datos	89
Fig. 4. 38	Datos almacenados de la presión sistólica.....	90
Fig. 4. 39	Datos almacenados de la presión diastólica.....	90
Fig. 4. 40	Datos almacenados del pulso arterial.....	91
Fig. 4. 41	Datos almacenados de la temperatura corporal	91
Fig. 4. 42	Medición de la glucosa	92
Fig. 4. 43	Medición de la glucosa en la aplicación	92
Fig. 4. 44	Analisis de valores de la presión sistolica	94
Fig. 4. 45	Analisis de valores de la presión diastolica	95
Fig. 4. 46	Analisis de valores del pulso arterial	96
Fig. 4. 47	Analisis de valores de la temperatura corporal	97
Fig. 4. 48	Analisis de valores de la temperatura corporal modificado.....	99
Fig. 4. 49	Medición de la glucosa en la aplicación	100

Fig. 5. 1 Prototipo parte frontal.....	113
Fig. 5. 2 Prototipo parte lateral.....	113
Fig. 5. 3 Prototipo parte posterior	114
Fig. 5. 4 Prototipo finalizado.....	114
Fig. 5. 5 Ubicación del brazalete y sensor de temperatura	115
Fig. 5. 6 Datos obtenidos del prototipo.....	115
Fig. 5. 7 Medición de la glucosa	116
Fig. 5. 8 Conexión del glucómetro y el celular vía Bluetooth	116
Fig. 5. 9 Envío de datos al celular.....	117
Fig. 5. 10 Visualización de la información	117

INDICE DE TABLAS

Tabla 2. 1 Aplicación de los sensores	35
Tabla 2. 2 Presión arterial normal	45
Tabla 2. 3 Niveles de la hipertensión arterial.....	45
Tabla 2. 4 Valores normales de Pulso Arterial	47
Tabla 2. 5 Valores normales de temperatura.....	48
Tabla 4. 1 Características técnicas de Tensiometro	55
Tabla 4. 2 Características técnicas de sensores de temperatura.....	56
Tabla 4. 3 Características técnicas de glucómetros.....	57
Tabla 4. 4 Características técnicas de placas electrónicas	58
Tabla 4. 5 Características técnicas de servidores	59
Tabla 4. 6 Lectura de los bancos de memoria.....	63
Tabla 4. 7 Características técnicas de sensores de temperatura.....	64
Tabla 4. 8 Valores de la temperatura registrada con un termometro digital y de la termocupla PT-100.....	66
Tabla 4. 9 Valores de la temperatura registrada.....	66
Tabla 4. 10 Valores recalculados a partir de la ecuacion 3	67
Tabla 4. 11 Analisis de los registros del Glucómetro	74
Tabla 4. 12 Analisis del registro 0x180A.....	75
Tabla 4. 13 Analisis del registro 0x1800	76
Tabla 4. 14 Analisis del registro 0x1808	77
Tabla 4. 15 Analisis de valores de la presión sistolica.....	93
Tabla 4. 16 Analisis de valores de la presión diastolica	94
Tabla 4. 17 Analisis de valores al pulso arterial	95
Tabla 4. 18 Analisis de valores de la temperatura corporal	96
Tabla 4. 19 Analisis de valores de error general	97
Tabla 4. 20 Analisis de la temperatura corporal modificada	98
Tabla 4. 21 Analisis de valores de error general modificada.....	99
Tabla 4. 22 Presupuesto del diseño del sistema	101
Tabla 4. 23 Presupuesto de la construcción del sistema	101
Tabla 4. 24 Presupuesto total del sistema	102

Resumen

El presente trabajo de investigación propone el diseño de un dispositivo electrónico portátil para la prevención y control de la Diabetes Mellitus en cualquier instante que le paciente requiera conocer su nivel de glucosa, el sistema ambulatorio incluye sensores, dispositivos y equipos para el control de signos vitales como: presión arterial, pulso arterial y temperatura corporal. La información recolectada por los diferentes componentes es enviada a un servidor web implementado en una Raspberry pi, la misma que se puede visualizar y gestionar a través de diferentes dispositivos con acceso inalámbrico a la red bajo el estándar WI-FI. De esta manera se tiene un control adecuado tanto de la Diabetes Mellitus como de los signos vitales reduciendo recursos en tiempo y dinero.

Palabras clave: Diabetes, servidor web, Raspberry, WI-FI.

Abstract

The present research project proposes the design of a portable electronic device for the prevention and control of Diabetes Mellitus at any time the patient needs to know their glucose level, the ambulatory system includes sensors, devices and equipment for the control of vital signs as: blood pressure, arterial pulse and body temperature. The information collected by the different components is sent to a web server implemented in a Raspberry pi, which can be viewed and managed through different devices with wireless access to the network under the WI-FI standard. In this way, we have adequate control of both Diabetes Mellitus and vital signs, reducing resources in time and money.

Keywords: Diabetes, web server, Raspberry, WI-FI

Glosario de Términos y Acrónimos

A/D: Analog/Digital (Análogo/Digital)

ADC: Analog to Digital Converter (Convertidor Análogo a Digital)

AM: Amplitud Modulada

Android: Sistema operativo destinado para teléfonos móviles basado en un núcleo de Linux.

Arduino: Plataforma de hardware libre, constituida por una placa con un microcontrolador AVR con pines de entrada y salida y un entorno de desarrollo de libre acceso de baja complejidad de uso.

API: Application Programming Interface (Interfaz de Programación de Aplicaciones)

ASCII: American Standard Code for Information Interchange (Código Estándar Estadounidense para el Intercambio de Información)

Bit: Binary Digit (Digito Binario)

BLE: Bluetooth Low Energy (Bluetooth de Baja Energía)

DM: Diabetes Mellitus

ENSANUT: Encuesta Nacional de Salud y Nutrición

EEPROM: Electrical Erasable Programmable Read-Only Memory (Memoria Eléctricamente programable y borrrable de sólo lectura)

FM: Frecuencia Modulada

GPRS: General Packet Radio Service (Paquete general de servicio de radio)

GSM: Global System for Mobile Communications (Sistema Global para Comunicaciones Móviles)

GND: Ground (Tierra)

GUI: Graphical User Interface (Interfaz Gráfica de Usuario)

Hardware: Conjunto de elementos o materiales físicos que constituyen un sistema electrónico informático.

HDMI: High Definition Multimedia Interface (Interfaz Multimedia de Alta Definición)

HMI: Human Machine Interface (Interfaz Humano Máquina)

IDE: Integrated Development Environment (Entorno de Desarrollo Integrado)

IEEE: Institute of Electrical and Electronics Engineers (Instituto de Ingenieros Eléctricos y Electrónicos)

INEC: Instituto Nacional de Estadísticas y Censos.

IoT: Internet of Things (Internet de las Cosas), hace referencia a la interconexión de objetos comunes y cotidianos con internet

I2C: Inter Integrated Circuit

LAMP: Linux, Apache, MySQL y PHP

LAN: Wireless Local Area Network (Red Inalámbrica Local)

LCD: Liquid Crystal Display (Pantalla de Cristal Líquido)

LED: Light Emitting Diode (Diodo emisor de luz)

Mbps: Megabit por segundo

mm: milímetros

Mmol/l: mili mol por litro

MmHg: milímetros de mercurio

Mg/dl: miligramo por decilitro

MPS: Ministerio de Salud Pública.

MySQL: Sistema de gestión de bases de datos relacional desarrollado bajo licencia dual

NodeMCU: Tarjeta de desarrollo y firmware de código abierto que te ayudara a desarrollar prototipos o proyectos

OMS: Organización Mundial de Salud

PAS: presión arterial sistólica

PAD: presión arterial diastólica

PCB: Printed Circuit Board (Placa de circuito impreso)

PIC: Peripheral Interface Controller (Controlador de interfaz periférico)

PHP: Hypertext Preprocessor (Preprocesador de Hipertexto)

RAM: Random Access Memory (Memoria de acceso aleatorio)

RFID: Radio Frequency Identification

SCL: Serial Clock Input (Entrada de reloj serie)

SDA: Serial Data (Datos en serie)

Sensor: dispositivo capaz de detectar magnitudes físicas o químicas y convertirlas en variables de naturaleza eléctrica.

SIM: Subscriber Identity Module

UART: Universal Asynchronous Receiver-Transmitter (Receptor-Transmisor Asíncrono Universal)

UMTS: Universal Mobile Telecommunications System

USB: Universal Serial Bus

VCC: Voltage Continuous Current (Voltaje de corriente continua)

Wearable Computing: prendas electrónicas usables que permiten al individuo usarlas por arriba o debajo de la vestimenta

WI-FI: Wireless Fidelity (Fidelidad Inalámbrica)

WiMAX: World Interoperability for Microwave Access (Interoperabilidad mundial para acceso por microondas)

WLAN: Wireless Local Area Network (Red Inalámbrica de Área Local)

WMAN: Wireless Metropolitan Area Network (Red Inalámbrica de Área Metropolitana)

WPAN: Wireless Personal Area Network (Red Inalámbrica de Área Personal)

WWAN: Wireless Wide Area Network (Red Inalámbrica de Área Extensa)

Introducción

El presente proyecto de investigación se refiere a que en la actualidad uno de los problemas a los que se enfrenta la población es la Diabetes Mellitus, considerada como una de las enfermedades con mayores índices de mortalidad [1].

Todos los tipos de diabetes pueden provocar complicaciones en muchas partes del organismo e incrementar el riesgo general de muerte prematura. Entre las posibles complicaciones se incluyen: ataques cardíacos, accidentes cerebrovasculares, insuficiencia renal, amputación de piernas, pérdida de visión y daños neurológicos. Durante el embarazo, si la diabetes no se controla de forma adecuada, aumenta el riesgo de muerte fetal y otras complicaciones [2].

El propósito de la investigación es proveer un dispositivo portátil para las personas, siendo utilizado para realizar un control de la diabetes mellitus y los signos vitales, permitiendo que las personas realicen sus actividades con normalidad. El sistema emplea sensores, dispositivos y equipos para monitorear los signos vitales como son: presión arterial, pulso arterial o frecuencia cardíaca y temperatura corporal, además tiene un glucómetro que permite obtener el nivel de la glucosa en la sangre. Los datos son obtenidos son almacenados en una base de datos en MySQL y en un servidor web asociado con WordPress que permite que se almacenen los datos en diferentes dispositivos inalámbricos conectados a la red WI-FI para que el usuario visualice la información almacenada. A continuación, se realiza una descripción de los capítulos que contiene el proyecto de investigación.

El primer capítulo contiene el detalle de la problemática actual existente en la población como es la enfermedad Diabetes Mellitus con dicha enfermedad se debe tener un control de los signos vitales, la justificación y los objetivos correspondientes para el desarrollo del proyecto.

El segundo capítulo detalla los antecedentes investigativos de la Diabetes Mellitus al igual que investigaciones sobre el monitoreo de signos vitales a través de tecnologías existentes en el mercado, en este capítulo se desarrolla el marco teórico basado en el tema de investigación.

El tercer capítulo se describe las técnicas de investigación utilizadas con el propósito de obtener información y realizar el análisis de las etapas de desarrollo del proyecto de investigación.

El cuarto capítulo contempla el diseño y desarrollo del sistema ambulatorio para el control de signos vitales y prevención de la diabetes mellitus.

El quinto capítulo contiene las conclusiones y recomendaciones obtenidas en el desarrollo del proyecto de la implementación del sistema ambulatorio para el control de signos vitales y prevención de la diabetes mellitus.

CAPÍTULO I

PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

1.1. Tema de Investigación

“SISTEMA AMBULATORIO PARA EL CONTROL DE SIGNOS VITALES Y PREVENCIÓN DE LA DIABETES MELLITUS”

1.2. Planteamiento del Problema

En la actualidad uno de los problemas que enfrenta la población es la Diabetes Mellitus, considerada como una de las enfermedades con mayores índices de mortalidad según el informe de la Diabetes de la Organización Mundial de la Salud (OMS) del 2014, el mismo indica que el número de personas que padecen Diabetes ha aumentado considerablemente de 108 millones en 1980 a 422 millones en 2014; de la misma forma se presenta un incremento sustancial de la prevalencia del 4,7% en 1980 al 8,5% en el 2014 en personas mayores a 18 años. La enfermedad de la Diabetes se ha expandido con mayor rapidez en los países de ingresos económicos medianos per cápita de 1046 a 12735 dólares anual y en países ingresos económicos bajos de 1046 dólares o menos per cápita, teniendo en cuenta los datos umbrales en el 2014 [3] [4].

La diabetes es una de las causas más comunes de ceguera, insuficiencia renal, infarto de miocardio, accidente cardiovascular y amputación de miembros inferiores, la OMS estima que en el 2015 la diabetes fue la causa de muerte de 1,6 millones de personas; por lo que la diabetes será la séptima causa de mortalidad en el 2030. Para que la Diabetes Tipo II se pueda prevenir se aconseja que las personas tengan una dieta saludable, peso corporal normal, realicen actividad física regular y eviten el consumo de tabaco, con lo cual se lograría retrasar la aparición de la enfermedad [3].

Según la Encuesta Nacional de Salud y Nutrición (ENSANUT) en el Ecuador, la prevalencia de diabetes es de 2.7% en la población de 10 a 59 años, este porcentaje es

obtenido de la submuestra probabilística de la población total del Ecuador, la cual va subiendo a partir de los 30 años, de esta forma a los 50 años uno de cada diez ecuatorianos ya tendrá diabetes [5].

En el Ecuador de acuerdo con el informe de proyección de la población presentada por el Instituto Nacional de Estadísticas y Censos (INEC) y el Anuario de Estadísticas Vitales - Nacimientos y Defunciones en el año 2014, la Diabetes Mellitus es la segunda causa de muerte con 4.401 casos, representada con el 6,99% del total de la población. En la población masculina la Diabetes Mellitus es la tercera causa de muerte con 5,84% y en las mujeres la primera causa de muerte con un 8,41%. Teniendo que solo en personas mayores a los 65 años hay un total de 3052 casos de diabetes mellitus, sin contar con la población que desconoce que posee esta enfermedad [6]

Es importante mencionar que en el estudio realizado por el Instituto Nacional de Estadística y Censos (INEC) se concluye que Ambato es la ciudad con mayor estabilidad económica del país, como ejemplo de la estabilidad económica en la misma se tiene 2 empresas que tratan de mejorar la calidad de vida de las personas que tienen Diabetes Mellitus, de las cuales la primera empresa fabrica zapatos, plantillas especiales y manufacturación de medias para los diabéticos mientras que la segunda elabora pan para un consumo sano de estas personas [7].

En la normativa del Ministerio de Salud Pública (MSP) realizado en el año 2014 se garantiza el derecho a la salud y la buena vida de las personas, por lo cual es deber del estado y sus organismos velar por el bienestar de la población. Los pacientes que padecen Diabetes son generalmente marginados de los servicios de la salud, excluidos de los beneficios laborales y sociales, por lo que la carga económica de la diabetes aumenta con el tiempo debido a que esta enfermedad es costosa, aun mas cuando se debe gastar en visitas médicas, gastos de laboratorio y medicinas, lo que significa que las personas con diabetes deben mantenerse solas o acudir a sus familiares más cercanos para solventar estos gastos, ya que no todas las personas cuentan con un seguro médico para obtener los beneficios de salud [8] [9].

1.3. Delimitación

DELIMITACIÓN DE CONTENIDOS

Área Académica:	Comunicaciones
Línea de Investigación:	Tecnologías de Información y Comunicación
Sub línea de Investigación:	Comunicaciones Inalámbricas.

DELIMITACIÓN ESPACIAL

El presente proyecto se desarrolló en la Facultad de Ingeniería en Sistemas, Electrónica e Industrial.

DELIMITACIÓN TEMPORAL

La presente investigación se desarrolló en el período septiembre 2017 – agosto 2018 de acuerdo con lo establecido en el Reglamento de graduación para obtener el título terminal de tercer nivel de la Universidad Técnica de Ambato.

1.4. Justificación

Considerando que la enfermedad de “Diabetes Mellitus”, en el Ecuador no tiene un adecuado control y prevención por parte de los pacientes, surge la necesidad de desarrollar una solución que mejoraría sustancialmente la calidad de vida de los pacientes que poseen esta enfermedad.

El propósito principal de esta investigación está enfocado en el control y prevención de la diabetes mellitus, debido a que se ha convertido en una de las principales enfermedades que causa la muerte en las personas afectadas.

Todas las complicaciones y consecuencias que suelen presentarse como resultado de la enfermedad, tales como ceguera, hipertensión arterial, daños renales, arterosclerosis, entre otras, son provocadas por la falta de un tratamiento apropiado o por descuidos de los

propios pacientes. Generalmente, un paciente con diabetes estable no requiere de hospitalización, sin embargo, es indispensable llevar a cabo controles periódicos para vigilar su estado de salud y prevenir futuras complicaciones [10].

Una de las razones que llevaron al desarrollo de este proyecto, es el interés y necesidad de ayudar a las personas que padecen esta enfermedad mediante la aplicación de nuevas tecnologías en electrónica y comunicaciones enfocadas en la medicina ya que se puede controlar y prevenir el avance de esta enfermedad. La utilidad de esta investigación está enfocada en controlar y prevenir la diabetes mellitus en personas que tengan antecedentes de diabetes o presenten cuadros de obesidad. Así se podrá realizar un análisis rápido para que los pacientes mejoren su calidad de vida, siendo este el principal beneficio del presente proyecto de investigación.

En esta investigación se emplearon herramientas y dispositivos para la medición de la glucosa, permitió determinar los signos vitales de relevancia como son la presión arterial, pulso arterial y la temperatura corporal mediante sensores para prevenir complicaciones futuras en los pacientes. Teniendo como resultado final un dispositivo capaz de medir la glucosa y los signos vitales los cuales serán almacenados en un servidor web para tener un control de registro de datos y una alerta en caso de que la glucosa o los signos vitales estén alterados.

Por lo mencionado el proyecto beneficiará la salud de las personas al tener un control de los signos vitales y prevención de la Diabetes Mellitus, ya que mejorará la calidad de vida tanto en ámbito social como económico de las personas.

El proyecto fue factible ya que su principal objetivo es ayudar a las personas con Diabetes Mellitus, gracias a su disponibilidad y el bajo costo de materiales será accesible para las personas.

1.5. Objetivos

1.5.1. Objetivo General

Implementar un prototipo de un sistema ambulatorio para el control de signos vitales y prevención de la diabetes mellitus.

1.5.2. Objetivos Específicos

- Analizar los dispositivos actuales empleados en el control de los signos vitales y prevención de la diabetes mellitus.
- Determinar la tecnología electrónica para el desarrollo del sistema ambulatorio para el controlar los signos vitales y la prevenir la diabetes mellitus.
- Diseñar un prototipo de un sistema ambulatorio para el control de signos vitales y la prevención de la diabetes mellitus para que sea supervisado desde su hogar.

CAPÍTULO II

MARCO TEÓRICO

2.1. Antecedentes Investigativos

En la revisión de los repositorios de las Universidades nacionales e internacionales encontré los siguientes estudios realizados referente a la Diabetes Mellitus y los signos vitales.

El trabajo de titulación de Andrea Sánchez con el tema “Sistema de Telemedicina para Monitorear los Niveles de Glucosa en Pacientes con Diabetes” en la Universidad Técnica de Ambato en el año 2014, en el cual desarrollo la implementación del prototipo del Sistema de Telemedicina en el entorno del paciente y médico consiste en proporcionar a cada uno un dispositivo electrónico conformado por el módulo Arduino UNO y el módem GSM/GPRS SIM900, para las personas con diabetes este dispositivo se encarga de leer y transmitir el valor de glucosa con la fecha de medición en forma automática, y para el doctor especialista este dispositivo es el responsable de recibir dicha información para enviarla hacia la interfaz HMI, la que le permite al galeno monitorear en tiempo real a sus pacientes [10]

En el proyecto de tesis de Franklin Placencia en la Universidad Técnica de Ambato en el año 2016, con el tema “Indumentaria Electrónica para el monitoreo continuo de señales vitales”, en el cual realizó el sistema de monitoreo utilizando dispositivos wearables con el objetivo de sensar señales vitales, a través del uso de prendas de vestir y transferirlas de manera inalámbrica hacia una interfaz móvil Android. Para el cual se ha optado por el uso de dispositivos de fuente abierta que permitan la modificación y manipulación del hardware necesario para la adquisición de los datos de interés con ánimo de construir una prenda de vestir, potenciada con sensores electrónicos y a su vez permitan establecer redes de área corporal entre el usuario y el dispositivo móvil deseado [11].

El estudio realizado por Víctor Murray (Perú) con el tema “Retinopatía diabética en tiempo real mediante métodos de AM-FM multiescala” en la Universidad de Ingeniería y Tecnología en el año 2012, en el cual establece un sistema robusto y mejorado para la detección de retinopatía diabética (RD), siendo el objetivo del sistema el eliminar automáticamente las fotografías digitales de fondo de pacientes diabéticos que no presentan signos. El sistema se basa en métodos de modulación de frecuencia de amplitud modulada (FM-AM) de múltiples escalas para la extracción de características y utiliza métodos supervisados y no supervisados para producir su salida final, es decir, un grado normal o anormal [12].

En la Escuela Politécnica Nacional en el año 2009 se desarrolló la “Implementación de un prototipo de una plataforma de tele-cuidado por medio de tele-ubicación de personas en riesgo (ancianos, discapacitados, epilépticos, enfermos del corazón, diabéticos, Alzheimer, etc.)” por Brote Villagrán, en el cual establece ayudar a las personas con enfermedades de largo plazo a vivir independientemente para mejorar su calidad de vida porque les permite estar en su entorno y no sentirse atados a una institución de salud, la factibilidad de encontrar servicios de salud el tele-cuidado la cual es una extensión de la telemedicina y se orienta a la atención de pacientes en su propio hogar o en su entorno [13].

El proyecto de tesis de Deisy Jiménez en la Universidad Técnica de Ambato en el año 2018, desarrollo el tema “Sistema de ubicación y monitoreo de señales vitales en adultos mayores y personas con Alzheimer” en el cual se propone el diseño de un dispositivo electrónico portátil de bajo costo para apoyar en el cuidado y atención de los adultos mayores, el sistema incluye un módulo GPS capaz de ubicar al adulto mayor en cualquier instante, además de pequeños sensores que monitorean señales vitales como son: temperatura, presión arterial y frecuencia cardiaca [14].

En el trabajo de investigación elaborado por Joseph Lucisano, Timothy Routh, Joe Lin y David Gough en el año 2016, con el tema “Monitoreo de glucosa en individuos con diabetes usando un sistema y modelo de sensor / telemetría implantado a largo plazo” en

el cual desarrollaron un sistema prototipo de sensor / telemetría de primera generación totalmente implantado el cual describe la monitorización a largo plazo de la glucosa, los sensores se basan en una membrana que contiene glucosa oxidasa inmovilizada y catalasa acoplada a electrodos de oxígeno y un sistema de telemetría, integrado como un implante. Los dispositivos permanecieron implantados hasta por 180 días, con señales transmitidas cada 2 minutos a receptores externos, los datos incluyen registros de señales de pinzas de glucosa y excursiones espontáneas de glucosa, emparejadas, respectivamente, para hacer referencia a los valores de glucosa en sangre y de punción digital [15].

El proyecto de investigación de S. Jeyapriya y R. Ramalaskshmi en el año 2018, desarrollaron el tema “Monitoreo de glucosa y control de diabetes mediante GSM y sistema automático de inyección de insulina para cuerpos humanos” en el cual realizaron el sistema de monitoreo de glucosa se clasifica en dos tipos, como el monitoreo de glucosa no invasivo (NGM), el sistema de monitoreo de glucosa continuo (CGMS). Las desventajas del sensor de glucosa son que no elimina el control de la glucosa en la sangre con la punción del dedo. Para superar el problema, se propone el sistema de monitorización continua de la glucosa para el cuerpo humano. El sistema CGM proporciona las lecturas de glucosa en tiempo real y la información sobre el nivel de glucosa. El sistema propuesto es para prevenir el alto nivel de azúcar en la sangre y las amplias fluctuaciones de glucosa [16].

El proyecto de investigación de Adiwinata Gani ; Andrei V. Gribok ; Yinghui Lu ; W. Kenneth Ward ; Robert A. Vigersky ; Jaques Reifman en el año 2009, desarrollaron el tema “Modelos de glucosa universal para predecir la concentración de glucosa subcutánea en seres humanos” en el cual desarrollaron un modelo universal, ¿basado en datos de glucosa de un sujeto diabético, y posteriormente aplicarse para predecir las concentraciones de glucosa subcutánea de otros sujetos, incluso de aquellos con diferentes tipos de diabetes, los datos fueron corroboradas por EGA, donde más del 99% de las concentraciones de glucosa pronosticadas por sensores emparejados se encuentran en la zona clínicamente aceptable. Además, se encontró que la capacidad predictiva de los modelos no se ve afectada por el tipo de diabetes, edad del sujeto y Dispositivo CGM [17].

2.2. Fundamentación Teórica

2.2.1. Sistemas de Comunicación

Un sistema de comunicación permite transmitir o intercambiar información desde un punto llamado fuente de información a otro punto llamado destino de información por un medio guiado o no guiado, conocido como medio o canal de transmisión a través del tiempo y espacio.

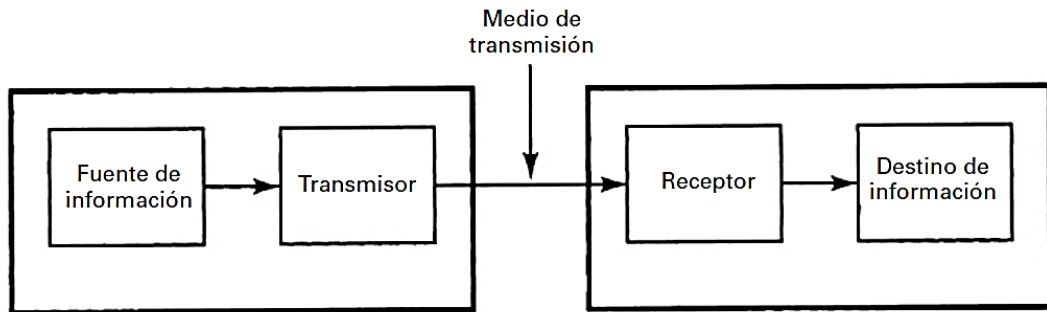


Fig. 2. 1 Sistema de Comunicación [18]

La figura 2.1 muestra un diagrama de bloques de los sistemas de comunicaciones, el cual involucra tres subsistemas principales: el transmisor, el medio o canal de transmisión y el receptor [18].

- **Transmisor**

Un transmisor es el conjunto de uno o más dispositivos o circuitos electrónicos que convierte la información de la fuente original en una señal adecuada para ser transportada a través del medio de transmisión.

- **Medio de transmisión**

El medio de transmisión transporta las señales desde el transmisor hasta el receptor, y puede ser tan sencillo o tan complejo, como un par de conductores de cobre que propaguen las señales en forma de flujo de corriente eléctrica.

- **Receptor**

Un receptor es un conjunto de dispositivos y circuitos electrónicos que recibe del medio de transmisión las señales y las reconvierte a su forma original.

2.2.2. Sistemas de control

El sistema de control se define como el conjunto de elementos que interactúan para que la salida de un proceso se comporte tal y como se desea, mediante una acción de control, ya que dicha señal está en función de señales o datos de entrada [19].

La finalidad de un sistema de control es conseguir, mediante la manipulación de las variables de control, un dominio sobre las variables de salida, de modo que estas alcancen unos valores prefijados. En la figura 2.2 se muestra un sistema de control [20].

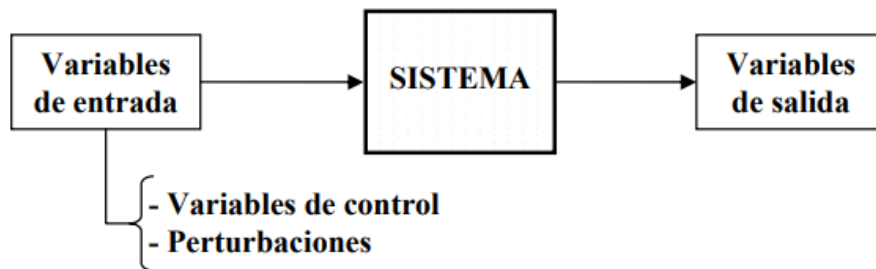


Fig. 2. 2 Esquema general de un sistema [20]

El sistema de control debe tener las siguientes características para cumplir con su objetivo de control:

1. Ser estables en caso de que exista alguna señal indeseada (perturbación).
2. Ser seguros en cuanto a la información que entrega, evitando resultados bruscos e irreales.

Clasificación de los sistemas de control

Los sistemas de control se clasifican en: sistemas de lazo abierto (o no automáticos) y sistemas de lazo cerrado (retroalimentados o automáticos):

Sistema de control de lazo abierto:

El sistema de control de lazo abierto es aquel sistema en el cual la acción de control es independiente de la salida como lo indica la figura 2.3.

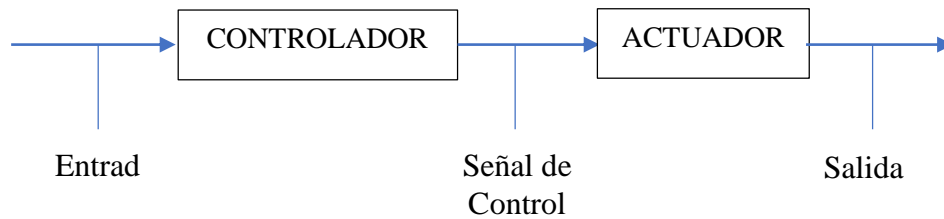


Fig. 2. 3 Sistemas de control de lazo abierto [20]

Sistema de control de lazo cerrado:

El sistema de control de lazo cerrado es aquel sistema en el cual la acción de control depende de la salida. Dicho sistema utiliza un sensor que detecta la respuesta real para compararla, por esta razón, los sistemas de lazo cerrado se denominan sistemas retroalimentados como lo indica la figura 2.4 [21].

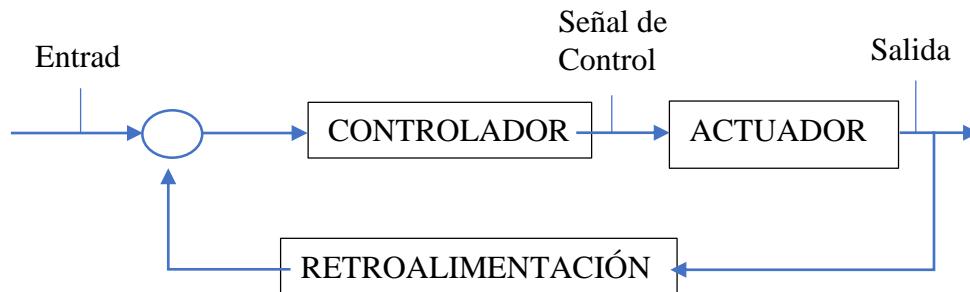


Fig. 2. 4 Sistemas de control de lazo cerrado [20]

2.2.3. Sensores

Un sensor es un dispositivo capaz de detectar magnitudes físicas o químicas y transformarlas en variables eléctricas que permite interactuar con el entorno, de forma que proporciona información de ciertas variables que están a su alrededor para poder procesarlas y así generar ordenes o activar procesos [22].

Clasificación de sensores

Los sensores se clasifican de acuerdo con los siguientes parámetros:

Por su funcionamiento en [22]:

Activos: Los sensores activos requieren una fuente externa de energía, de la cual recibe alimentación de corriente para su funcionamiento.

Pasivos: Los sensores pasivos no requieren de una fuente de energía externa, sino que las propias condiciones medioambientales son suficientes para que funcionen según su cometido.

Por las señales que proporcionan en [22]:

Analógicos: Los sensores analógicos proporcionan la información mediante una señal analógica (tensión, corriente), es decir, que pueden tomar infinidad de valores entre un mínimo y un máximo.

Digitales: Los sensores digitales proporcionan la información mediante una señal digital que puede ser “0” o un “1” lógicos, o bien un código de bits.

Por la naturaleza de su funcionamiento [22]:

Posición: Los sensores de posición son aquellos sensores que experimentan variaciones en función de la posición que ocupan en cada instante los elementos que lo componen.

Fotoeléctricos: Los sensores fotoeléctricos son aquellos que experimentan variaciones en función de la luz que incide sobre los mismos.

Magnéticos: Los sensores magnéticos son aquellos que experimentan variaciones en función de su campo magnético que les atraviesa.

Temperatura: Los sensores de temperatura son aquellos que experimentan variaciones de temperatura del lugar donde están ubicados.

Humedad: Los sensores de humedad son aquellos que presentan variaciones en función del nivel de humedad existente en el medio que se encuentran.

Presión: Los sensores de presión son aquellos que experimentan variaciones en función a la presión que se encuentran sometidos.

Movimiento: Los sensores de movimiento son aquellos que experimentan variaciones en función al movimiento que son sometidos.

Químicos: Los sensores químicos son aquellos que experimentan variaciones en función de los agentes químicos externos que pudieran incidir en ellos.

Por los elementos utilizados en su fabricación [22]:

Mecánicos: Los sensores mecánicos son aquellos que utilizan contactos mecánicos que se abren o se cierran.

Resistivos: Los sensores reactivos son aquellos que utilizan en su fabricación materiales resistivos.

Capacitivo: Los sensores capacitivos son aquellos que utilizan en su fabricación condensadores.

Inductivo: Los sensores inductivos son aquellos que utilizan en su fabricación bobinas.

Piezoeléctricos: Los sensores piezoeléctricos son aquellos que utilizan en su fabricación cristales como cuarzo.

Semiconductores: Los sensores semiconductores son aquellos que utilizan en su fabricación semiconductores.

Características de los sensores

A la hora de elegir un sensor para una aplicación concreta, es necesario tener en cuenta donde van a ser utilizados y determinados aspectos como [22]:

- Rapidez en la respuesta.
- Radio de acción.
- Fiabilidad en el funcionamiento.
- Márgenes de temperatura.

La tabla 2.1 muestra el tipo de sensores que habitualmente más se utiliza en función de la aplicación.

Tabla 2. 1 Aplicación de los sensores

Aplicación	Sensores
Iluminación	Fotorresistivos (LDR), fotoeléctricos
Temperatura	Termistores (PCT, NTC, Semiconductores)
Humedad	Resistivos, Capacitivos
Posición	Mecánicos, Magnéticos, Resistivos
Presencia	Magnéticos, Infrarrojos, Ultrasónicos
Distancia	Infrarrojos, Ultrasónicos
Presión	Piezoeléctricos, Resistivos
Caudal	Piezoeléctricos, Magnetorresistivos
Frio/Calor	Células termoeléctricas
Químicos	Detectores de gas y humos

Elaborado por: Investigador basado en Guía Práctica de Sensores [22]

2.2.4. Tecnologías Inalámbricas

Las tecnologías inalámbricas son aquellas que permiten una comunicación en la cual el emisor y el receptor no están unidos con cables, los elementos físicos que emiten y reciben el mensaje se encuentran solamente en el lugar de emisión y recepción, respectivamente [23].

Las tecnologías inalámbricas de la comunicación se clasifican según el rango de alcance:

WPAN (Red Inalámbrica de Área Personal)

La Red Inalámbrica de Área Personal permite a los usuarios establecer comunicaciones inalámbricas entre dispositivos (redes a pocos metros y para uso personal) en un área reducida como las siguientes [23]:

- Bluetooth presenta características interesantes: bajo consumo, velocidad adecuada para gran parte de las aplicaciones, soporta cifrado, económica, no es necesario visibilidad directa entre los dispositivos y tiene baja interferencia. Permite velocidades

de transmisión de hasta 3 Mbps y rango de hasta 100 metros. Sus aplicaciones son sustitución de enlaces punto a punto o interconexión de dispositivos (PDAs, portátiles, etc.)

- Zigbee es una tecnología de muy bajo coste y de consumo y velocidad reducidos. Permite velocidades de transmisión de decenas de Kbps y rangos de alcance de decenas de metros. Es la tecnología que se utiliza en domótica.
- RFID (Radio Frequency Identification) es una tecnología de bajo coste y de funcionamiento simple. Presenta velocidades y rangos de alcance bastante reducidos. Se emplea fundamentalmente en los lectores de códigos de barras de comercios y empresas.

WLAN (Red Inalámbrica de Área Local)

La Red Inalámbrica de Área Local permite a los usuarios establecer conexiones inalámbricas dentro de un área local (edificio corporativo, campus empresarial, aeropuerto, etc.). Las tecnologías principales WLAN son [23]:

- WiFi es la tecnología inalámbrica más conocida. Presenta elevadas tasas de transmisión (hasta 54 Mbps), alcances adecuados (hasta 100 metros), privacidad, sencillez y coste reducido. Se emplea como sustitutivo de cables en una red local y permite la conexión desde diferentes lugares dentro del rango de alcance y movilidad.
- HIPERLAN 2 es la alternativa europea WiFi. Presenta características similares, aunque con mayor rendimiento. Sin embargo, su penetración comercial ha sido menor.

WMAN (Red Inalámbrica de Área Metropolitana)

La Red Inalámbrica de Área Metropolitana permite a los usuarios establecer conexiones inalámbricas entre varias ubicaciones dentro de un área metropolitana (entre varios edificios de oficinas 4 de una ciudad o en un campus universitario), evitando el coste de instalación de cables de cobre o fibra y el alquiler de las líneas. Se pueden destacar tecnologías WMAN [23]:

- WiMAX (World Interoperability for Microwave Access) es una tecnología incipiente que incorpora mayor alcance que WiFi (hasta 50 Km), mejor robustez frente a las

interferencias y tasas de transmisión similares. Sus aplicaciones se enmarcan en el establecimiento de conectividad en una región extensa como puede ser una ciudad.

- MBWA (Mobile Broadband Wireless Access) es una solución optimizada para la transmisión móvil de voz y datos sobre IP, además de estar preparada para el empleo de tecnologías tales como antenas adaptativas y modulación OFDM. Permite tasas de transmisión en torno a 1 Mbps y alcances de unos 100 metros, aunque su mayor ventaja es su funcionamiento a altas velocidades de desplazamiento. Es, por tanto, una tecnología adaptada a una comunicación móvil.

WWAN (Red Inalámbrica de Área Extensa)

La Red Inalámbrica de Área Extensa permite a los usuarios establecer conexiones inalámbricas a través de redes remotas públicas o privadas. Estas conexiones se pueden mantener a través de zonas geográficas extensas, como ciudades o países, mediante el uso de antenas en varias ubicaciones o sistemas satélite. En función de la altitud del satélite, se pueden definir varias redes [23]:

- Satélites geoestacionarios (GEO, Geostationary Earth Orbit) son aquellos que permanecen en la misma posición en el cielo. Se usa para la transmisión de datos y televisión digital a unas velocidades ligeramente inferiores a 50 Mbps.
- Satélites de baja órbita (LEO, Low Earth Orbit) son aquellos que requieren enviar un número considerable de satélites para alcanzar una completa cobertura. Aplicaciones como la telefonía móvil se encuadran en este tipo de comunicación. En este caso, conviene destacar dos tipos: los sistemas de 2ª generación (2G) como GSM, que permite servicios de voz y datos a una velocidad en torno a la decena de Kbps, y los sistemas de 3ª generación (3G) como UMTS, con una tasa en torno a los 2 Mbps y que permite servicios como la videollamada, el envío de mensajes multimedia, o la conexión a Internet, servicios cada vez más comunes en nuestros teléfonos móviles.
- Satélites de órbita media (MEO, Medium Earth Orbit) son los que permiten alcanzar un compromiso entre el número reducido de satélites y la proximidad a la superficie, es decir entre el coste y los tiempos de latencia.

En la figura 2.5 se muestran las tecnologías inalámbricas con sus principales características [24].

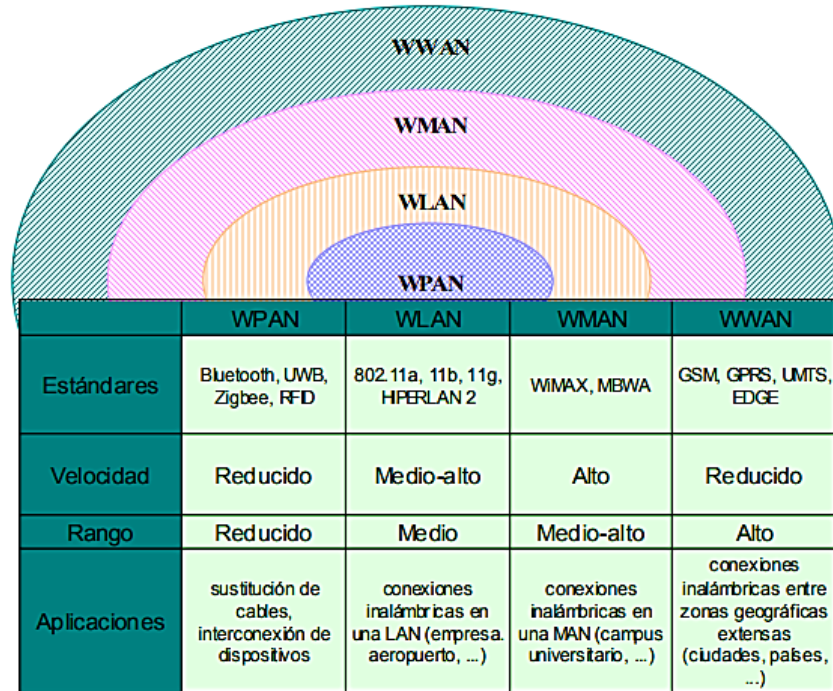


Fig. 2. 5 Clasificación de las Tecnologías Inalámbricas de la Comunicación [24]

2.2.5. Entornos de Desarrollo Integrado (IDE)

Un entorno de desarrollo integrado es un entorno de programación que ha sido empaquetado como un programa de aplicación, es decir, consiste en un editor de código, un compilador, un depurador y un constructor de interfaz gráfica (GUI).

Los IDE proveen un marco de trabajo amigable para la mayoría de los lenguajes de programación tales como C++, PHP, Python, Java, C#, Delphi, Visual Basic, etc. En algunos lenguajes, un IDE puede funcionar como un sistema en tiempo de ejecución, en donde se permite utilizar el lenguaje de programación en forma interactiva, sin necesidad de trabajo orientado a archivos de texto un ejemplo se visualiza en la figura 2.6 [25].

```
index.php  index_advertisement.php X
19      16.- 3er botoncuadrado columna2
20      */
21
22      $ccm = ContentCategoryManager::get_instance();
23      $category = $ccm->get_id($category_name);
24
25      $category = (!isset($category) || ($category=='home'))? 0: $category;
26      $advertisement = Advertisement::getInstance();
27
28      // Load 1-16 banners and use cache to performance
29      //$banners = $advertisement->getAdvertisements(range(1, 16), $category); //
30      $banners = $advertisement->getAdvertisements(array(1,2, 3,4, 5,6,7, 8, 9,10)
31      $cm = new ContentManager();
32      $banners = $cm->getInTime($banners);
33      //$advertisement->render($banners, &$tpl);
34      $advertisement->render($banners, $advertisement);
35
36      // Get interstitial banner
37      $interstitial = $advertisement->getInterstitial(50, $category);
38      $advertisement->render(array($interstitial), $advertisement);
39
```

Fig. 2. 6 Entorno de Desarrollo Integrado [25]

2.2.6. Sistema Ambulatorio

Un sistema ambulatorio es aquel que se utiliza en medicina para hacer referencia tanto a un nivel de atención primaria de salud como a un procedimiento que no requiere que el paciente permanezca hospitalizado o recluido para llevarlo a cabo.

El sistema ambulatorio presenta ejemplos como: los estudios de diagnóstico de imágenes (radiografía, tomografía, ultrasonido y resonancia), pruebas funcionales y toma de muestras para biopsias se llevan a cabo durante el día y una vez efectuados el paciente puede retirarse sin necesidad que el paciente permanezca hospitalizado [26].

2.2.7. Diabetes Mellitus

La diabetes mellitus (DM) es un grupo de trastornos metabólicos caracterizados por la hiperglucemia debida a defectos en la secreción o acción de la insulina [27].

Las personas con diabetes presentan niveles altos de azúcar en la sangre debido a que su cuerpo no puede movilizar el azúcar desde la sangre hasta el interior de las células por lo que se presentan los siguientes síntomas:

- Fatiga
- Sed excesiva o polidipsia
- Orina frecuente o poliuria
- Hambre o polifagia
- Pérdida de peso

Los niveles de la glucosa se refieren a la cantidad de este azúcar, que el organismo de una persona absorbe a partir de los alimentos, como se indica en la figura 2.7 [28].

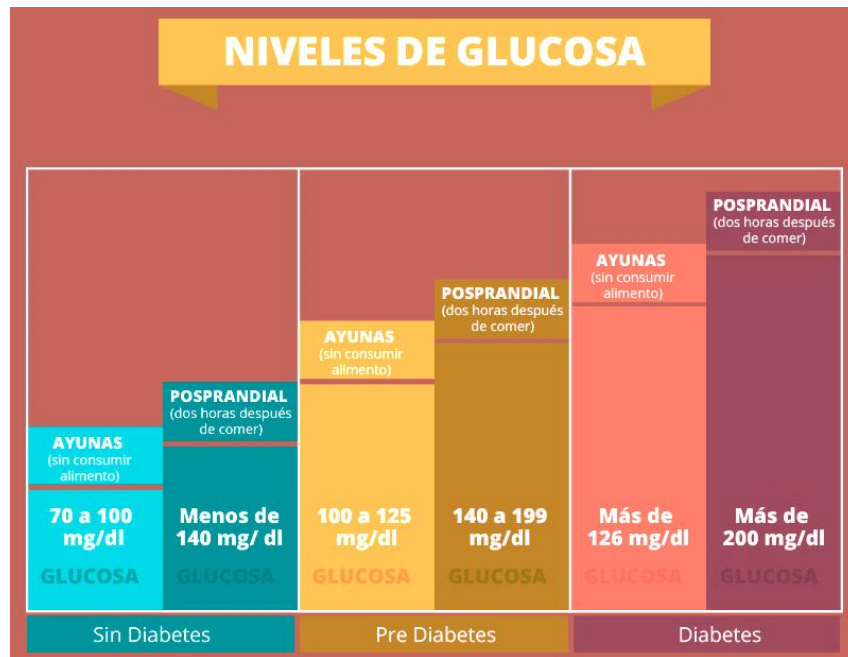


Fig. 2. 7 Niveles de Glucosa [29]

Clasificación de la Diabetes Mellitus

La Diabetes Mellitus se puede clasificar en cuatro categorías:

Diabetes mellitus tipo 1

La diabetes mellitus de tipo 1 afecta al 5-10% de la población diabética, es frecuente que se diagnostique antes de los 35 años, aunque puede presentarse a cualquier edad ya que las células del páncreas encargadas de fabricar insulina se destruyen y dejan de generarla.

Diabetes mellitus tipo 2

La diabetes mellitus de tipo 2 afecta al 85-90% de la población diabética, habitualmente se diagnostica en la edad media de la vida (por encima de los 40 años), aunque existen casos infrecuentes en jóvenes. Se produce esencialmente por una progresiva resistencia de las células (especialmente del hígado y los músculos) a la acción de la insulina producida [27].

La mayoría de los diabéticos tipo 2 tiene sobrepeso u obesidad, lo que contribuye a presentar un aumento en la resistencia de la insulina.

Los factores de riesgo para padecer diabetes mellitus tipo 2 DM2 son [30]:

- Personas con índice de masa corporal $\geq 25\text{kg/m}^2$
- Perímetro de la cintura ≥ 80 cm en mujeres y ≥ 90 cm en hombres.
- Antecedente obstétrico de diabetes gestacional.
- Antecedentes familiares en primer y segundo grado de diabetes mellitus tipo 2.
- Hipertensión arterial $\geq 140/90$ mmHg
- Edad ≥ 45 años.

También existen dos tipos de diabetes coyunturales:

Diabetes gestacional

La diabetes gestacional se diagnostica durante el embarazo y puede desaparecer después del parto.

La incidencia de desarrollar Diabetes Mellitus tipo 2 en mujeres con antecedentes de diabetes gestacional es mayor durante los primeros cinco años después del parto, con un aumento más lento a partir de los 10 años después del parto [31].

Diabetes inducida

La diabetes inducida es por fármacos (por ejemplo, los corticoides) o por enfermedades genéticas muy poco frecuentes (pancreatitis crónica, etc.) [27].

Lugares óptimos para medir la glucosa

Los lugares óptimos para medir la glucosa tal como muestra la figura 2.8 son los laterales de las yemas de los dedos, el lóbulo de la oreja y el talón son zonas de punción aptas:

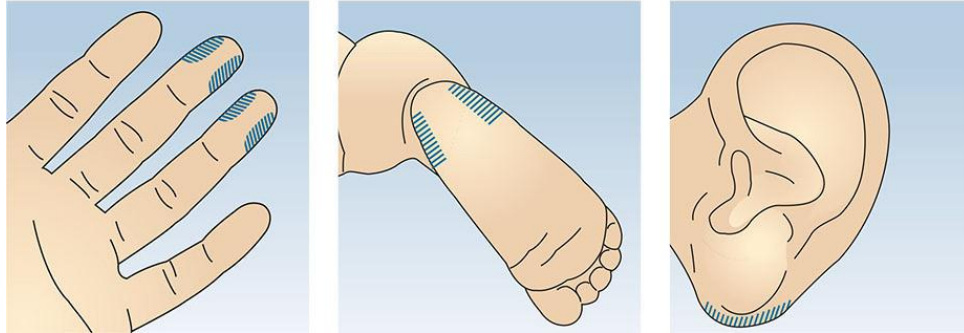


Fig. 2. 8 Zonas de punción aptas [32]

Cuando practique una punción en la yema del dedo, debe prestar atención a no pinchar en el centro de esta, porque allí la irrigación sanguínea es menor y la punción puede resultar muy dolorosa para el paciente. Tampoco se recomienda para la extracción de sangre capilar en el pulgar.

En los lactantes se desaconseja pinchar el dedo, ya que podría dañar el hueso por lo que se la realiza en el tobillo del bebe.

Es importante que tras la punción se descarte siempre la primera gota de sangre, ya que está compuesta en gran parte por fluido tisular [32].

2.2.8. Sistemas de Medición de la Glucosa

Los sistemas de medición de la glucosa pueden utilizar dos formas como [33]:

- ✓ mmol/l: significa milimol por litro
- ✓ mg/dl: miligramo por decilitro

El autoanálisis frecuente de las concentraciones de glucosa en sangre con auto-punciones utilizando tiras reactivas y medidores de glucosa es importante para el control glucémico del paciente con diabetes.

En la actualidad se utilizan varios dispositivos para monitorizar la glucosa como [34]:

- Un monitor pequeño que lee y muestra los valores de glucosa en tiempo real (las últimas generaciones permiten utilizar el monitor de la bomba de insulina [BICI]).
- Un sensor de glucosa (generalmente una enzima de glucosa-oxidasa más un electrodo) que se implanta por vía subcutánea en el abdomen (o externamente en la muñeca, el brazo o el antebrazo).
- Y un transmisor para enviar la información sobre las concentraciones de glucosa entre el sensor y el monitor (a través de un cable o Wi-Fi).

2.2.9. Glucómetro

El glucómetro o medidor de la glucemia capilar es un dispositivo cómodo y seguro que facilita el autocontrol de los pacientes con diabetes, siendo un equipo digital que proyecta los resultados de los niveles de glucosa en sangre.

El glucómetro para realizar el análisis necesita de [35]:

Tiras o cintas reactivas: Las tiras reactivas determinan el nivel de glucosa, estas tienen sensores que permiten analizar con tan solo una gota de sangre capilar, el valor de glicemia del paciente.

Lancetas: Las Lancetas son pequeñas agujas estériles –desechables- que permiten la obtención de pequeñas muestras de sangre.

Un ejemplo de glucómetro con tiras reactivas se presenta en la figura 2.9.



Fig. 2. 9 Glucómetro con tiras reactivas [36]

El uso del glucómetro se detalla en los siguientes pasos [37]:

1. Extraiga una tira reactiva del frasco o recipiente y colóquela en el extremo del glucómetro, calzando así los sensores dentro del mismo. Igualmente, el paquete de tiras reactivas tiene las instrucciones precisas.
2. Tome una lanceta (aguja estéril) para perforar su piel (se puede utilizar en cualquier borde de los dedos de la mano previamente lavada y seca), esa muestra de sangre se la coloca en el borde de la tira reactiva.
3. Una vez colocada la gota de sangre en la tira, el dispositivo empezará la lectura y le arrojará la información en números que podrá observar en la pantalla del equipo.

2.2.10. Signos Vitales

Los signos vitales son mediciones de las funciones más básicas del cuerpo. Los signos vitales principales que los médicos y los profesionales de salud monitorizan de forma rutinaria son los siguientes:

- ✓ Tensión o Presión arterial
- ✓ Pulso Arterial o frecuencia cardiaca
- ✓ Temperatura Corporal

Presión arterial

La presión arterial es la presión que ejerce la sangre al circular por los vasos sanguíneos, se da cada vez que late el corazón, bombea sangre hacia las arterias, por lo que la presión de la sangre es más alta cuando el corazón se contrae. Al medir la presión de la sangre se registran dos cifras [38]:

- La cifra más alta, o presión sistólica, se refiere a la presión en el interior de la arteria cuando el corazón se contrae y bombea la sangre al cuerpo.
- La cifra más baja, o presión diastólica, se refiere a la presión en el interior de la arteria cuando el corazón está en reposo y se está llenando de sangre.

- Tanto la presión sistólica como la diastólica se miden en “mmHg” (milímetros de mercurio). En la tabla 2.2 se muestra los niveles de presión de la sangre.

Tabla 2. 2 Presión arterial normal

Edad	PAS mmHg	PAD 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	100-120	60-80

Fuente: Investigadora basado en la Guía técnica de control de signos vitales [38]

En la tabla 2.3 se presenta los niveles de la hipertensión arterial.

Tabla 2. 3 Niveles de la hipertensión arterial

Valores alterados	Sistólica	Diastólica
Prehipertensión arterial	121 - 139	81 – 89
Hipertensión arterial	Estado I 140-159	90-99
	Estado II = o > 160	= o > a 100

Fuente: Investigadora basado en Guía técnica de control de signos vitales [38]

Lugares óptimos para medir la presión arterial

Antes de tomar la presión arterial hay que considerar lo siguiente [39]:

- Medir la tensión o presión arterial siempre a la misma hora, el mejor momento es en las primeras horas de la mañana, en donde se suelen presentar los niveles más altos.
- No realizar ningún deporte, o beber bebidas estimulantes como café o té, hasta media hora antes de realizar la medición.

Existen diversos puntos anatómicos en los cuales se puede tomar la presión arterial como lo indica la figura 2.10:



Fig. 2. 10 Puntos atómicos de la medición de la presión arterial [39]

En los adultos, el número mayor ideal (presión sistólica) debe ser menos de 120 mmHg y el número inferior (presión diastólica) de menos de 80 mmHg [39].

El pulso arterial es la medida de la frecuencia cardiaca, es decir, del número de veces que el corazón late por minuto.

Pulso Arterial

El pulso arterial es la medida de la frecuencia cardiaca, es decir, del número de veces que el corazón late por minuto. Cuando el corazón impulsa la sangre a través de las arterias, éstas se expanden y se contraen con el flujo de la sangre. Al tomar el pulso no sólo se mide la frecuencia cardiaca, sino que también puede indicar [40].

- ✓ El ritmo del corazón
- ✓ La fuerza de los latidos

El pulso normal de las personas según su edad se representa en la tabla 2.4:

Tabla 2. 4 Valores normales de Pulso Arterial

Edad	Latidos por minuto
Recién nacidos	120 – 170
Lactante menor	120 – 160
Lactante mayor	110 – 130
Niños de 2 a 4 años	100 – 120
Niños de 6 a 8 años	100 – 115
Adultos	60 – 100
Atletas	Menos de 60

Fuente: Por la investigadora basado en la Guía técnica de control de signos vitales [38]

La temperatura corporal

La temperatura normal del cuerpo de una persona varía dependiendo de su género, su actividad reciente, el consumo de alimentos y líquidos, la hora del día y, en las mujeres, de la fase del ciclo menstrual en la que se encuentren. La temperatura corporal normal, de acuerdo con la Asociación Médica Americana, puede oscilar entre 36,5°C y 37,2°C. La temperatura corporal se puede tomar de las siguientes maneras [40].

- ✓ Oral: La temperatura se puede tomar en la boca utilizando el termómetro clásico o termómetros digitales.
- ✓ Rectal: Las temperaturas que se toman en el recto (utilizando un termómetro de vidrio o digital) tienden a ser de 0,5 a 0,7° (Fahrenheit) mayores que si se toman en la boca.
- ✓ Axilar: La temperatura se puede tomar debajo del brazo utilizando un termómetro de vidrio o digital, las temperaturas en esta zona suelen ser de 0,3 a 0,4°(Fahrenheit) más bajas que las que se toman en la boca.
- ✓ En el oído: Un termómetro especial puede medir rápidamente la temperatura del tímpano, que refleja la temperatura central del cuerpo (la temperatura de los órganos internos).

Los valores normales de temperatura en la tabla 2.5.

Tabla 2. 5 Valores normales de temperatura

Edad	Grados centígrados (°C)
Recién nacido	36,1 – 37,7
Lactante	37,2
Niños de 2 a 8 años	37,0
Adulto	36,0 – 37,0

Fuente: Por la Investigadora basado en la Guía técnica de control de signos vitales [38]

Hay que considerar los siguientes factores al tomar la temperatura como [41]:

- El momento del día en el que se hace la medición: $+0,5^{\circ}\text{C}$ entre las 6 y las 18 horas.
- La edad: la amplitud de variación durante la jornada es más débil, entre $0,2$ y $0,3^{\circ}\text{C}$.
- El sexo: en la población femenina, la temperatura es superior en $0,2^{\circ}\text{C}$ de media respecto a la población masculina, pero varía en función de la actividad genital, con un incremento de alrededor de $0,5^{\circ}\text{C}$ en la segunda parte del ciclo, así como al inicio de un embarazo.
- El ejercicio físico, que tiene tendencia a aumentar la temperatura.

2.3. Propuesta de Solución

La implementación del prototipo para el sistema ambulatorio para el control de signos vitales y prevención de la diabetes mellitus, permitió contar con un control de los signos vitales como presión arterial, pulso arterial y temperatura corporal en los pacientes y prevenir la diabetes mellitus para crear un ambiente de confianza que mejore la calidad de vida de las personas.

CAPITULO III

METODOLOGÍA

3.1. Modalidad de la Investigación

El presente proyecto fue de investigación aplicada debido a que con la información se obtuvo un mejor control y prevención de la Diabetes Mellitus para poder satisfacer la necesidad que actualmente tiene los pacientes, esta investigación se la desarrollo empleando:

Investigación bibliográfica, ya que la explicación de las variables del tema de investigación se la realizo consultando libros, artículos científicos, revistas, publicaciones de internet relacionadas con la programación de dispositivos electrónicos, para así adquirir información necesaria que fue aplicada en el desarrollo del proyecto.

Investigación de campo, ya que se debe mantener contacto con la persona que tenga la enfermedad de diabetes mellitus en forma directa con la realidad, y así adquirir información que ayude al desarrollo del proyecto.

Investigación experimental, ya que consiste en mantener contacto con el paciente que tenga Diabetes Mellitus para realizarle muestras con el dispositivo y observar los resultados obtenidos.

3.2. Recolección de la Información

Para alcanzar los objetivos del proyecto se revisó documentos bibliográficos, revistas tecnológicas, documentos en internet y artículos con información actualizada que permitieron desarrollar el proyecto, y tomar decisiones de los dispositivos electrónicos a utilizarse.

3.3. Procesamiento y Análisis de Datos

Para el procesamiento de datos se tendrá en cuenta las siguientes actividades:

- Revisar la documentación obtenida durante la recolección de información para estudiarse en el presente proyecto.
- Analizar la información que permitirá plantear estrategias para la solución del problema.
- Interpretar la información que contribuirá a desarrollar la solución para el problema planteado.

3.4. Desarrollo del Proyecto

En el desarrollo del presente proyecto se realizaron las siguientes actividades:

1. Analizar del tipo de glucómetro para la obtención del nivel de glucosa de las personas que tienen diabetes.
2. Analizar de la adquisición de signos vitales
3. Analizar del tipo de glucosa y sus parámetros.
4. Determinar la tecnología a utilizar en el presente proyecto.
5. Determinar los niveles de medición de los signos vitales.
6. Diseñar el sistema de control del dispositivo.
7. Acoplar los dispositivos tanto del glucómetro como de la medición de signos vitales.
8. Implementar el dispositivo.
9. Probar el funcionamiento del sistema.
10. Corregir errores del sistema.
11. Verificar los resultados tomados para comprobar su funcionamiento.
12. Elaboración de informe final.

CAPÍTULO IV

DESARROLLO DE LA PROPUESTA

4.1. Introducción

En la actualidad uno de los problemas que enfrenta la población es la Diabetes Mellitus, según el informe de la Diabetes de la Organización Mundial de la Salud (OMS) del 2014, es considerada como una de las enfermedades con mayor índice de mortalidad, este indica que el número de personas que padecen Diabetes ha aumentado considerablemente de 108 millones en 1980 a 422 millones en 2014; siendo de predominio mundial la diabetes se ha duplicado, pues ha pasado del 4,7% al 8,5% en la población adulta. En la última década, la diabetes ha aumentado, la OMS estima que en el 2015 la diabetes fue la causa de muerte de 1,6 millones de personas; por lo que la diabetes será la séptima causa de mortalidad en el 2030 [1].

Todos los tipos de diabetes puede provocar complicaciones en muchas partes del organismo e incrementar el riesgo general de muerte prematura. Entre las posibles complicaciones se incluyen: ataques cardíacos, accidentes cerebrovasculares, insuficiencia renal, amputación de piernas, pérdida de visión y daños neurológicos. Durante el embarazo, si la diabetes no se controla de forma adecuada, aumenta el riesgo de muerte fetal y otras complicaciones. El porcentaje de muertes atribuibles a una glucemia elevada o la diabetes en menores de 70 años es superior en los países de ingresos bajos y medianos que en los de ingresos altos [2].

Con las estadísticas alarmantes y la tecnología inalámbrica hay varias investigaciones que se realizan en medicina las cuales desarrollan sistemas embebidos capaces de realizar las tareas de asistencia y monitoreo de signos vitales a través de redes de sensores inalámbricos para monitorear al paciente, si es necesario, emitir una alerta de seguridad en tiempo real. Se diseñan dispositivos portátiles utilizados en telemedicina y teleasistencia para la monitorización remota de la actividad cardíaca [14]. Desde la aparición de los dispositivos wearables utilizados en la salud se ha visto un creciente desarrollo tecnológico en la indumentaria electrónica y sus sensores [11]. Todos los dispositivos tienen la capacidad de transmitir los datos monitoreados usando tecnología IoT [14].

El propósito de la investigación es proveer un dispositivo portátil para las personas, siendo utilizado para realizar un control de diabetes mellitus y los signos vitales, permitiendo que las personas realicen sus actividades con normalidad. El sistema emplea dispositivos y sensores para monitorear los signos vitales que se alteran en las personas de la Diabetes Mellitus como son: presión arterial, pulso arterial o frecuencia cardíaca y temperatura corporal, además tiene un glucómetro que permite obtener el nivel de la glucosa en la sangre. Los datos obtenidos son almacenados en una base de datos en MySQL y en un servidor web asociado con WordPress que permite gestionar los datos en diferentes dispositivos inalámbricos conectados a la red WI-FI para que el usuario visualice la información almacenada.

4.2. Análisis de factibilidad

4.2.1. Factibilidad técnica

El desarrollo del proyecto de investigación tiene factibilidad técnica, por cuanto la adquisición de cada uno de los dispositivos que se utilizó para la implementación del prototipo se lo pudo adquirir en el mercado.

4.2.2. Factibilidad económica

En el presente proyecto es económicamente factible de realizarlo, ya que todos los gastos necesarios para la implementación del prototipo fueron financiados por la investigadora.

4.2.3. Factibilidad bibliográfica

El proyecto de investigación es factible bibliográficamente, ya que la documentación técnica de los distintos dispositivos utilizados y fundamentación teórica se encuentran disponibles en libros, publicaciones técnicas y tesis del tema de investigación.

4.3. Requerimientos

El desarrollo del prototipo del Sistema ambulatorio para el control de signos vitales y prevención de la diabetes mellitus, estableció los siguientes requerimientos de desarrollo:

- Sistema de medición de la glucosa y los signos vitales de las personas.
- Sistema de alerta para mantener un control en las variables y objeto de estudio.

- Registro de mediciones con fecha y hora realizadas.

En la figura 4.1 se presenta el diagrama de bloques con los requerimientos del sistema para el desarrollo del proyecto.

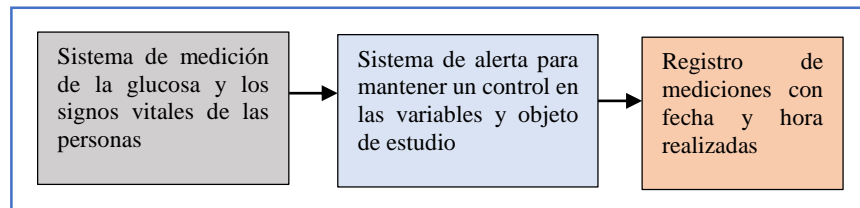


Fig. 4. 1 Diagrama de Bloques de los requerimientos del sistema

Elaborado por: Investigadora

4.4. Diagrama de Bloques del Sistema Ambulatorio

El prototipo completo consta de la adquisición, procesamiento, envío y presentación de las mediciones de la glucosa y signos vitales de los pacientes.

El dispositivo fue conformado por un glucómetro, un tensiómetro y sensor de temperatura que trabajan en conjunto para obtener un sistema que permita controlar los signos vitales y prevenir la diabetes mellitus de los pacientes.

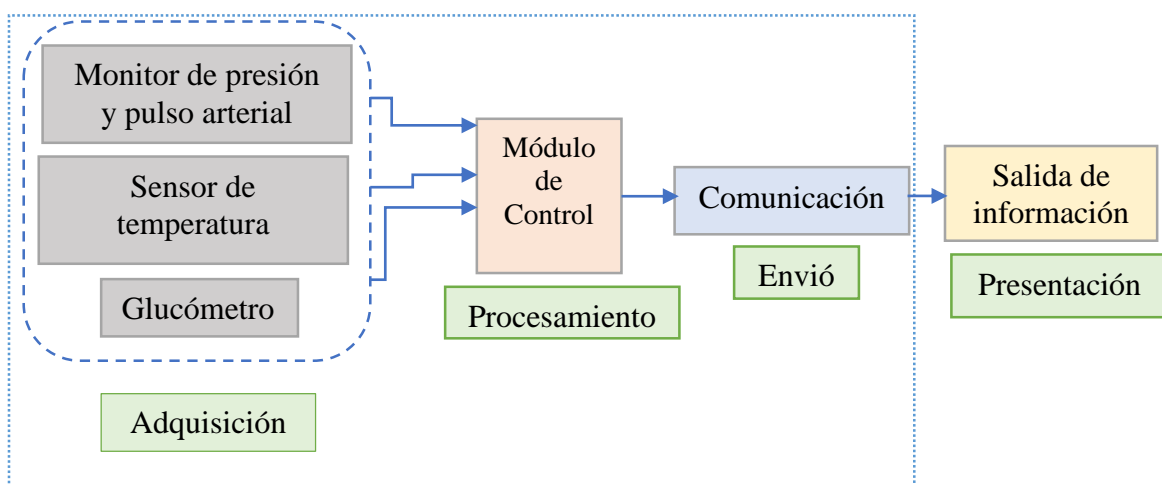


Fig. 4. 2 Diagrama de bloques del Sistema Ambulatorio

Elaborado por: Investigadora

En la figura 4.2 se presenta el diagrama de bloques del sistema ambulatorio para el control de signos vitales y prevención de la diabetes mellitus, en el cual se detallan las etapas de adquisición de señales de los diferentes módulos, dispositivos y sensores, de procesamiento de las señales donde se realizó un control de las señales, envió de información mediante la comunicación inalámbrica WIFI y de presentación de la información en la cual se visualiza las medidas de la glucosa y signos vitales en un dispositivo terminal que tenga acceso a la red.

4.5. Análisis y selección de dispositivos para la medición de los signos vitales y la diabetes

Un aspecto importante en el proyecto es la elección del tipo de tensiómetro, sensor para la temperatura corporal, glucómetro digital y la placa electrónica para el control del sistema, de manera que se adapten a los requerimientos mencionados en la propuesta de solución. Además, es importante la elección del servidor apropiado para la base de datos y el servidor web para la visualización de la información almacenada.



A. Análisis de adquisición de signos vitales

Monitor de Presión Arterial

El monitor de presión arterial detecta el movimiento de la sangre en el ser humano, la cual es extremadamente sensible a la posición del cuerpo por tal motivo y para obtener una lectura exacta de los valores a ser medidos, se debe estar sentado de forma erguida y descansar por un lapso de 5 a 10 minutos, ya que es necesaria la precisión de la presión sistólica, presión diastólica y pulso arterial o frecuencia cardiaca.

Por tal motivo se realizará un análisis de monitores de presión o tensiómetros que cumplan con dicha tarea para modificar el software y hardware interno, de esta manera obtener la información necesaria de la presión sistólica, presión diastólica y pulso arterial o frecuencia cardiaca.

Tabla 4. 1 Características técnicas de Tensiometro

	Tensiómetro Scian LD-732	Tensiómetro Omron Hem-7130
Características Técnicas		
Marca	Scian	Omron
Batería	2 tamaño AAA	4 tamaño AA
Adaptador de CA	Si	Si
Vida útil de las pilas	-	1000 mediciones
Voltaje adaptador	No	6V
Método de medición	Oscilométrica	Oscilométrica
Detecta el movimiento	No	Si
Detecta latidos irregulares	Si	Si
N° de mediciones	90	60
Promedio medición	3 ultimas	3 ultimas
Precisión de medida	-Presión: ± 3 mmHg -Pulso: $\pm 5\%$	-Presión: ± 3 mmHg -Pulso: $\pm 5\%$
Precio	\$ 20	\$85




Elaborado por: Investigadora basada en los Manuales de Usuario de los tensiómetros [42] [43]

En la tabla 4.1 se muestran los parámetros más importantes mediante los cuales se ha seleccionado el tensiómetro de brazo OMRON HEM-7130 ya que al realizar un análisis del tensiómetro Scian con el osciloscopio no se obtuvo la información requerida mientras que con el tensiómetro de Omron si, ya que tiene una memoria de almacenamiento 24C08. Además, se pretende utilizar ingeniería inversa para la obtención de las señales eléctricas que contiene la información de la presión arterial y pulso arterial o frecuencia cardíaca.

B. Análisis del tipo de Glucómetro

Es necesario que el glucómetro cuente con características en la cual se debe considerar la conexión USB o inalámbrica para la comunicación con la PC u otro dispositivo inalámbrico; por ello se ha considerado los siguientes glucómetros.

Tabla 4. 3 Características técnicas de glucómetros

Características Técnicas	FreeStyle Optium	Accu-Chek Instant	VivaChek Ino
			
Fabricante	Abbot	Roche	VivaCheck
Volumen de muestra	0,6 ul	0,4 ul	0,5 ul
Tiempo de respuesta	5 segundos	4 segundos	5 segundos
N° de mediciones	450	720	900
Codificación	No	Si	Si, automática
Fecha y Hora	Si	Si	Si
Conexión USB	Si	Si	Si
Conexión Bluetooth	No	Si	No
Compatibilidad	Windows XP, 7, Vista	Windows XP, 7, Vista, 8	Windows XP, 7, Vista, 8
Voltaje	1, 55 V	3 V	3V
Corriente	55 mA	150 mA	150 mA
Consumo energético	Bajo	Bajo	Bajo
Peso	43 g	40 g	47 g
Precio	\$40	\$ 46	\$ 42




Elaborado por: Investigadora basada en los manuales de los glucómetros [47] [48] [49]

En base al análisis técnico comparativo de la tabla 4.3 para los diferentes tipos de glucómetro se ha seleccionado el glucómetro Accu-Chek Instant debido a las características: 720 muestras, conexión USB, conexión inalámbrica con bluetooth 4.1 y bajo consumo energético.

C. Análisis de la placa electrónica para el control del sistema

Para el control del sistema es importante analizar la placa electrónica que se ajuste a las características necesarias para la realización del proyecto, ya que debe recibir las señales del tensiómetro, sensor de temperatura y del glucómetro, para realizar el procesamiento y envío hacia el dispositivo de comunicaciones.

Tabla 4. 4 Características técnicas de placas electrónicas

Características Técnicas	PIC16F877A	NodeMCU	Teensy 3.1
			
Microcontrolador	16F877A	Procesador ESP8266	MK20DX256
Voltaje de entrada	5 V	4,5 V – 9 V	3.3 V – 5 V
Pines E/S digital	40 pines	32 pines	34 pines
Memoria flash	8 Kb	4 Mb	262 Kb
Frecuencia de Reloj	32 KHz - 20 MHz	80 – 160 Mhz	72 MHz
Cosumo energetico	Bajo	Bajo	Bajo
Corriente de operación	25 mA en cada pin	170 mA	--
Conexión WIFI	No	Si	No
Precio	\$6	\$13	\$20




Elaborado por: Investigadora basada en datos técnicos de placas electrónicas [50] [51] [52]

En la tabla 4.4 se presentan las características técnicas de las placas electrónicas de las cuales se eligió la placa NodeMCU para el desarrollo del proyecto de investigación por su conexión a WIFI, frecuencia de operación y mayor capacidad de memoria.

D. Análisis del servidor para la comunicación

Para transmitir las señales vitales y de glucosa se necesita establecer una conexión inalámbrica para realizar un servidor LAMP para el sistema ambulatorio por lo que en la tabla 4.5 se realiza una comparación de dispositivos.

Tabla 4. 5 Características técnicas de servidores

Características Técnicas	Orange Pi PC	Raspberry pi 3 modelo B	BeagleBone Black
			
Procesador	Cortex-A7 de 4 núcleos @ 1.6GHz	Intel Core i3 4010Y 1.3GHz	CPU ARM Cortex-A8, 1GHZ
Frecuencia de reloj	1,50 GHz	1,2 GHz	1 GHz
Memoria RAM	1 GB	1 GB	512 MB
Conectividad Inalámbrica	---	2.4GHz IEEE 802.11.b/g/n Bluetooth 4.1	USB HOST WIFI
Puertos y ranuras	40 pines HDMI video/audio 3 x USB 2.0 1 x USB OTG Network (RJ-45) Micro SD de hasta 64 Gb	GPIO 40 pines HDMI 4 x USB 2.0 CSI (cámara Raspberry Pi) DSI (pantalla tácil) Micro SD Micro USB	46 pines HDMI Micro SD USB Ethernet
Peso	38 g	23 g	39,68 g
Alimentation Entrada	100-240 V 3 A 50-60 Hz	100-240 V 0,5 A 50-60 Hz	-----
Alimentation Salida	5 V 2 A	5V 2 A	5 V 210-460 mA
Precio	\$ 25	\$ 55	\$ 45

Elaborado por: Investigadora basada en [53] [54] [55]

En base a las características se ha seleccionado la Raspberry pi 3 modelo B, ya que en base al prototipo es más cómoda por el peso, su conexión WI-FI, Bluetooth 4.1, la fuente de alimentación y por ser accesible en el mercado.

4.6. Diagrama esquemático del Sistema Ambulatorio

Una vez realizada la selección de sensores y dispositivos que permitirán determinar la presión arterial, pulso arterial, temperatura corporal y glucosa, se procede a diseñar la comunicación

inalámbrica para procesar y visualizar las señales antes mencionadas. En la figura 4.3 se describe las etapas para el sistema ambulatorio para el control de las señales vitales y prevención de la diabetes mellitus.

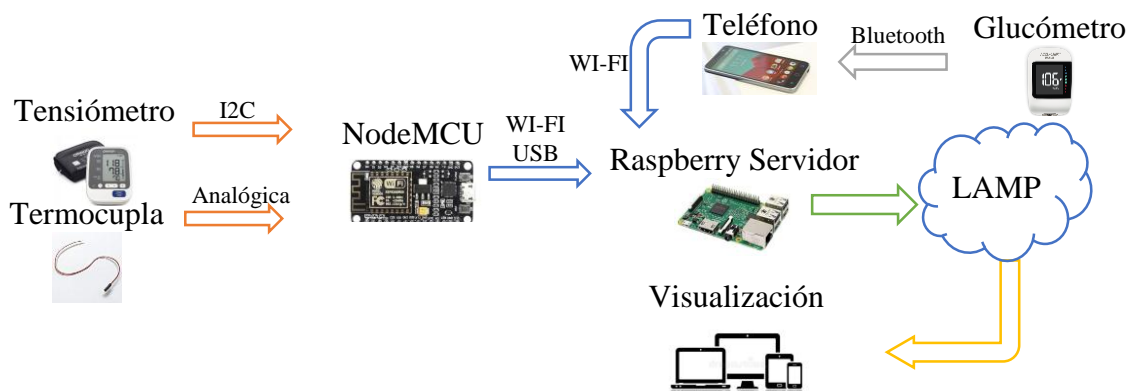


Fig. 4.3 Diagrama esquemático del sistema ambulatorio

Elaborado por: Investigadora

4.6.1. Adquisición de las señales de los sensores y equipos

La adquisición de las señales es la parte principal del proyecto, ya que representa la fiabilidad y confiabilidad del sistema. Las señales deben procesarse de manera cuidadosa y responsable. Por lo cual a continuación se presenta el acondicionamiento de cada una de las señales.

A. Presión arterial y pulso arterial

De acuerdo a las características técnicas analizadas en la tabla 4.1 se tiene que el monitor de la marca OMRON modelo HEM-7130 presentado en la figura 4.4, el cual emplea el método oscilométrico para la medición de la presión arterial y pulso arterial; por lo tanto se debe aplicar ingeniería inversa.



Fig. 4.4 Tensiómetro de brazo OMRON HEM-7130 [43]

En el monitor de presión arterial de brazo se utiliza el método oscilométrico de medición, esto significa que el monitor detecta el movimiento de la sangre mediante su arteria braquial y convierte los movimientos en una lectura digital de esta manera el monitor oscilométrico no necesita estetoscopio, por lo tanto, el monitor es fácil de usar.

La señal de la presión y pulso arterial se obtendrá del tensiómetro, para lo cual se ha procedido a desarmarlo para encontrar la memoria y así obtener la información necesaria como lo indica la figura 4.5.



Fig. 4. 5 Parte interna de la placa central del tensiómetro

Elaborado por: Investigadora

Realizando un análisis interno del hardware se ha descubierto varios elementos de los cuales podría ser factible la adquisición de los datos necesarios para el proceso de desarrollo, la placa interna del tensiómetro y sus principales componentes internos se presentan en la figura 4.6.

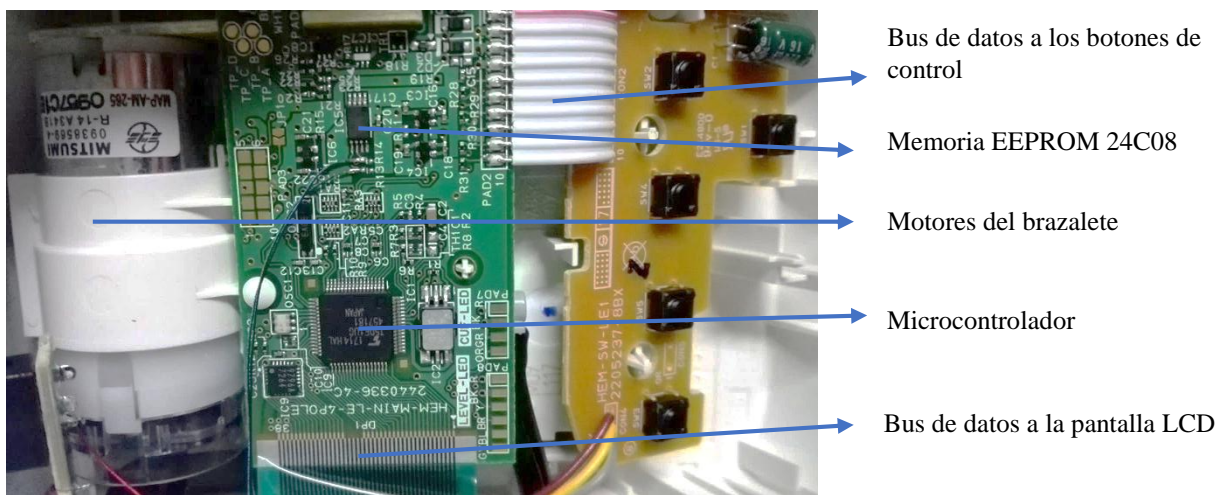


Fig. 4. 6 Características técnicas de la placa central del tensiómetro

Elaborado por: Investigadora

Una vez analizando cada uno de los componentes internos de los cuales se pretende la obtención de la información se encontró el equivalente a la memoria EEPROM 24C08 en el cual, el pin 4 es GND, el 5 es SDA (serial Data) y el 6 es SCL (serial Clock), las cuales transportan información entre los dispositivos conectados al bus de datos un ejemplo se visualiza en la figura 4.7.

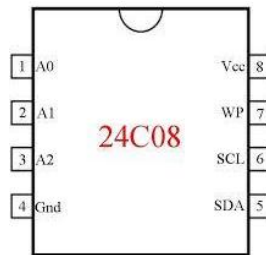


Fig. 4. 7 Distribución de pines de la Memoria EEPROM 24C08 [56]

La memoria 24C08 está compuesta internamente por 4 bancos de memoria de 256 bits cada uno (x50, x51, x52, x53) permitiendo un almacenamiento máximo de 60 mediciones.

En la figura 4.8 se realizó la conexión del tensiómetro con la nodeMCU para obtener la información de la presión sistólica, presión diastólica y pulso arterial.



Fig. 4. 8 Conexión tensiómetro OMRON con NodeMCU

Elaborado por: Investigadora

Una vez realizada la conexión para leer los valores almacenados en los diferentes bancos de memoria es necesario conectar los pines 5 y 6 que corresponden a SDA y SCL.

El pin bidireccional SDA se utiliza para transferir direcciones y datos de entrada y salida, mientras que el pin SCL se utiliza para sincronizar la transferencia de datos desde y hacia el dispositivo.

Mediante un programa realizado en el IDE de Arduino se obtuvieron los siguientes datos en la computadora como lo indica la siguiente tabla 4.6 donde se observa un resumen de la lectura de las posiciones que posee el banco de memoria x50, en el cual se identifica la posición de las medidas dentro del banco de 256 bits de almacenamiento.

Tabla 4. 6 Lectura de los bancos de memoria

Posición	Descripción
96	Numero de mediciones
118	Año
119	Mes
120	Día
121	Hora
122	Minuto
123	Segundo
185	Presión sistólica
186	Presión diastólica
187	Pulso arterial

Elaborado por: Investigadora

Analizando los datos obtenidos en las posiciones de memoria como: el número de mediciones realizadas, la presión sistólica, presión diastólica, pulso arterial, la fecha completa que permite leer los datos a través de la comunicación I2C como se representa en la figura 4.9.

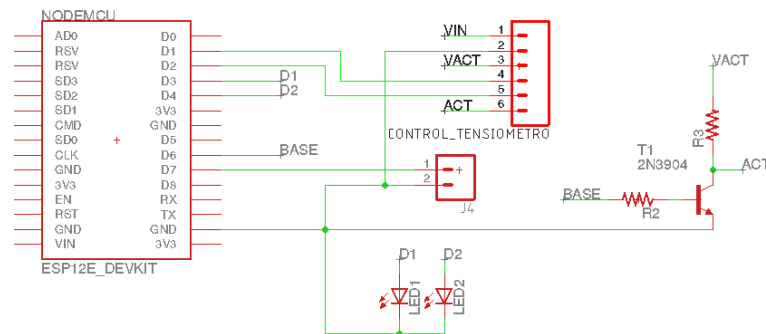


Fig. 4. 9 Circuito esquemático de conexión del Tensiometro

Elaborado por: Investigadora

En la tabla 4.7 se realizó un análisis de los datos obtenidos con presión arterial y pulso arterial de 5 personas, donde se compara el valor almacenado con el valor real.

Tabla 4. 7 Características técnicas de sensores de temperatura

N°	Presión Sistólica		Presión Diastólica		Pulso Arterial	
	Valor Almacenado	Valor Real	Valor Almacenado	Valor Real	Valor Almacenado	Valor Real
1	92	117	70	70	58	58
2	94	119	76	76	69	69
3	69	94	74	74	75	75
4	100	125	72	72	53	53
5	114	139	62	62	68	68

Elaborado por: Investigadora

Al analizar los datos obtenidos la presión diastólica y el pulso arterial da los mismos resultados mientras que la presión sistólica no presenta los mismos valores por lo que después de analizar los datos se determinó que si se suma 25 a los datos almacenados tenemos como resultado el valor real.

B. Temperatura corporal

El sensor tipo termocupla PT100, el cual es sumergible lo que es beneficioso ya que al momento de colocar el sensor en la axila del paciente ya que tiende a sudar por lo que el sensor no se dañara.

La temperatura axilar normal es de 35.9°C a 36.7°C se toma alrededor de 1 minuto, es inferior a la de la boca, pero en más higiénico tomarla ya que se toma varias veces y requiere de una técnica fácil. Además, se aconseja limpiar el termómetro con agua fría y jabonosa.

De acuerdo con sus características técnicas no requiere de un acoplamiento adicional, pero se recomienda utilizar una resistencia de 470 ohm, para evitar altas impedancias, por lo que hay que acoplar el sensor tipo termocupla y la placa NodeMCU como lo indica la figura 4.10.

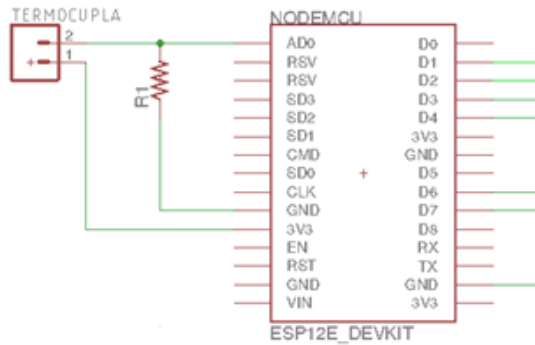


Fig. 4.10 Circuito esquemático del sensor de temperatura

Elaborado por: Investigadora

El incremento de la resistencia no es lineal, pero si creciente y característico del platino de tal forma que mediante tablas es posible encontrar la temperatura exacta a la que corresponda como en la figura 4.11.

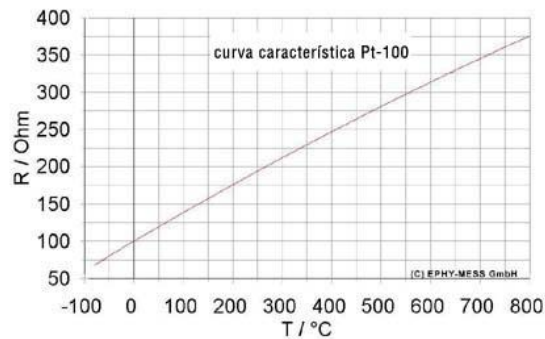


Fig. 4.11 Curva característica del sensor de temperatura PT-100

Fuente: Sensor [57]

Aplicando los mínimos cuadrados, asignando valores a la variable x (valor medido con un termómetro) y el valor ADC (valor medido con la termocupla) se tiene:

$$\sum y = Na + b \sum x \quad (1)$$

$$\sum xy = \sum xa + b \sum x^2 \quad (2)$$

Tabla 4. 8 Valores de la temperatura registrada con un termometro digital y de la termocupla PT-100

Conversión Análogo/Digital		
Nº	Valor ADC	Termómetro
1	903	33.6
2	902	34.1
3	901	35.7
4	900	36.4
5	899	37.8
6	896	41.3

Elaborado por: Investigadora

Para analizar los datos medidos en la tabla 4.8 se utiliza el método de matrices para dar solución a las ecuaciones (1) y (2) generadas por la teoría de los mínimos cuadrados, ha permitido hallar los valores de las incógnitas a y b mediante las cuales se implementa una nueva ecuación (3).

$$y = a + bx \quad (3)$$

En la tabla 4.9 se detalla los datos obtenidos para generar la ecuación 3 y hallar los valores necesarios.

Tabla 4. 9 Valores de la temperatura registrada

Nº	ADC	Temperatura	ADC x Temp	Temp ^2
1	903	33.6	30340.8	1128.96
2	902	34.1	30758.2	1162.81
3	901	35.7	32165.7	1274.49
4	900	36.4	32760	1324.96
5	899	37.8	33982.2	1428.84
6	896	41.3	37004.8	1705.69
	5401	218.9	197011.7	8025.75

Elaborado por: Investigadora

La ecuación (3) permite obtener una linealización de los valores de presión convertidos en valores ADC teniendo las siguientes ecuaciones y representando la curva en la figura 4.12:

$$5401 = 6a + 218.9x$$

$$197012 = 218.9a + 8025.75b$$

$$y = -0.880x + 932.254$$

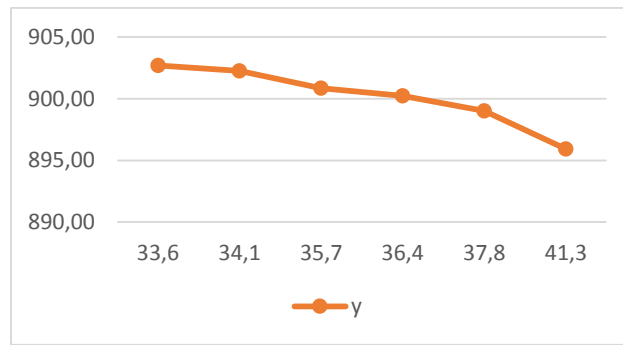


Fig. 4. 12 Valores linealizados de la temperatura

Elaborado por: Investigadora

Utilizando la información de la tabla 4.10 se puede comprobar los valores reales de la temperatura en el controlador.

Tabla 4. 10 Valores recalculados a partir de la ecuacion 3

X (°C)	Y (bits)	Valor ADC
33.6	902.70	903
34.1	902.26	902
35.7	900.86	901
36.4	900.24	900
37.8	899.01	899
41.3	895.93	896

Elaborado por: Investigadora

La figura 4.13 muestra el circuito de conexión de la temperatura en cual se conecta con la placa NodeMCU con la siguiente distribución: A0 pin analógico y resistencia de 470 ohm, pin GND tierra conectado resistencia y pin 3V3 otro extremo de la termocupla.

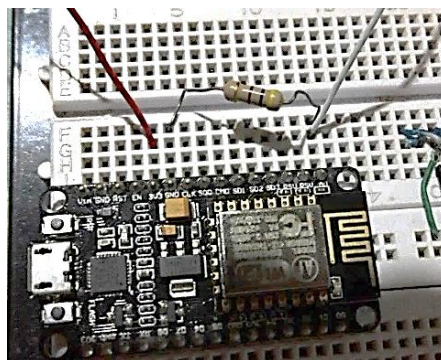


Fig. 4. 13 Circuito de Temperatura

Elaborado por: Investigadora

C. Glucómetro

Para medir el nivel de glucosa se utilizará el glucómetro ACCU-CHEK Instant que se visualiza en la figura 4.14, el cual tiene tecnología bluetooth 4.1, y conexión con cable de datos micro USB, el glucómetro proporciona resultados en 4 segundos como lo indica la tabla 4.3 de características técnicas.



Fig. 4. 14 Glucómetro ACCU-CHEK Instant

Fuente: Manual [47]

El glucómetro presenta ventajas y desventajas las cuales son de importancia para establecer conexión con el dispositivo y de esta manera obtener la información necesaria.

Ventajas

- ✓ Indicador del rango de la glucosa.
- ✓ El resultado del último registro y sus promedios (7/30/90 días) son visibles en el medidor, sin necesidad de desplazarse por un menú.
- ✓ No requiere ningún ajuste, simplemente se inserta una tira reactiva, se aplica una pequeña muestra de sangre y se observa el resultado, al retirar la tira reactiva después de la prueba se apagará automáticamente el glucómetro.

Desventajas

- El glucómetro se conecta con Accu-Chek® Connect App dependiendo de la región en la que se encuentre.
- Una vez que el medidor esté conectado con el Smartphone, los datos pueden transferirse de forma inalámbrica a Accu-Chek® Connect App o con cable USB.
- No se conecta con todos los Smartphones, ya que hay una lista de móviles para establecer conexión.

- Establece conexión con el sistema operativo Android desde 5.0 para arriba y Apple con IOS desde 7 para arriba, la conexión depende de la compatibilidad con el dispositivo.

A continuación, para obtener la información del dispositivo se procede a desarmarlo para saber el hardware que utiliza, se puede observar en la figura 4.15 la parte interna del glucómetro.



Fig. 4.15 Glucómetro ACCU-CHEK Instant parte interna

Elaborado por: Investigadora

En la figura 4.16 se observa la Placa interna del glucómetro cuyos componentes más importantes.

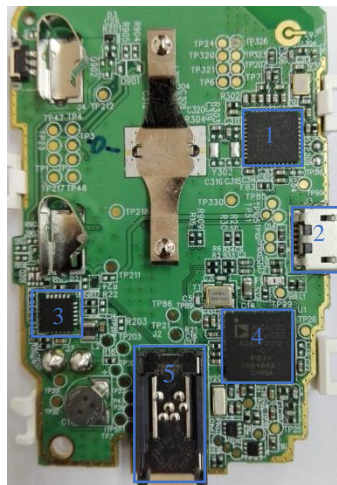


Fig. 4.16 Placa interna del glucómetro

Elaborado por: Investigadora

1. CC2541: El CC2541 es un dispositivo que ejecuta la pila BLE (Bluetooth Low Energy), tiene integrado On-Chip 8051 con 256Kb o 128Kb flash y 8Kb de RAM, con una potencia

de salida programable hasta de 0dBm y protocolo compatible con Bluetooth v4.0 para BLE [58].

2. Puerto micro USB hembra: El puerto micro USB hembra nos ayuda a la transferencia de archivos desde el dispositivo a una computadora.
3. Amplificador operacional: El amplificador operacional es un dispositivo compacto activo y lineal de alta ganancia, diseñados para proporcionar la función de transferencia deseada [59].
4. ADuCM350: La ADuCM350 es un convertidor de impedancia y potencióstato configurables con capacidad de medición de corriente y voltaje para sensores electroquímicos y biosensores con 16 Kb de EEPROM, 32 KB de SRAM, procesador Cortex M3 de 16 Mhz [60].
5. Lector de tiras reactivas: El lector de tiras reactivas está compuesto por un circuito interno en el cual se coloca en el glucómetro para determinar el nivel de la glucosa.

Concluido el análisis e identificación del hardware de la placa, se procede a extraer los valores almacenados de la glucosa a través del componente CC2541 el cual es un dispositivo Bluetooth v4.0, el cual es desarrollado por Nordic Semiconductor.

Nordic Semiconductor son los dueños del Hardware dentro del dispositivo y en base a los desarrolladores del hardware encontramos la aplicación nRF Connect el cual es una poderosa herramienta genérica que le permite explorar y explorar su dispositivo Bluetooth Low Energy (también llamado Bluetooth Smart o la versión 4.0+ de la especificación Bluetooth) y comunicarse con ellos, la aplicación también puede delegar su teléfono / tableta como como un periférico [61].

Nordic Semiconductor brinda la aplicación nRF Toolbox la cual nos ayuda analizar cada una de las posibles conexiones con el chip CC2541, siendo compatibles con cualquier Android y desarrolladores de la marca, en base a esto se modifica las aplicaciones para lo cual el objetivo es tener los niveles de glucosa se debe reorientar los datos para después publicar los valores.

nRF Toolbox es una aplicación de contenedor que almacena sus aplicaciones Nordic Semiconductor para Bluetooth de baja energía. Contiene aplicaciones que demuestran los

siguientes perfiles: Velocidad de ciclismo y Cadencia, velocidad de carrera y cadencia, monitor de frecuencia cardíaca, monitor de presión arterial, monitor de termómetro de salud, monitor de glucosa y monitor de proximidad. Todos estos perfiles son compatibles con cualquier dispositivo y fabricante de Bluetooth, siempre que los perfiles de Bluetooth estén configurados correctamente. [62]

En la figura 4.17 se visualiza la aplicación nRF Toolbox instalada en un celular sin realizar modificaciones.

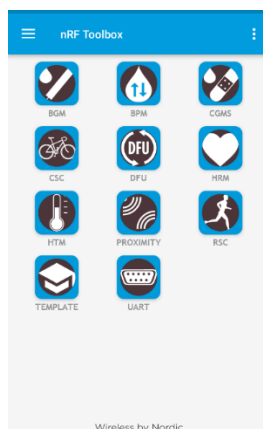


Fig. 4. 17 nRF Toolbox con la vista original

Elaborado por: Investigadora

La señal del glucómetro se obtendrá mediante Android Studio, con la programación realizada en la aplicación nRF Toolbox nos permite modificar su entorno para ajustarlo a nuestras necesidades al tener incorporado un monitor de glucosa con las siglas BGM. La aplicación es compatible con Android 4.3 o posterior, IOS 7 o posterior.

Una vez establecida la vinculación con nRF Connect via Bluetooth 4.0 se procede a establecer conexión con la aplicación “Receptor de Información Biomedica” donde se guardan los valores medidos de la glucosa con las principales líneas de configuración.

```
<activity
    android:name="no.nordicsemi.android.nrftoolbox.SplashscreenActivity"
    android:label="RECEPTOR DE INFORMACION BIOMEDICA "
    android:theme="@style/AppTheme.Fullscreen" >
    <intent-filter>
```

Con Android Studio siendo un entorno de desarrollo integrado con librerías se modifica la aplicación bajo el nombre Receptor de Informacion Biomedica.

Una vez modificado el nombre de la aplicación se invoca a “realizaPetición”, la cual toma la información de la variable global para publicar en HPPT como l indica las siguientes líneas de código.

```
public void realizarPetición(View v) throws IOException {
    System.out.println("Realizando petición http");
    if(GLUCOSA != null){
        GetTask task = new GetTask();
        task.execute();
    }
    else { showToast("NO SE HAN CARGADO DATOS");
    }}

```

La clase pública Get Task es la ruta de ubicación y una vez publicado ejecuta getResponse la cual invoca a “obtener” para ser almacenada en HTTP teniendo un valor nulo o dato mostrado.

```
public class GetTask extends AsyncTask<String, Void, String> {
    private Exception exception;
    protected String doInBackground(String... urls) {
        try {
            String getResponse=obtener("http://192.168.0.102/codigos/glucosa.php?gls="+GLUCOSA);
            return getResponse;
        } catch (Exception e) {
            System.out.println("error en petición >>" + e);
            this.exception = e;
            return null;}
    }
}

```

Las líneas de que ejecuta getResponse permite la liberación del buffer o la transferencia de datos por la conexión con el url.

```
protected void onPostExecute(String getResponse) {
    if (getResponse == null)
        {showToast("Espere mientras se libera el buffer");
        }
    else {showToast("Dato almacenado, transferencia exitosa!");
    }
    System.out.println(getResponse);
}

```

En las líneas de código se presenta el GlucoseManager el cual analiza las características del glucometro y los registros.

```
public class GlucoseManager extends BleManager<GlucoseManagerCallbacks> {
    private static final String TAG = "GlucoseManager";

    /**
     * Glucose service UUID
     */
    public final static UUID GLS_SERVICE_UUID = UUID.fromString("00001808-0000-1000-8000-00805f9b34fb");
}

```



```

/**
 * Glucose Measurement characteristic UUID
 */
private final static UUID GM_CHARACTERISTIC = UUID.fromString("00002A18-0000-1000-8000-00805f9b34fb");
/**
 * Glucose Measurement Context characteristic UUID
 */
private final static UUID GM_CONTEXT_CHARACTERISTIC = UUID.fromString("00002A34-0000-1000-8000-00805f9b34fb");
/**
 * Glucose Feature characteristic UUID
 */
private final static UUID GF_CHARACTERISTIC = UUID.fromString("00002A51-0000-1000-8000-00805f9b34fb");
/**
 * Record Access Control Point characteristic UUID
 */
private final static UUID RACP_CHARACTERISTIC = UUID.fromString("00002A52-0000-1000-8000-00805f9b34fb");

```

En la información del glucometro se encuentra dentro de un “record” y al final se realiza una conversión de g/l a mg/dl por lo que el valor de la glucosa se multiplica por 100000.

```

System.out.print("LA GLUCOSA ES: ");
System.out.println(record.glucoseConcentration);
GlucoseActivity.GLUCOSA = String.valueOf(record.glucoseConcentration * 100000);

```

En la figura 4.18 se visualiza la aplicación nRF Toolbox ya modificada para obtener los niveles de la glucosa, cabe mencionar que se cambió el nombre nRF Toolbox a “RECEPTOR DE INFORMACION BIOMEDICA”.

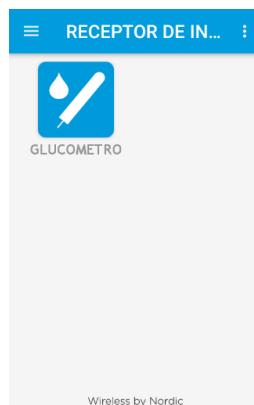


Fig. 4. 18 nRF Toolbox modificado

Elaborado por: Investigadora

De esta forma se obtuvo los siguientes datos en los registros donde se identifica cada característica de conexión con el glucómetro, cabe destacar que la conexión vía bluetooth se vincula con un dispositivo a la vez.

En la figura 4.19 se demuestra el análisis del encapsulamiento de la información en el glucómetro, a través de la aplicación de nRF Conect con la información de servicio primario.

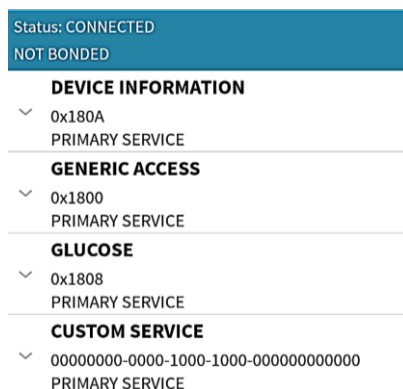


Fig. 4. 19 Análisis de los registros del Glucómetro

Elaborado por: Investigadora

El análisis de los registros del glucómetro se describe en la tabla 4.11, en la cual se describe los registros que utiliza el glucómetro una vez conectado vía Bluetooth 4.0.

Tabla 4. 11 Analisis de los registros del Glucómetro

Análisis de registros	
Registro	Significado
0x180A	El Servicio de información del dispositivo expone información del fabricante y / o del proveedor sobre un dispositivo.
0x1800	El servicio de acceso genérico contiene información genérica sobre el dispositivo.
0x1808	Este servicio expone la glucosa y otros datos de un sensor de glucosa para su uso en aplicaciones de atención médica para consumidores y profesionales.

Elaborado por: Investigadora en base a los registros del glucometro [63]

En la figura 4.20 se realiza un análisis del registro 0x180A, el cual tiene la información del dispositivo con los siguientes datos:

DEVICE INFORMATION		FIRMWARE REVISION STRING	
0x180A		UUID:	
PRIMARY SERVICE		00002A26-0000-1000-8000-00805F9B34FB	
SYSTEM ID	R	Properties: READ	
UUID:		MANUFACTURER NAME STRING	R
00002A23-0000-1000-8000-00805F9B34FB		UUID:	
Properties: READ		00002A29-0000-1000-8000-00805F9B34FB	
MODEL NUMBER STRING	R	Properties: READ	
UUID:		IEEE 11073-20601 REGULATORY	R
00002A24-0000-1000-8000-00805F9B34FB		CERTIFICATION DATA LIST	
Properties: READ		UUID:	
SERIAL NUMBER STRING	R	00002A2A-0000-1000-8000-00805F9B34FB	
UUID:		Properties: READ	
00002A25-0000-1000-8000-00805F9B34FB		PNP ID	R
Properties: READ		UUID:	
		00002A50-0000-1000-8000-00805F9B34FB	
		Properties: READ	

Fig. 4. 20 Interfaz de la aplicación nRF Connect

Elaborado por: Investigadora

En la tabla 4.12 se describe la información del registro 0x180A.

Tabla 4. 12 Analisis del registro 0x180A

Análisis de registros	
Registro	Significado
0x2A23	La característica ID del SISTEMA consiste en una estructura con dos campos: LSO y MSO. Esta es una estructura de 64 bits que consiste en un identificador definido por el fabricante de 40 bits concatenado con un identificador único de organización (OUI) exclusivo de 24 bits.
0x2A24	El valor de esta característica es una cadena UTF-8 que representa el número de modelo asignado por el proveedor del dispositivo.
0x2A25	El valor de esta característica es una cadena UTF-8 de longitud variable que representa el número de serie para una instancia particular del dispositivo.
0x2A26	El valor de esta característica es una cadena UTF-8 que representa la revisión de firmware para el firmware dentro del dispositivo.
0x2A29	El valor de esta característica es una cadena UTF-8 que representa el nombre del fabricante del dispositivo.
0x2A2A	El contenido de esta característica está determinado por la Organización autorizadora que proporciona las certificaciones.
0x2A50	La característica PnP_ID devuelve su valor cuando se lee usando el procedimiento de Lectura de Valor Característico GATT.

Elaborado por: Investigadora en base a la información del registro [63]

En la figura 4.21 se realiza un análisis del registro 0x1800, el cual tiene la información del dispositivo con los siguientes datos:

GENERIC ACCESS	
^	0x1800
	PRIMARY SERVICE
	DEVICE NAME (R) UUID: 00002A00-0000-1000-8000-00805F9B34FB Properties: READ
	APPEARANCE (R) UUID: 00002A01-0000-1000-8000-00805F9B34FB Properties: READ

Fig. 4. 21 Análisis del registro 0x1800

Elaborado por: Investigadora

En la tabla 4.13 se describe la información del registro 0x1800.

Tabla 4. 13 Analisis del registro 0x1800

Análisis de registros	
Registro	Significado
0x2A00	La información contenida en esta página web es informativa lo que significa que el texto puede proporcionar antecedentes o contexto al texto autorizado contenido en la especificación Bluetooth adoptada.
0x2A01	Apariencia del dispositivo.

Elaborado por: Investigadora en base a [63]

En la figura 4.22 se realiza un análisis del registro 0x1808, el cual tiene la información del dispositivo con los siguientes datos:

GLUCOSE		RECORD ACCESS CONTROL POINT W I	
0x1808		UUID:	00002A52-0000-1000-8000-00805F9B34FB
PRIMARY SERVICE		Properties:	WRITE,INDICATE
GLUCOSE MEASUREMENT	N	Write Type:	WRITE REQUEST
UUID:		Descriptors:	
00002A18-0000-1000-8000-00805F9B34FB		Client Characteristic Configuration	R
Properties:		UUID:	0x2902
NOTIFY		Indications enabled	
Descriptors:		DATE TIME	R
Client Characteristic Configuration	R	UUID:	00002A08-0000-1000-8000-00805F9B34FB
UUID:	0x2902	Properties:	READ
GLUCOSE FEATURE	R	Value:	
UUID:		Hex:	0x2002
00002A51-0000-1000-8000-00805F9B34FB		Hex:	0xE2070601143200
Properties:			
READ			

Fig. 4. 22 Análisis del registro 0x1808

Elaborado por: Investigadora

En la tabla 4.14 se describe la información del registro 0x1808.

Tabla 4. 14 Analisis del registro 0x1808

Análisis de registros	
Registro	Significado
0x2A18	La característica de medición de glucosa es una estructura de longitud variable que contiene un campo Indicadores, un campo Número de secuencia, un campo Hora base y, según el contenido del campo Indicadores, puede contener un campo Desplazamiento de tiempo, campo Concentración de glucosa, campo Ubicación de muestra de tipo y un campo Anunciación del estado del sensor.
0x2A51	La Característica de Glucosa se usa para describir las características compatibles del Servidor. Cuando se lee, la Característica de Glucosa devuelve un valor que es utilizado por un Cliente para determinar las características admitidas del Servidor.
0x2A52	Este punto de control se usa con un servicio para proporcionar una funcionalidad de administración básica para la base de datos de registros de pacientes del Sensor de glucosa.
0x2A08	La característica de fecha y hora contiene campos para año, mes, día, horas, minutos y segundos.

Elaborado por: Investigadora en base a [63]

Una vez analizado los datos registrados se obtuvo los siguientes datos ya en la aplicación como lo indica la figura 4.23.



Fig. 4. 23 Datos del glucómetro

Elaborado por: Investigadora

Una vez obtenidos los datos se procede a publicar los datos para ya ser enviados al servidor y a la base de datos.

4.6.2. Flujogramas de procesos

Los algoritmos para el procesamiento de señales recibidas de los diferentes sensores se explicarán en las librerías e interrupciones empleadas para los diferentes sensores y dispositivos que conforman el sistema ambulatorio para el control de signos vitales y prevención de la diabetes mellitus.

A. **Tensiómetro** Para el proceso de desarrollo de la presión y pulso arterial se empleó el diagrama de flujo de la figura 4.24.

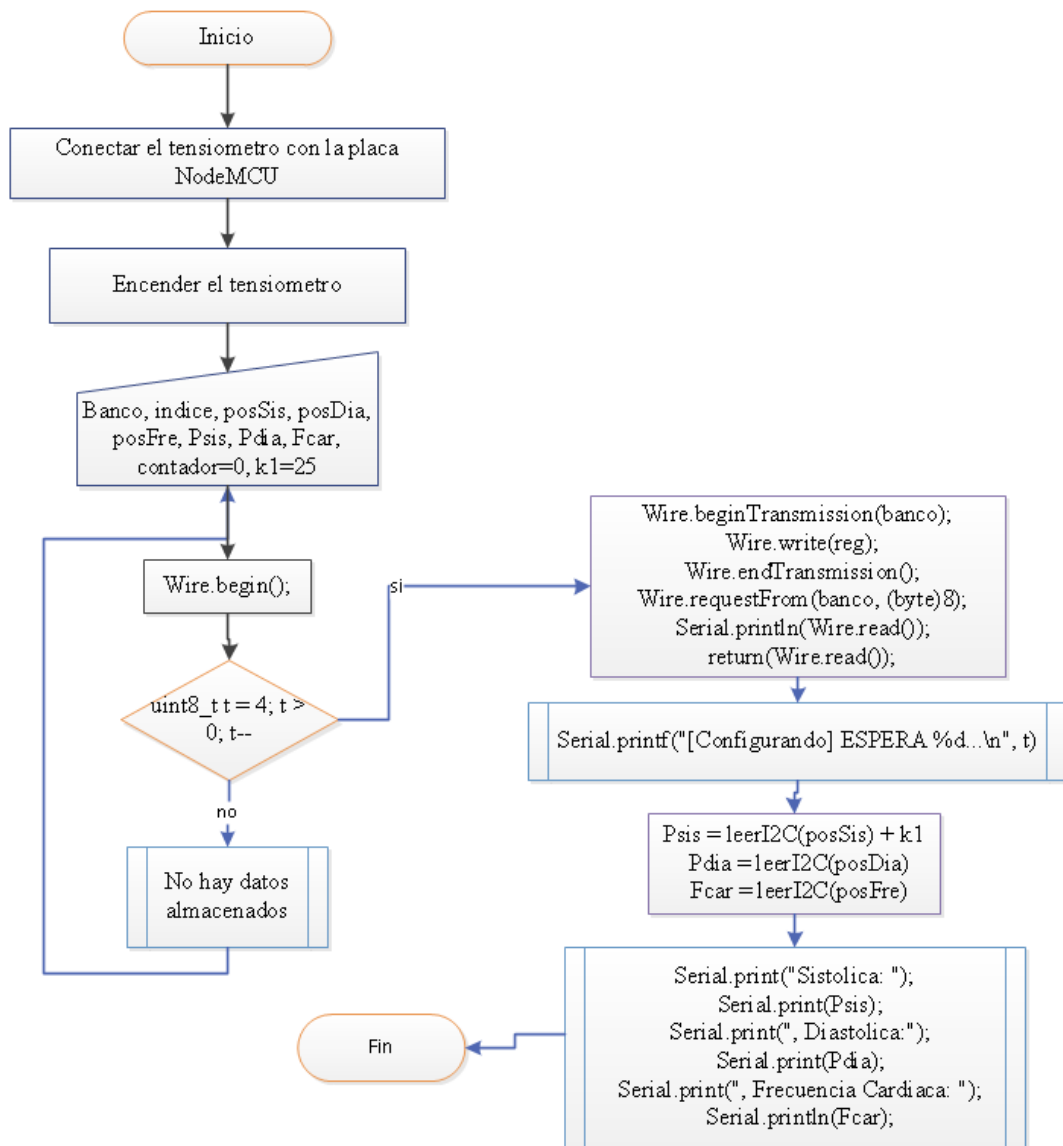


Fig. 4. 24 Diagrama de Flujo de Presión y Pulso arterial

Elaborado por: Investigadora

El algoritmo utiliza la librería Wire la cual es para comunicar la placa de NodeMCU con dispositivos que trabajan mediante el protocolo I2C, utiliza dos líneas de transmisión SDA y SCL además usa direcciones de 7 bits para identificar la dirección del dispositivo y el octavo bit indica si lee o escribe [14].

B. Temperatura: Para el desarrollo de la temperatura se empleas el diagrama de flujo de la figura 4.25.

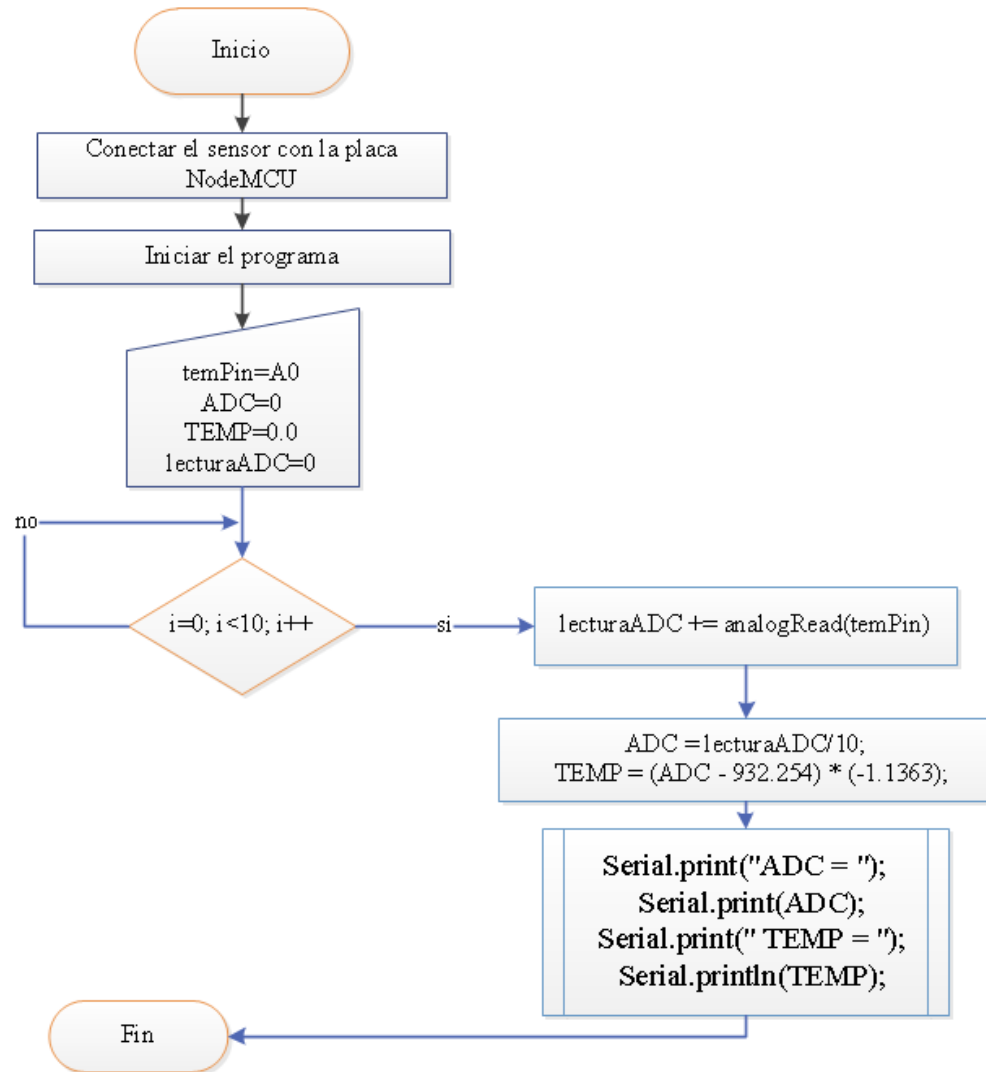


Fig. 4. 25 Diagrama de Flujo de Temperatura

Elaborado por: Investigadora

C. Glucosa: Para el desarrollo de la glucosa se emplea el siguiente diagrama de flujo en la figura 4.26. El diagrama utiliza nRF Connect el cual permite que los celulares se conecten con el Bluetooth 4.0 del glucómetro, ya que los celulares solo se conectan hasta 2.0 por Bluetooth.

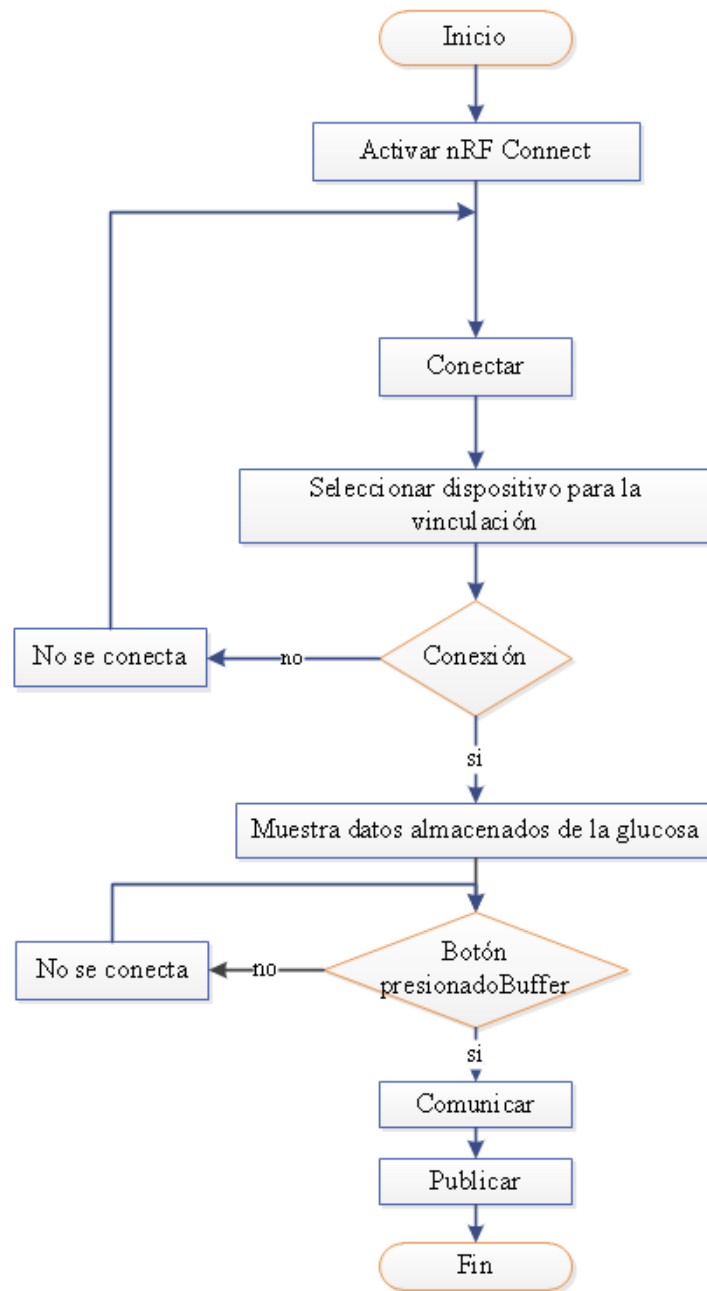


Fig. 4. 26 Diagrama de Flujo de Glucosa

Elaborado por: Investigadora

4.6.3. Almacenamiento

Para el almacenamiento y visualización de los datos procesados en el en el sistema inalámbrico se levantará un servidor LAMP en la Raspberry pi 3 modelo B especificada en la tabla 4.5, para

lo cual se debe instalar (Apache, PHP, MySQL, phpmyadmin, WordPress (gestor de contenido Web)), el cual cumple con un centro de datos de código abierto.

Los pasos para la creación del servidor LAMP se detallan a continuación:

- Conectar la Micro SD a una computadora para formatear la memoria SD y después copiar el programa Raspbian Lite.
- En la Raspberry pi 3 modelo B se coloca la MicroSD, un teclado, un mouse, cable HDMI, cable ethernet y el cargador como lo indica la figura 4.27.

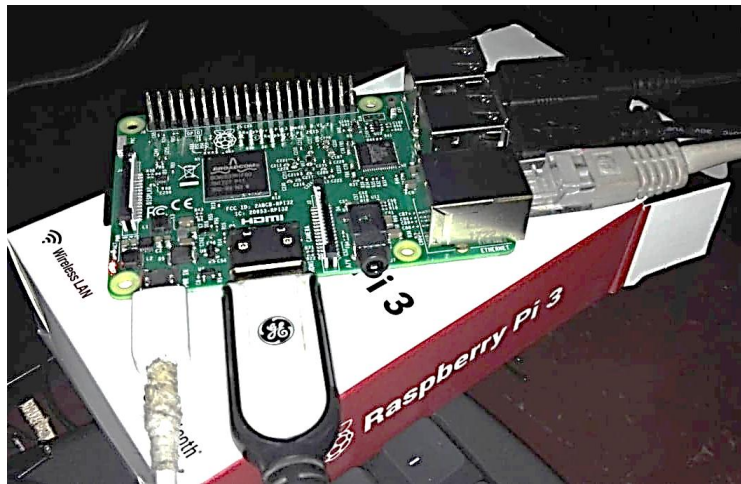


Fig. 4. 27 Conexión de la Raspberry pi 3 modelo B

Elaborado por: Investigadora

- Una vez conectada e iniciada la Raspberry con el nombre de usuario “pi” y la contraseña “raspberry” se procede a configurar el idioma, el teclado, la región con la línea de código:

```
sudo raspi-config
```

- Se debe actualizar los packs ya instalados con los siguientes comandos:

```
sudo apt-get update
```

```
sudo apt-get upgrade
```

- Configuración de Apache

```
sudo apt-get install apache2
```

```
cd /var/www/
```

```
sudo chown -R www-data:www-data html
```

```
sudo find html -type d -print -exec chmod 775 {} \;
```

```
sudo find html -type f -print -exec chmod 664 {} \;
```

```
usermod -a -G www-data pi
```

- Configurar PHP

```
sudo apt install -t stretch -y php7.0 libapache2-mod-php7.0 php7.0-mysql
```

```
sudo /etc/init.d/apache2 restart
```

```
sudo /etc/init.d/apache2 status
```

```
/var/www/html/index.php
```

```
<?php phpinfo(); ?>
```

- Configurar MySQL

```
sudo apt install mariadb-server
```

- Configuración phpMyAdmin se visualiza en la figura 4.28

```
sudo apt-get install phpmyadmin
```

```
sudo nano /etc/apache2/apache2.conf
```

```
Include /etc/phpmyadmin/apache.conf
```

```
/etc/init.d/apache2 restart
```



Fig. 4. 28 Visualización de phpMyAdmin

Elaborado por: Investigadora

- Configuración de WordPress

```
cd /var/www/html/
```

```
sudo rm *
```

```
sudo wget http://wordpress.org/latest.tar.gz
```

```
sudo tar xzf latest.tar.gz
```

```
sudo mv wordpress/* .  
sudo rm -rf wordpress latest.tar.gz  
sudo chown -R www-data: .  
mysql -upi -praspberry  
mysql> create database wordpress;
```

Para realizar cada conexión con los diferentes programas instalados se debe saber la ip que está utilizando en la Raspberry, la cual se sabe con el comando “*sudo ifconfig*” o configurarla con una ip estática como ejemplo 192.168.0.102.

4.6.4. Visualización

Para la interfaz de visualización de los datos almacenados se emplea el servidor WordPress, el cual es un gestor de contenido Web, ya que la información se carga directamente en el servidor siendo su principal característica. Para lo cual se debe crear un usuario y una contraseña.

En la figura 4.29 se presenta la configuración de la página Web donde será almacenada la base de datos del sistema ambulatorio.

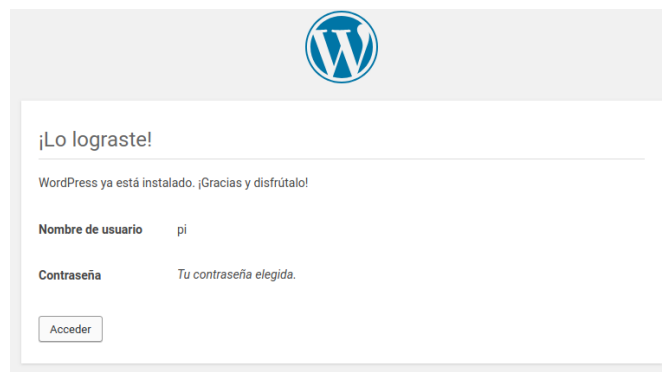


Fig. 4. 29 Configuración de WordPress

Elaborado por: Investigadora

El servidor web realizado en WordPress se visualiza en la figura 4.30, el cual presenta el menú principal.

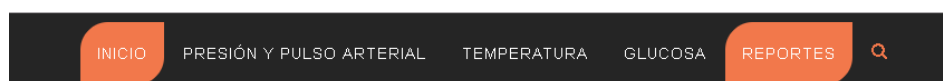


Fig. 4. 30 Servidor en WordPress

Elaborado por: Investigadora

El servidor web está conformado por 5 menús clasificados de la siguiente forma:

Inicio: En el menú inicio se detalla una introducción actual de la Diabetes Mellitus en la actualidad.

Presión y Pulso Arterial: En el menú Presión y Frecuencia Cardiaca contiene la información en graficas con hora y fecha de la presión sistólica, presión diastólica y pulso arterial.

Temperatura: En el menú temperatura se detalla la temperatura del paciente con fecha y hora de la medición.

Glucosa: El menú glucosa contiene la medición de la glucosa con la información según la medida obtenida como: Sin Diabetes, Pre-Diabetes y Diabetes.

Reportes: El menú Reportes contiene la información detallada en tablas del número de mediciones, fecha y hora.

4.7. Construcción del Dispositivo

En la construcción del dispositivo se empleó en material MDF y Acrílico para la visualización de resultados, con un tamaño adecuado y portátil para poder utilizarlo se forma segura y precisa sin brindar incomodidad al paciente como lo indica la figura 4.31.



Fig. 4. 31 Diseño gráfico del Sistema Ambulatorio

Elaborado por: Investigadora

4.7.1. Diagramas Esquemáticos

La simulación del diagrama esquemático se realizó en el software EAGLE debido a la gran disponibilidad de librerías y componentes. El circuito esquemático del sistema ambulatorio se detalla a continuación:

En la figura 4.32 se describe la placa NodeMCU el cual procesa la presión arterial, pulso arterial y temperatura corporal, leds para la activación y procesamiento, y un botón para encender y apagar el circuito.

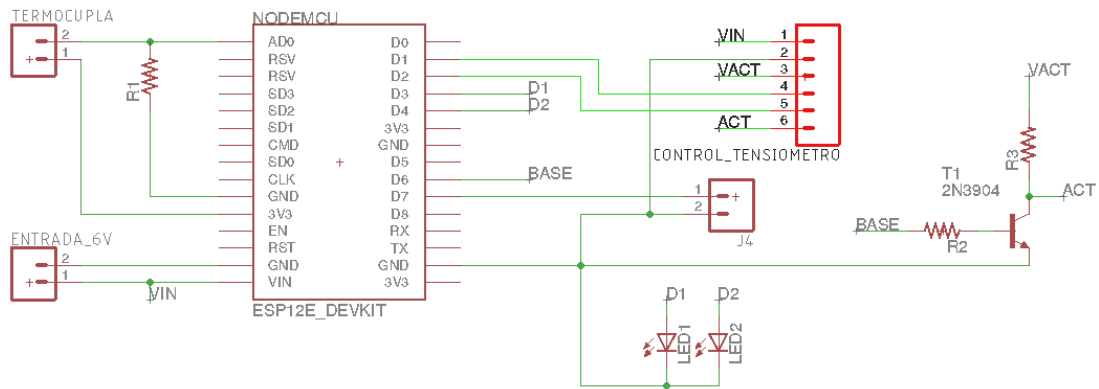


Fig. 4. 32 Diagrama Esquemático NodeMCU

Elaborado por: Investigadora

La placa NodeMCU establece conexión vía WI-FI con la Raspberry pi modelo B, para que los datos sean almacenados en el servidor. El glucómetro se conecta vía Bluetooth 4.0 con el teléfono y después de la conexión envía los datos almacenados al servidor.

4.7.2. Diagramas PCB

El diagrama PBC se diseña las pistas de las placas para reducir espacio para el prototipo, para el diseño del diagrama se emplea EAGLE como lo indica la figura 4.33.

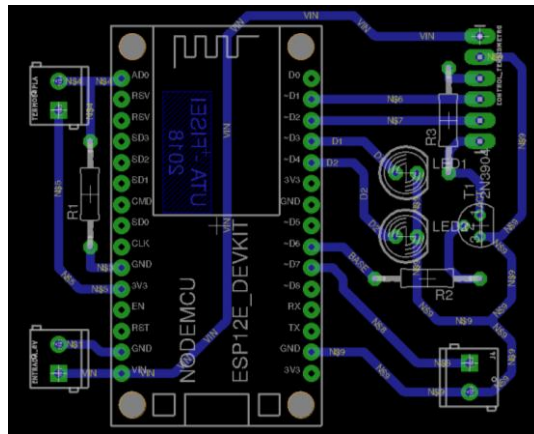


Fig. 4. 33 Diagrama PBC

Elaborado por: Investigadora

4.7.3. Placa Electrónica

Para la elaboración de la placa electrónica se empleó la técnica de planchado para lo cual se siguen los siguientes pasos: Primero se imprime a laser el circuito del Diagrama PBC en papel couché, después se recorta la baquelita y se limpia la superficie de impurezas con alcohol, al terminar se pega el circuito en la baquelita y se procede a planchar de 10 a 15 minutos, una vez concluido se le coloca en agua fría por una hora, a continuación se elimina el cobre utilizando cloruro férrico, una vez concluido se procede a quitar las impurezas con alcohol y para perforar y hacer el montaje de la placa como se muestra en la figura 4.34.



Fig. 4. 34 Placa Electrónica

Elaborado por: Investigadora

+

Una vez finalizada la construcción de las placas del dispositivo y el case MDF se acoplan de tal manera para obtener el prototipo final que se muestra en la figura 4.35.



Fig. 4. 35 Prototipo final

Elaborado por: Investigadora

4.8. Pruebas de Funcionamiento

Para verificar el funcionamiento del prototipo del sistema ambulatorio para el control de signos vitales y prevención de la Diabetes mellitus se realizan las pruebas con el prototipo.

De la misma forma se debe verificar que no exista errores durante el almacenamiento de los valores de los signos vitales (presión y pulso arterial y temperatura corporal) así como la medición de la glucosa. Las mediciones se realizaron el 24 de julio del presente año del presente año al medio día.

De la misma forma se debe verificar no exista errores durante el almacenamiento de la información en el servidor web y base de datos.

A. Signos Vitales

En la figura 4.36 se muestra los valores de las mediciones tomadas a una persona adulta mujer cuyos datos se pueden visualizar en el prototipo.

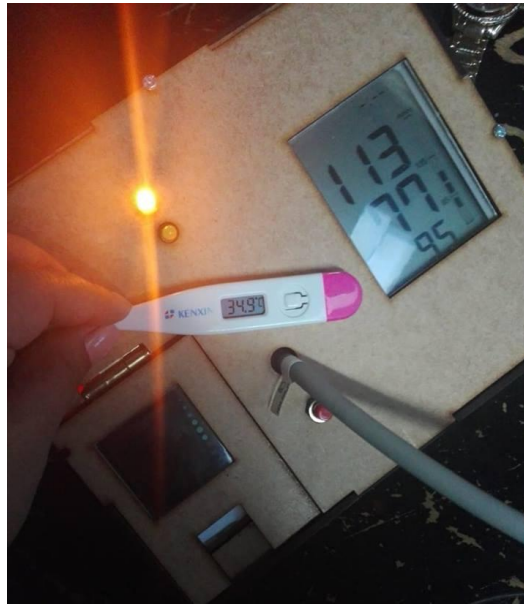


Fig. 4. 36 Signos vitales con el prototipo

Elaborado por: Investigadora

En la figura 4.37 se visualiza los datos que se almacenan en la base de datos señalando la medición que corresponden al número 8.

id	sistolica	diastolica	pulso	tempCentigrados	tiempo
1	110	71	90	33.24	2018-07-24 13:21:19
2	85	65	65	36.65	2018-07-24 13:26:33
3	106	70	69	30.97	2018-07-24 13:30:49
4	125	80	68	33.24	2018-07-24 13:37:12
5	95	45	60	33.24	2018-07-24 13:42:19
6	125	75	71	33.24	2018-07-24 13:47:37
8	113	77	95	32.11	2018-07-24 13:58:44
9	105	67	60	33.24	2018-07-24 14:02:19
10	139	94	76	32.11	2018-07-24 14:14:17
11	141	91	72	36.65	2018-07-24 14:45:49
12	129	83	58	36.65	2018-07-24 15:04:33
13	126	86	87	33.24	2018-07-24 15:13:43
14	131	81	72	32.11	2018-07-24 15:16:02
15	123	71	64	34.38	2018-07-24 15:24:54
16	103	70	68	32.11	2018-07-24 15:28:11

Fig. 4. 37 Datos almacenados en la base de datos

Elaborado por: Investigadora

En la figura 4.38 se visualiza los datos que se almacenan en el servidor web de la presión sistólica.

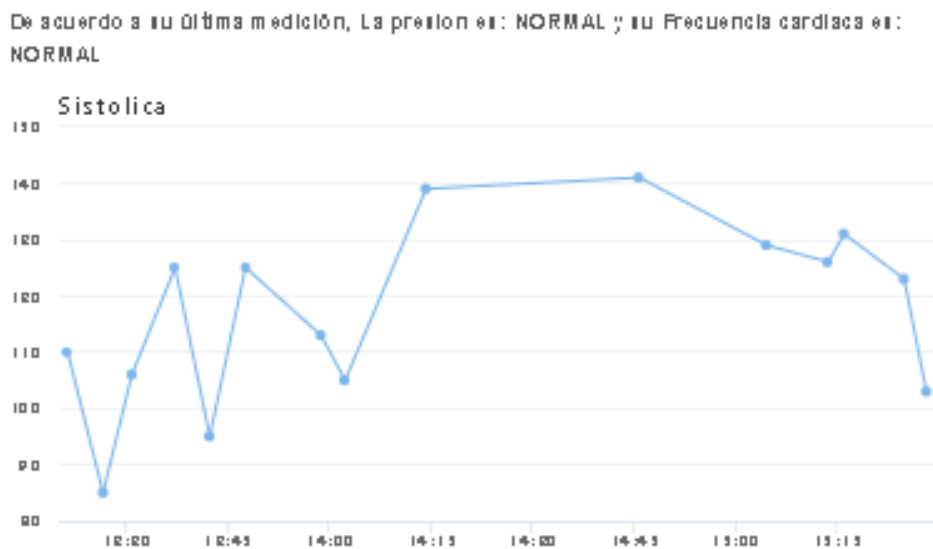


Fig. 4. 38 Datos almacenados de la presión sistólica

Elaborado por: Investigadora

En la figura 4.39 se visualiza los datos que se almacenan en el servidor web de la presión diastólica.

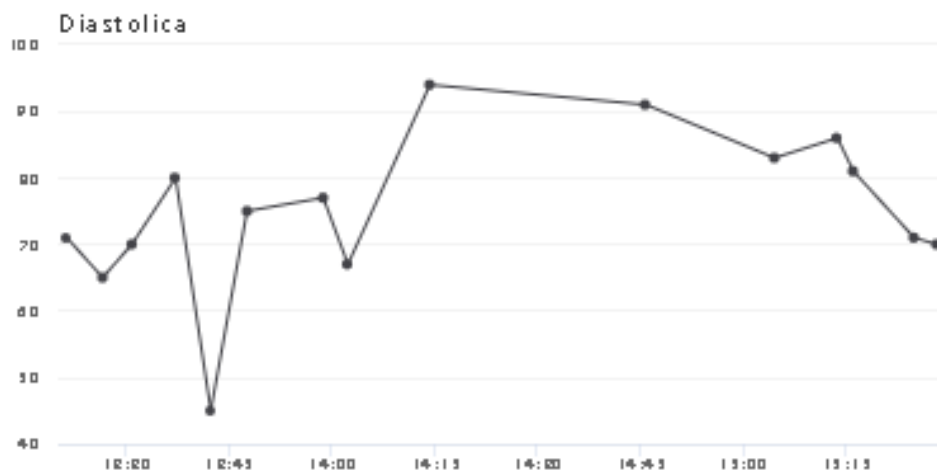


Fig. 4. 39 Datos almacenados de la presión diastólica

Elaborado por: Investigadora

En la figura 4.40 se visualiza los datos que se almacenan en el servidor web del pulso arterial.



Fig. 4. 40 Datos almacenados del pulso arterial

Elaborado por: Investigadora

En la figura 4.41 se visualiza los datos que se almacenan en el servidor web de la temperatura corporal.

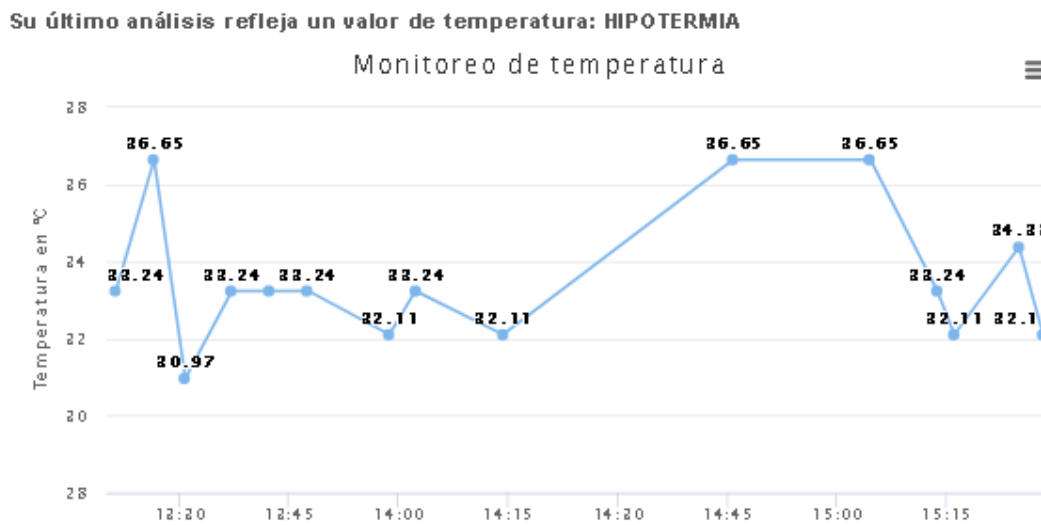


Fig. 4. 41 Datos almacenados de la temperatura corporal

Elaborado por: Investigadora

B. Glucosa

En la figura 4.42 se visualiza la medición de la glucosa de una mujer con fecha del 3 de agosto del presente año a las 4:26 pm.



Fig. 4. 42 Medición de la glucosa

Elaborado por: Investigadora

En la figura 4.43 se visualiza los datos almacenados en la aplicación con la hora y fecha correspondiente a la medición realizada.



Fig. 4. 43 Medición de la glucosa en la aplicación

Elaborado por: Investigadora

4.9. Interpretación de Resultados

Una vez realizado el proceso de las pruebas de funcionamiento tanto del prototipo como del almacenamiento de las mediciones realizadas se procede a determinar la fiabilidad y porcentaje de error con respecto a los equipos médicos utilizados comúnmente.

Analizando los datos obtenidos se procede a realizar el cálculo de errores que permita determinar la fiabilidad y porcentaje de error para ello se emplea el cálculo de errores:

Error Absoluto (Ea): se define como la diferencia entre el *V valorReal* y el *V valor medido*, su valor puede ser positivo o negativo, pero generalmente $|Ea| \ll V \text{ valor medido}$. Como lo indica la ecuación (3).

$$ErrorAbsoluto(Ea) = |V \text{ valorReal} - V \text{ valor medido}|(3)$$

Error Relativo (Er): Se define como el cociente entre el valor del valor absoluto y el valor real multiplicado para 100 y así obtener el porcentaje de error. Como lo indica la ecuación (4)

$$ErrorRelativo(Er) = \left| \frac{ErrorAbsoluto(Ea)}{Valor \text{ real}} \right| \times 100 (4)$$

A. Signos vitales

Los resultados en los signos vitales hay una gran diferencia de datos esto se debe a que no se puede ejecutar en el mismo instante la medición de la presión sistólica, presión diastólica, pulso cardiaco y temperatura corporal con el prototipo y un tensiómetro que se emplee comúnmente por los pacientes las mediciones se realizaron el 4 de agosto del presente año. Las mediciones con el prototipo se realizaron al medio día y con el tensiómetro y termómetro digital en la tarde del mismo día.

Tabla 4. 15 Analisis de valores de la presión sistolica

N°	Tensiómetro SCIAN LD-535	Prototipo	Error Absoluto	Error Relativo
1	110	110	0	0.00
2	86	85	1	1.16
3	107	106	1	0.93
4	125	125	0	0.00
5	97	95	2	2.06
6	127	125	2	1.57
7	115	113	2	1.74
8	104	105	1	0.96
9	140	141	1	0.71
10	142	141	1	0.70
11	130	130	0	0.00
12	126	126	0	0.00
13	130	131	1	0.77
14	124	123	1	0.81
15	103	103	0	0.00
			0.87	0.76

Elaborado por: Investigadora

Los resultados de la tabla 4.15 se determina que el prototipo presenta un porcentaje de error en la medición de 0.76%, la medición presenta un error absoluto promedio de 0.87 mmHg por lo que el prototipo se aproxima al valor real obtenido del tensiómetro SCIAN LD-535, con una fiabilidad de 99.24 % con respecto a la presión sistólica.

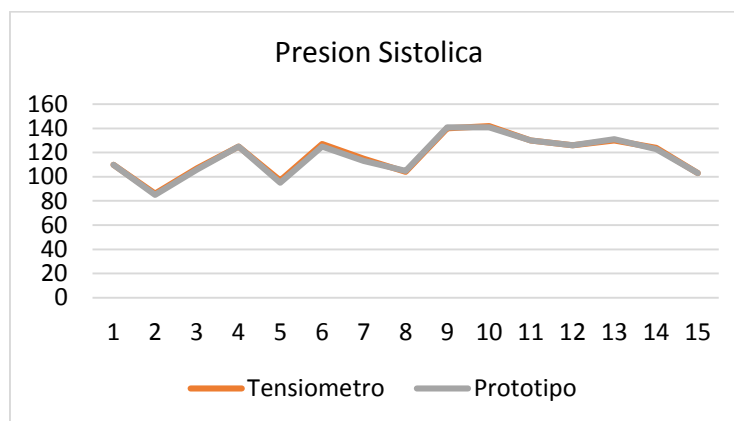


Fig. 4.44 Analisis de valores de la presión sistolica

Elaborado por: Investigadora

En la figura 4.44 se visualiza la comparación de los valores de la presión sistólica obtenidas del tensiómetro y del prototipo.

Tabla 4.16 Analisis de valores de la presión diastolica

Nº	Tensiómetro SCIAN LD-535	Prototipo	Error Absoluto	Error Relativo
1	72	71	1	1.39
2	65	65	0	0.00
3	70	70	0	0.00
4	79	80	1	1.27
5	44	45	1	2.27
6	74	75	1	1.35
7	77	77	0	0.00
8	65	67	2	3.08
9	94	94	0	0.00
10	90	91	1	1.11
11	83	83	0	0.00
12	86	86	0	0.00
13	80	81	1	1.25
14	71	71	0	0.00
15	71	70	1	1.41
			0.6	0.88

Elaborado por: Investigadora

En la tabla 4.16 se analiza que el prototipo presenta un porcentaje de error en la medición de 0.6%, la medición presenta un error absoluto promedio de 0.88 mmHg por lo que el prototipo se aproxima al valor real obtenido del tensiómetro SCIAN LD-535, con una fiabilidad de 99.12% con respecto a la presión diastólica.

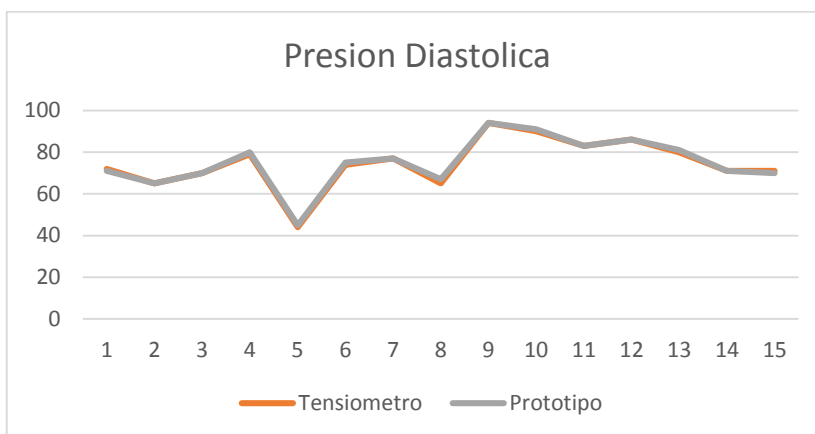


Fig. 4.45 Analisis de valores de la presión diastolica

Elaborado por: Investigadora

En la figura 4.45 se visualiza la comparación de los valores de la presión diastólica obtenidas del tensiómetro y del prototipo.

Tabla 4.17 Analisis de valores al pulso arterial

Nº	Tensiómetro SCIAN-LD535	Prototipo	Error Absoluto	Error Relativo
1	89	90	1	1.12
2	65	65	0	0.00
3	70	69	1	1.43
4	69	68	1	1.45
5	60	60	0	0.00
6	69	71	2	2.90
7	95	95	0	0.00
8	60	60	0	0.00
9	76	76	0	0.00
10	71	72	1	1.41
11	58	58	0	0.00
12	87	87	0	0.00
13	72	72	0	0.00
14	64	64	0	0.00
15	69	68	1	1.45
			0.47	0.65

Elaborado por: Investigadora

En la tabla 4.17 se analiza que el prototipo presenta un porcentaje de error en la medición de 0.65% en comparación al tensiómetro SCIAN LD-535, la medición presenta un error absoluto promedio de 0.47 mmHg por lo que el prototipo se aproxima al valor real obtenido con una fiabilidad de 99.35% con respecto al pulso arterial.

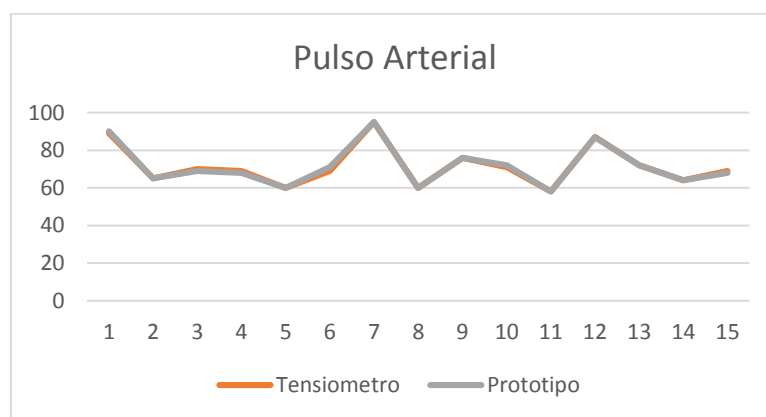


Fig. 4.46 Analisis de valores del pulso arterial

Elaborado por: Investigadora

En la figura 4.46 se visualiza la comparación de los valores del pulso arterial obtenidas del tensiómetro y del prototipo.

Tabla 4.18 Analisis de valores de la temperatura corporal

Nº	Termómetro Digital KENXIN	Prototipo	Error Absoluto	Error Relativo
1	36.7	33.24	3.46	9.43
2	35.6	36.65	1.05	2.95
3	34.4	30.97	3.43	9.97
4	36.3	33.24	3.06	8.43
5	35.07	33.24	1.83	5.22
6	35.07	33.24	1.83	5.22
7	34.9	32.11	2.79	7.99
8	35	33.24	1.76	5.03
9	34.7	32.11	2.59	7.46
10	35.9	36.65	0.75	2.09
11	36.65	36.65	0	0.00
12	36.7	33.24	3.46	9.43
13	35.3	32.11	3.19	9.04
14	34.1	34.38	0.28	0.82
15	35.3	32.11	3.19	9.04
			2.178	6.14

Elaborado por: Investigadora

De los resultados obtenidos en la tabla 4.18 se determina que la termocupla encargada de medir la temperatura corporal presenta un porcentaje de error de 6.14% en comparación con a un termómetro digital de marca KENXIN, por lo que se presenta un valor absoluto promedio de 2.178°C. Sin embargo, presenta una fiabilidad de 93.86% en la medición.

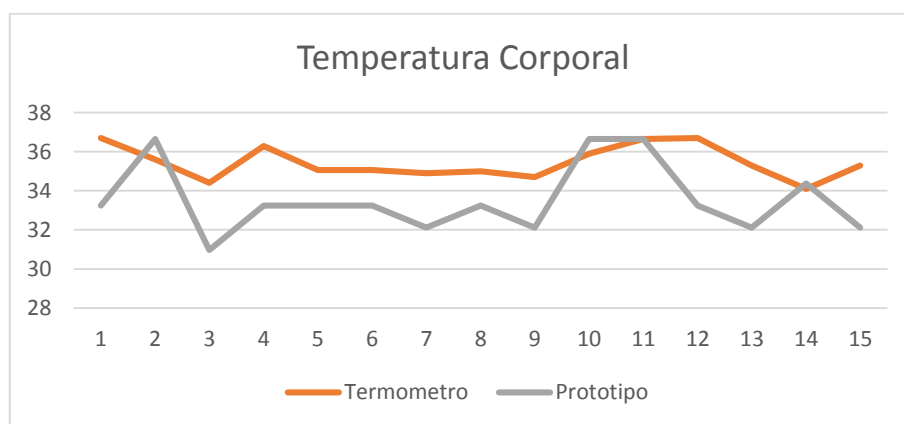


Fig. 4.47 Analisis de valores de la temperatura corporal

Elaborado por: Investigadora

En la figura 4.47 se visualiza la comparación de los valores de la temperatura corporal obtenidas del termómetro digital y del prototipo.

Una vez analizado los datos del prototipo con otros equipos se realiza un margen de error general para obtener el promedio de error del sistema ambulatorio.

Tabla 4.19 Analisis de valores de error general

	Presión Sistólica	Presión Diastólica	Pulso arterial	Temperatura Corporal	Total
Error Absoluto	0.87	0.6	0.47	2.18	1.03
Error Relativo	0.76	0.88	0.65	6.14	2.11
Fiabilidad					97.89

Elaborado por: Investigadora

En la tabla 4.19 se obtuvo un promedio de error absoluto de 1.03, un promedio de error relativo de 2.11 con una fiabilidad del sistema de 97.89.

Una vez analizados los datos con el margen de error absoluto se procede a reducir el error de la temperatura en el software IDE de Arduino para obtener los datos más exactos como lo indica la siguiente línea de código.

```
//error agregado
TEMP = ((ADC - 932.254) * (-1.1363)) + 2.178;
```

Una vez agregado el margen de error los valores serán más próxima a la temperatura corporal real de las personas teniendo una fiabilidad mayor.

Tabla 4. 20 Analisis de la temperatura corporal modificada

N°	Termómetro Digital KENXIN	Prototipo	Error Absoluto	Error Relativo
1	35.9	36.56	0.66	1.81
2	35.8	35.42	0.38	1.07
3	35.9	35.42	0.48	1.36
4	36.1	35.42	0.68	1.92
5	35.8	35.42	0.38	1.07
6	35.4	35.42	0.02	0.06
7	34.5	34.28	0.22	0.64
8	33.8	33.15	0.65	1.96
9	36	35.24	0.76	2.16
10	35.9	35.42	0.48	1.36
11	34.6	34.28	0.32	0.93
12	35.7	35.42	0.28	0.79
13	36.4	35.42	0.98	2.77
14	37.4	38.83	1.43	3.68
15	36	35.42	0.58	1.64
			0.55	1.55

Elaborado por: Investigadora

De los resultados obtenidos en la tabla 4.20 se determina que al aumentar el margen de error se obtiene que la termocupla encargada de medir la temperatura corporal presenta un porcentaje de error de 0.55% en comparación con a un termómetro digital, por lo que se presenta un valor absoluto promedio de 1.55°C. Sin embargo, presenta una fiabilidad de 98.45% en la medición.

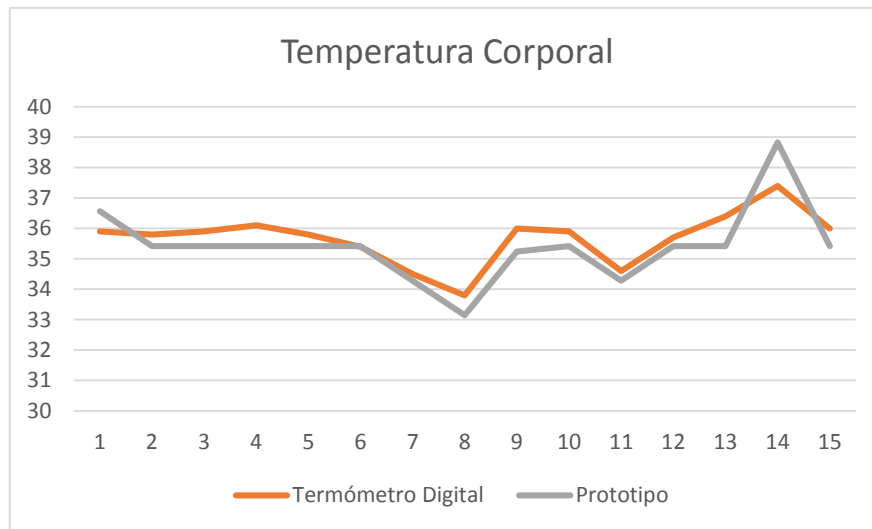


Fig. 4. 48 Analisis de valores de la temperatura corporal modificado

Elaborado por: Investigadora

En la figura 4.48 se visualiza la comparación de los valores de la temperatura corporal obtenidas del termómetro digital y del prototipo.

Una vez analizado los datos del prototipo con otros equipos se realiza un margen de error general para obtener el nuevo promedio de error del sistema ambulatorio.

Tabla 4. 21 Analisis de valores de error general modificada

	Presión Sistólica	Presión Diastólica	Pulso arterial	Temperatura Corporal	Total
Error Absoluto	0.87	0.6	0.47	0.55	0.62
Error Relativo	0.76	0.88	0.65	1.55	0.96
Fiabilidad					99.04

Elaborado por: Investigadora

En la tabla 4.21 se obtuvo un promedio de error absoluto de 0.62, un promedio de error relativo de 0.96 con una fiabilidad del sistema de 99.04.

B. Glucosa

Los valores de la glucosa no se puede realizar una comparación y determinar un porcentaje de error debido a que los datos se envían por bluetooth almacenados en la base de datos y visualizados en el servidor web.

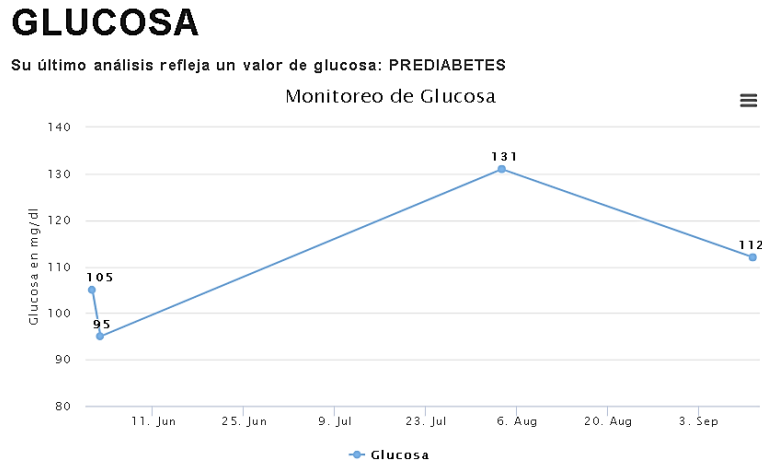


Fig. 4. 49 Medición de la glucosa en la aplicación

Elaborado por: Investigadora

4.10. Presupuesto

El presupuesto para la implementación del prototipo del sistema ambulatorio para el control de signos vitales y prevención de la diabetes mellitus, se divide el presupuesto en diseño y construcción. Para establecer el presupuesto del diseño se considera el total de las horas empleadas, se considera el análisis del salario básico de un ingeniero en Electrónica y Comunicaciones establecido por el Ministerio del Trabajo que corresponde a 858 dólares mensuales [14]. Se considera un promedio de 21 días laborables por año, mediante la ecuación 4 se obtiene el salario por día:

$$\text{Salario}_{\text{diario}} = \frac{\text{Salario}_{\text{mensual}}}{\text{Días}_{\text{laborables}}} \quad (4)$$

$$\text{Salario}_{\text{diario}} = \frac{858}{21}$$

$$\text{Salario}_{\text{diario}} = 40.86 \text{ [dólares]}$$

Es conocido que el día está constituido de 8 horas laborables, aplicando la siguiente ecuación 5 se obtiene la remuneración por hora de trabajo.

$$\text{Salario}_{\text{hora}} = \frac{\text{Salario}_{\text{diario}}}{\text{Horas}_{\text{laborables}}} \quad (5)$$

$$\text{Salario}_{\text{diario}} = \frac{40,86}{8}$$

$$\text{Salario}_{\text{diario}} = 5,11 \text{ [dólares]}$$

Se estiman 88 horas de investigación empleadas para el diseño, simulación y pruebas de funcionamiento; se obtiene el presupuesto de diseño del proyecto de investigación indicado en la tabla 4.22.

Tabla 4. 22 Presupuesto del diseño del sistema

Ítem	Descripción	Unidad	Cantidad	Valor Unitario	Valor Final
1	Diseño	Horas	88	5.11	449.68

Elaborado por: Investigadora

En la tabla 4.23 se describe los dispositivos, sensores, módulos y elementos electrónicos empleados en la construcción del prototipo.

Tabla 4. 23 Presupuesto de la construcción del sistema

Ítem	Descripción	Unidad	Cantidad	Valor Unitario	Valor Total
1	Tensiómetro	mmHg	1	85	85
2	Termocupla	°C	1	6	6
3	Glucómetro	mg/dl	1	46	46
4	NodeMCU	-	1	13	13
5	Raspberry	-	1	55	55
6	Fuente	V	1	9	9
7	Resistencia	Ohm	1	0.10	0.10
8	Cables	-	1	2.50	2.50
9	Leds	-	2	0.20	0.40
10	Sócalos	-	4	0.25	1
11	Espadines	-	2	0.50	1
12	Placa	-	1	6	6
13	Cloruro férrico	-	1	3	3
14	Impresiones	-	4	0.25	1
15	Case MDF	-	1	30	30
Subtotal					259
Iva (12%)					31.08
Total					290.08

Elaborado por: Investigadora

Una vez realizado el presupuesto de diseño y el presupuesto de la construcción se obtiene el presupuesto total indicado en la tabla 4.24.

Tabla 4. 24 Presupuesto total del sistema

Ítem	Descripción	Unidad	Cantidad	Valor Unitario	Valor Final
1	Diseño	Horas	88	5.11	449.68
2	Construcción	Dólares	1	290.08	290.08
				Total	739.76

Elaborado por: Investigadora

Finalmente, el presupuesto total para la implementación del sistema ambulatorio para el control de signos vitales y prevención de la diabetes mellitus es de 739.76 dólares, este valor es bajo en comparación a otros sistemas de monitoreo de señales vitales o de diabetes ya que no existe uno que realice los dos monitoreos. Por lo que si se llega a realizar más dispositivos el costo sería más bajo ya que no se consideraría el presupuesto de diseño siendo más accesible para los pacientes que requieran un control de signos vitales y prevención de diabetes mellitus.

CAPÍTULO V

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1. Conclusiones

Concluido el presente trabajo de investigación se establecen las siguientes conclusiones:

- Mediante el análisis de los diferentes dispositivos empleados en el control de signos vitales se seleccionaron los equipos que permitieron adquirir las diferentes variables, así para los valores de presión arterial y pulso cardíaco se empleó la comunicación I2C mientras que para obtener los valores de glucosa se empleó la comunicación vía Bluetooth 4.0.
- Una vez analizado el hardware interno del tensiómetro se encontró el equivalente a la memoria 24C08, con pines SDA y SCL de donde se obtuvo la lectura de los bancos de memoria con la comunicación I2C a través de la conexión y programación con la placa NodeMCU.
- Una vez conectada la termocupla se realizó un análisis de datos con un termómetro digital para lo cual se utilizó el método de mínimos cuadrados entre el valor ADC y la temperatura, obteniendo la ecuación de temperatura enviada por un puerto analógico. Además, en el proceso de pruebas de funcionamiento del dispositivo realizado con 15 pacientes se determinó, que en cuanto al valor de la temperatura corporal existe un margen de error de 2.178 °C debido a esto se desarrolló un proceso de compensación que asegure mayor confiabilidad en la medición.
- Al examinar el hardware interno del glucómetro se encontró el módulo bluetooth cc2541 de Nordic Semiconductor, mediante la aplicación nRFConnect se vinculó con un celular Android para el envío del nivel de la glucosa, mientras que para publicar los valores al servidor web se modificó la aplicación nRFToolbox para adaptarla y cambiarla de nombre a “Receptor de Información Biomédica”.
- Se empleó tecnología inalámbrica bajo el estándar 802.11 debido a que permitió enviar los datos de las diferentes variables sensadas hacia el servidor LAMP alojado en la Raspberry Pi, así como gestionar la información a través de dispositivos terminales conectados a la red local “Sistema Ambulatorio”, la placa electrónica NodeMCU cuenta con tecnología WIFI con librerías para conectarse a la red y enviar datos almacenados al sitio web “WordPress”.

- Para la construcción del dispositivo propuesto se empleó hardware de bajo costo y consumo energético, lo que implica mayor tiempo de autonomía para el control y prevención de los pacientes con Diabetes Mellitus. De igual forma se desarrolló una interfaz amigable con el usuario de manera que los datos e información puedan ser visualizados desde la comodidad de su hogar.

5.2. Recomendaciones

- Emplear dispositivos que permitan adquirir diferentes variables de una forma segura y confiable.
- Analizar el hardware interno de los dispositivos a utilizar para que al momento de obtener los datos no haya problemas en la obtención de variables.
- Comprobar las mediciones de los diferentes dispositivos con otros equipos para obtener una mayor confiabilidad de las mediciones realizadas.
- Verificar la conexión vía bluetooth entre el teléfono y el glucómetro para el envío del nivel de glucosa.
- Verificar que el prototipo esté conectado correctamente al tomacorriente y a la red local “Sistema Ambulatorio” para el envío de señales al servidor web.
- Al momento de realizar las mediciones de los signos vitales la persona debe permanecer en reposo de 5 a 10 minutos para que los valores medidos sean confiables.

Bibliografía

- [1] Organización Mundial de la Salud, «Diabetes,» Organización Mundial de la Salud, 15 Noviembre 2017. [En línea]. Available: <http://www.who.int/es/news-room/factsheets/detail/diabetes>.
- [2] Organización Mundial de la Salud, «Informe Mundial sobre la Diabetes,» Organización Mundial de la Salud, 2016. [En línea]. Available: http://apps.who.int/iris/bitstream/handle/10665/204877/WHO_NMH_NVI_16.3_spa.pdf;jsessionid=802F1118760A714E7B167B8B75B86D37?sequence=1.
- [3] Organización Mundial de la Salud, «Diabetes,» Julio 2017. [En línea]. Available: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs312/es/>.
- [4] WORLD BANK DATA TEAM, «Nuevas clasificaciones de los países según su nivel de ingreso: 2017-18,» Banco Mundial, 01 Julio 2015. [En línea]. Available: <http://www.bancomundial.org/es/news/press-release/2015/07/01/new-world-bank-update-shows-bangladesh-kenya-myanmar-and-tajikistan-as-middle-income-while-south-sudan-falls-back-to-low-income>.
- [5] Encuesta Nacional de Salud y Nutrición ENSANUT, «Diabetes,» 06 10 2014. [En línea]. Available: http://www.ecuadorencifras.gob.ec/documentos/web-inec/Estadisticas_Sociales/ENSANUT/MSP_ENSANUT-ECU_06-10-2014.pdf.
- [6] Instituto Nacional de Estadística y Censos, «Ecuador en Cifras,» 2014. [En línea]. Available: http://www.ecuadorencifras.gob.ec/documentos/web-inec/Poblacion_y_Demografia/Nacimientos_Defunciones/Publicaciones/Anuario_Nacimientos_y_Defunciones_2014.pdf.
- [7] El Comercio, «Nuevos negocios al servicio de diabéticos,» Ambato, 2013.
- [8] Ministerio de Salud Pública, «Ley de prevención, protección y atención de la Diabetes,» Salud, 11 marzo 2014. [En línea]. Available: <http://www.salud.gob.ec/wp-content/uploads/downloads/2014/09/Normativa-Ley-de-Prevenci%C3%B3n-Protecci%C3%B3n-y-Atenci%C3%B3n-de-la-Diabetes.pdf>.
- [9] infosalus, «El impacto económico de la diabetes,» 17 Marzo 2015. [En línea]. Available: <http://www.infosalus.com/salud-investigacion/noticia-impacto-economico-diabetes-20150317100937.html>.

- [10] A. Sánchez, «Sistema de telemedicina para monitorear los niveles de Glucosa en pacientes con Diabetes,» Universiada Técnica de Ambato, 11 2014. [En línea]. Available: <http://repositorio.uta.edu.ec/jspui/handle/123456789/8510>.
- [11] F. Placencia, «Indumentaria Electrónica para el monitoreo continuo de señales vitales,» Universidad Técnica de Ambato, [En línea]. Available: <http://repositorio.uta.edu.ec/jspui/handle/123456789/23064>.
- [12] V. Murray, «Real-time diabetic retinopathy patient screening using multiscale AM-FM methods,» Universiada de Ingenieria y Tecnologia, 30 Octubre 2012. [En línea]. Available: <http://repositorio.utec.edu.pe/handle/UTEC/39>.
- [13] G. Vallejo, «Sistema de Monitoreo de Signos Vitales y Alerta de Accidentes para Personas con Problemas de Movilidad,» Universidad Técnica de Ambato, Octubre 2014. [En línea]. Available: <http://repositorio.uta.edu.ec/jspui/handle/123456789/15108>.
- [14] D. Jiménez, «Sistema de ubicación y monitoreo de señales vitales en adultos mayores y personas con alzheimer,» Universidad Técnica de Ambato, Abril 2018. [En línea]. Available: <http://repositorio.uta.edu.ec/jspui/handle/123456789/27796>.
- [15] L. Joseph, T. Routh y G. D. Lin Joe, «Monitoreo de glucosa en individuos con diabetes usando un sistema y modelo de sensor / telemetría implantado a largo plazo,» Universiada de Ingenieria y Tecnologia, 20 Octubre 2016. [En línea]. Available: <https://ieeexplore.ieee.org/document/7600444>.
- [16] S. Jeyapriya y R. Ramalakshmi, «Monitoreo de glucosa y control de diabetes mediante GSM y sistema automático de inyección de insulina para cuerpos humanos,» Escuela Politecnica Nacional, 01 Marzo 2018. [En línea]. Available: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8303082>.
- [17] A. Gani, A. V. Gribok, Y. Lu, W. K. Ward, R. A. Vigersky y J. reifman, «Modelos de glucosa universal para predecir la concentración de glucosa subcutánea en seres humanos,» 23 Octubre 2009. [En línea]. Available: <https://ieeexplore.ieee.org/document/5291722/authors#authors>.
- [18] W. Tomasi, «Sistemas de Comunicaciones,» de Sistemas de Comunicaciones Electrónicas, Phoenix Arizona, Prentice Hall, 2003, p. 2.
- [19] S. Gomáriz, D. Biel, J. Matas y M. Reyes, Teoría de control diseño electrónico, Barcelona: Edicions Universiada Politècnica de Catalunya, 1998.
- [20] B. Alvarez, «sistemas de Control,» 2004. [En línea]. Available: <https://upcommons.upc.edu/bitstream/handle/2099.1/3330/34059-5.pdf>.

- [21] R. Hernández, «Clasificación sistemas de control,» de Introducción a los sistemas de control, Mexico, Pearson, 2010, pp. 5-6.
- [22] A. Serna, A. Ros y C. Rico, «Introducción,» de Guia Practica de Sensores, España, Creaciones Copyright S. L., 2010, pp. 3-7.
- [23] J. López, «Tecnología Inalámbrica,» 28 Enero 2012. [En línea]. Available: <https://es.slideshare.net/eduardoudl1991/tecnologa-inalmbrica-11304971>.
- [24] F. Santos, «Tecnologías Inalámbricas para la Comunicacion,» Temas para la Educación, nº 4, pp. 2-5, 2009.
- [25] F. Garcia, «fergarcia,» 25 Enero 2013. [En línea]. Available: <https://fergarcia.wordpress.com/2013/01/25/entorno-de-desarrollo-integrado-ide/>.
- [26] M. Paz, «Ambulatorio,» Definición ABC, 19 Agosto 2014. [En línea]. Available: <https://www.definicionabc.com/salud/ambulatorio.php>.
- [27] J. Mediavilla, «Guías Clínicas Diabetes mellitus,» Boehringer Ingelheim y Lilly, Burgos, 2015.
- [28] P. Kishore, «Diabetes mellitus,» 2017. [En línea]. Available: <http://www.msmanuals.com/es-ec/hogar/trastornos-hormonales-y-metab%C3%B3licos/diabetes-mellitus-dm/diabetes-mellitus>.
- [29] Diabetes Bienestar y Salud, «¿Cuáles son los niveles óptimos de glucosa?,» Diabetes, Diciembre 2012. [En línea]. Available: <https://www.diabetesbienestarysalud.com/guia-diabetes/cuales-son-los-niveles-optimos-de-glucosa/2013/02/>.
- [30] Ministerio de Salud Pública de Ecuador, «Diabetes Mellitus tipo 2,» Guía Práctica Clínica (GPC), 2017. [En línea]. Available: file:///C:/Users/userhp/Downloads/Diabetes-mellitus_GPC-ecuador.pdf.
- [31] Ministerio de Sanidad y Consumo, «Guías de Práctica Clínica en el SNS,» Gobierno de España, 2008. [En línea]. Available: file:///C:/Users/userhp/Downloads/GPC_429_Diabetes_2_Osteba_compl.pdf.
- [32] SARSTEDT AG & Co. KG, «CONSEJO DEL MES EXTRACCIÓN DE SANGRE CAPILAR,» Sarstedt, 2018. [En línea]. Available: <https://www.sarstedt.com/es/productos/novedades/consejo-del-mes-extraccion-de-sangre-capilar/>.
- [33] P. Santos, «Sistemas de medición de la glucosa,» 14 Octubre 2013. [En línea]. Available: <https://santospatricia.wordpress.com/2013/10/14/sistemas-de-medicion-de-glucosa/>.

- [34] M. Solans, A. Kotzava y C. Almazán, «Sistemas de monitorización continua de la glucosa,» Junio 2010. [En línea]. Available: http://directivos.publicacionmedica.com/contenido/images/monitorizacion_glucosa.pdf.
- [35] I. Larrea, «Todo sobre el glucómetro,» Locatel, 12 Marzo 2015. [En línea]. Available: <http://bitacoramedica.com/todo-sobre-el-glucometro/>.
- [36] Acon Diabetes Care, «Productos,» [En línea]. Available: <http://www.medicaexpo.es/prod/acon-diabetes-care-international/product-80626-521906.html>. [Último acceso: 2017].
- [37] I. Larrea, «Todo sobre el Glucómetro,» 12 Marzo 2015. [En línea]. Available: <http://bitacoramedica.com/todo-sobre-el-glucometro/>.
- [38] A. Aguayo y P. Lagos, «Guia Clinica de control de signos vitales,» Universidad Pedro de Valdivia, [En línea]. Available: <http://academico.upv.cl/doctos/KINE-4068/%7B328B1B37-2C2A-4747-8B38-169806A27753%7D/2012/S1/GUIA%20TECNICA%20DE%20CONTROL%20DE%20SIGNOS%20VITALES%20KINE.pdf>.
- [39] Médica Store S., «Puntos anatómicos donde tomar la presión arterial,» 09 Diciembre 2016. [En línea]. Available: <https://grupomedicastore.mx/blog/puntos-anatomicos-donde-tomar-la-presion-arterial-n42>.
- [40] Heart and Vascular Institute, «Signos Vitales,» The George Wasshington university, 2017. [En línea]. Available: http://www.gwheartandvascular.org/education/en-espanol/enfermedades/enfermedades_signosvitales/.
- [41] La Nueva España, «Cómo medir correctamente la temperatura del cuerpo,» 01 Julio 2015. [En línea]. Available: <http://www.lne.es/vida-y-estilo/salud/expertos/2015/07/01/medir-correctamente-temperatura-cuerpo/1780375.html>.
- [42] Ribas Medicina S. L., «Tensiómetro Brazo Scian LD-732,» Scian, [En línea]. Available: <http://www.feo.ro/image/data/Dispozitive-medicale/Tensiometre/Incheietura/Scian-ld-732/Manual-tensiometru-de-incheietura-scian-ld-732-limba-engleza.pdf>.
- [43] omron, «Monitor de Presión Arterial,» omronhealthcare, [En línea]. Available: <https://www.omronhealthcare.la/recs/static/especificaciones/hem-7130.pdf>.
- [44] MCI electronics, «Sensor de temperatura LilyPad,» MCI electronics, 2017. [En línea]. Available: http://www.mcielectronics.cl/en_US/shop/product/lilypad-temperature-sensor-10373.

- [45] T. Beam, «LM35 Sensor de temperatura,» 19 Octubre 2017. [En línea]. Available: <http://teslabem.com/lm35-sensor-de-temperatura.html>.
- [46] ARIAN Control & Instrumentacion, «Pt100, su operación, instalación y tablas.,» [En línea]. Available: <http://www.arian.cl/downloads/nt-004.pdf>.
- [47] Abbot, «Manual de Usuario,» FreeStyle Optium, 14 Julio 2014. [En línea]. Available: https://freestyleserver.com/Payloads/IFU/FS2/ART21106-101_rev-B.pdf.
- [48] Accu-Chek , «Accu-Chek Instant,» Roche, [En línea]. Available: <https://www.accu-chek.com.ec/medidores-de-glucosa/accu-chek-instant>. [Último acceso: 17 Octubre 2018].
- [49] VivaChek Laboratories, "Regulatory Information," VivaChek Ino Blood Glucose Monitoring System, [Online]. Available: https://www.accessdata.fda.gov/cdrh_docs/reviews/K160179.pdf.
- [50] Olmes, «Pic 16f877a,» calameo, [En línea]. Available: <https://es.calameo.com/read/004778208d0c98b6b6121>.
- [51] Handson Techology, «ESP8266 NodeMCU WiFi Devkit,» handsontec, [En línea]. Available: http://www.handsontec.com/pdf_learn/esp8266-V10.pdf.
- [52] Electronic Projects, «Teensy USB Development Board,» Electronic Projects, [En línea]. Available: <https://www.pjrc.com/teensy/>.
- [53] R. Velasco, «Orange Pi PC, un duro rival para Raspberry Pi 2 de tan sólo 15 dólares,» Redes Zone, 13 Septiembre 2015. [En línea]. Available: <https://www.redeszone.net/2015/09/13/orange-pi-pc-un-duro-rival-para-raspberry-pi-2-de-tan-solo-15-dolares/>.
- [54] J. Pastor, «Raspberry Pi 3 Model B+,» XATACA, 25 Abril 2018. [En línea]. Available: <https://www.xataka.com/ordenadores/raspberry-pi-3-model-b-analisis-mas-potencia-y-mejor-wifi-para-un-minipc-que-sigue-asombrando>.
- [55] G. Coley, «BeagleBone Black System Reference Manual,» beagleboard.org, 11 Abril 2013. [En línea]. Available: https://cdn-shop.adafruit.com/datasheets/BBB_SRM.pdf.
- [56] Carrod electronica, «M24C08 WBN6 Memoria EEPROM,» Carrod Electrónica Online S., 2014. [En línea]. Available: <https://www.carrod.mx/products/memoria-eprom-24c08-bn6>.
- [57] Testo Argentina S.A., «Sensores de resistencia de platino,» Testo, 2018. [En línea]. Available: <http://www.academiatesto.com.ar/cms/sensores-de-resistencia-de-platino>.
- [58] Texas Instruments, «CC2541,» Texas Instruments, 2018. [En línea]. Available: <http://www.ti.com/product/CC2541>.

- [59] V. García, «Amplificadores operacionales,» Electrónica práctica aplicada, 9 Noviembre 2010. [En línea]. Available: <https://www.diarioelectronicohoy.com/blog/el-amplificador-operacional>.
- [60] Analog Devices, «Aduc350,» Analog Devices, 2018. [En línea]. Available: <http://www.analog.com/en/products/aducm350.html#product-overview>.
- [61] Nordic Semiconductor, «nRF Connect,» Nordic Semiconductor, [En línea]. Available: [https://www.nordicsemi.com/eng/Products/Nordic-mobile-Apps/nRF-Connect-for-Mobile/\(language\)/eng-GB](https://www.nordicsemi.com/eng/Products/Nordic-mobile-Apps/nRF-Connect-for-Mobile/(language)/eng-GB).
- [62] Nordic Semiconductor, «nRF Toolbox,» Nordic Semiconductor, 2018. [En línea]. Available: [https://www.nordicsemi.com/eng/Products/Nordic-mobile-Apps/nRF-Toolbox-App/\(language\)/eng-GB](https://www.nordicsemi.com/eng/Products/Nordic-mobile-Apps/nRF-Toolbox-App/(language)/eng-GB).
- [63] Bluetooth SIG, Inc, «Servicios del GATT,» Bluetooth, 14 Julio 2018. [En línea]. Available: <https://www.bluetooth.com/specifications/gatt/services>.

Anexos

Anexo A:
MANUAL DE USUARIO

Sistema ambulatorio para el control de signos vitales y prevención de la diabetes mellitus

Introducción

En este documento se describe como utilizar el prototipo del sistema ambulatorio, el cual permitirá a la persona monitorear en tiempo real los signos vitales y el nivel de glucosa, para los signos vitales se debe colocar el brazaletes y la termocupla una vez realizada la medición se procede a conectar el glucómetro Accu-check Instant con bluetooth 4.0 mediante el programa nRF-Conect ya establecida la conexión se procede a publicar los datos almacenados en la aplicación Receptor de Información Biomédica de una manera fácil y sencilla.

Objetivo del manual

Enseñar a las personas a utilizar el sistema ambulatorio, el mismo que permitirá registrar sus signos vitales y el nivel de diabetes para controlar de una manera más eficaz el avance de la enfermedad.

Uso Recomendado

El sistema es recomendado para las personas que tienen diabetes y para sus familiares, ya que está diseñado para enviar las mediciones a un servidor web y base de datos. El prototipo se realizó para ayudar al monitoreo del paciente que se encuentre en su hogar donde debe tener conexión inalámbrica vía WI-FI por ende se puede visualizar los datos almacenados de cualquier dispositivo inalámbrico que tenga conexión a la misma red.

Dispositivos conectados

- ✓ Tensiómetro Omron Hem-7130
- ✓ Termocupla pt-100
- ✓ Glucómetro Accu-check Instant
- ✓ Raspberry pi modelo B
- ✓ Circuito de conexión con la placa NodeMCU
- ✓ Fuente de alimentación para el circuito de 6V - 1A
- ✓ Fuente de alimentación para la Raspberry pi modelo B de 5V - 2 A

Prototipo parte frontal

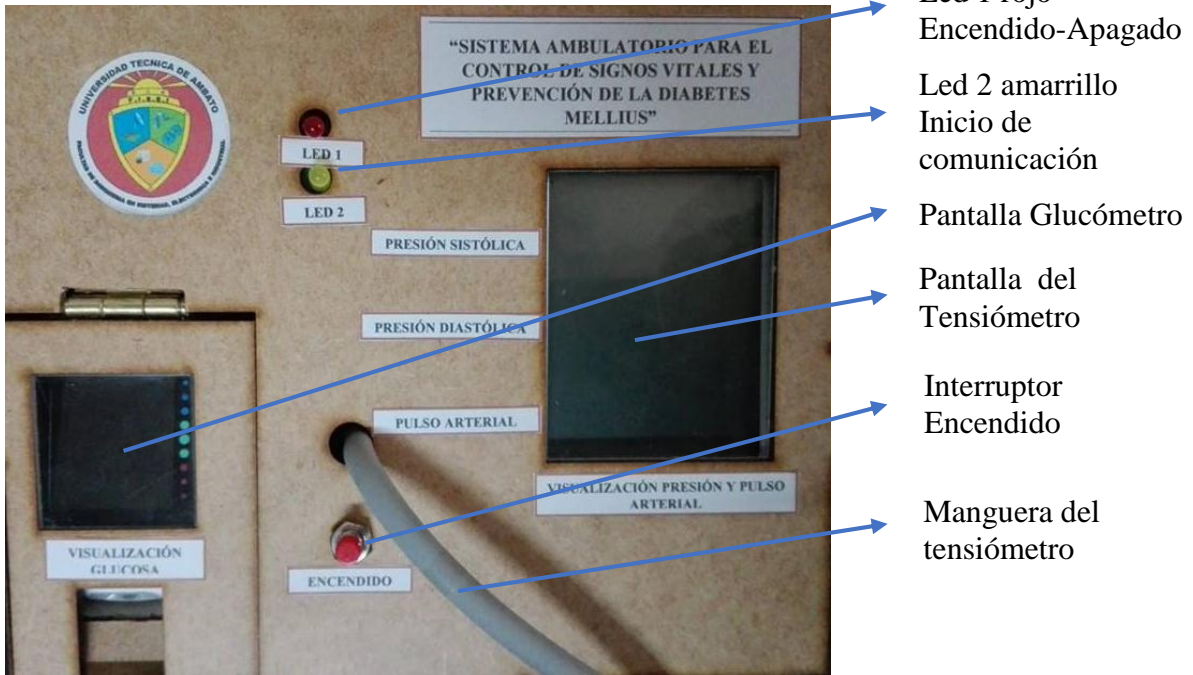


Fig. 5. 1 Prototipo parte frontal

Elaborado por: Investigadora

Prototipo parte lateral

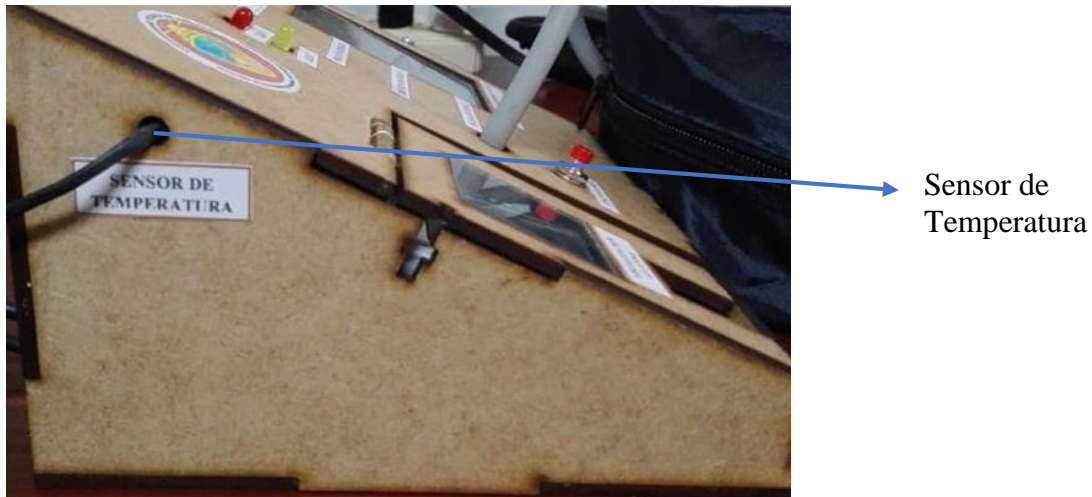


Fig. 5. 2 Prototipo parte lateral

Elaborado por: Investigadora

Prototipo parte posterior



Fuente de 5V – 2A

Fuente de 6V – 1A

Fig. 5.3 Prototipo parte posterior

Elaborado por: Investigadora

Guía de Uso

- 1) Coloque el dispositivo en un lugar seguro y enchufe las fuentes al tomacorriente y el led rojo de encendido/apagado se quedará encendido como se visualiza en la figura 5.4.



Fig. 5.4 Prototipo finalizado

Elaborado por: Investigadora

- 2) Una vez encendido el prototipo coloque el brazalete en el brazo izquierdo recuerde que la persona debe estar sentada correctamente y la termocupla en la axila del otro brazo como en la figura 5.5.

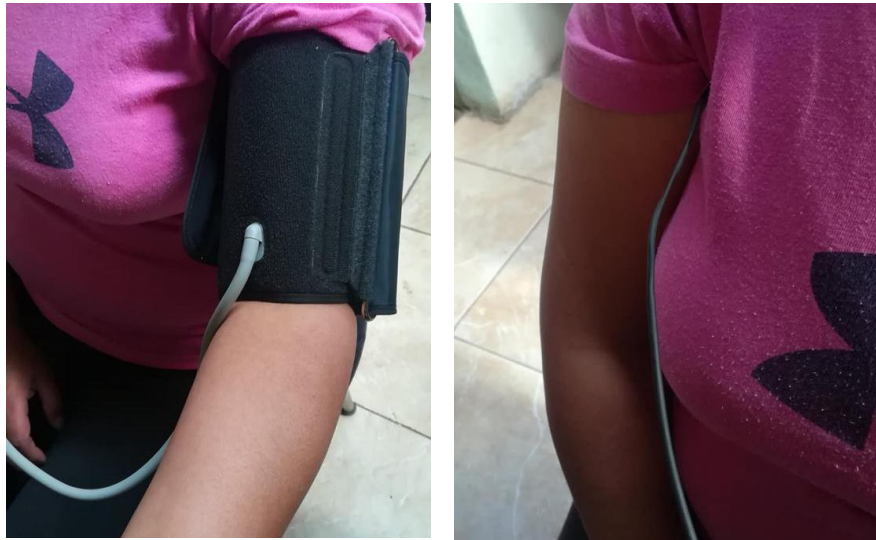


Fig. 5. 5 Ubicación del brazaletes y sensor de temperatura

Elaborado por: Investigadora

- 3) El proceso de medición visualizada en la figura 5.6 dura alrededor de un minuto, una vez realizada la medición se apagará el led amarillo indicando que la medición en enviada al servidor web donde se encuentran los datos. La información del tensiómetro se encuentra en el manual ubicado en el Anexo B.



Fig. 5. 6 Datos obtenidos del prototipo

Elaborado por: Investigadora

- 4) Se procede a realizar el análisis de la glucosa como lo indica la figura 5.7 como se lo realiza regularmente, la información del glucómetro se visualiza en el anexo C.



Fig. 5. 7 Medición de la glucosa

Elaborado por: Investigadora

- 5) Una vez realizada la medición se procede a encender el glucómetro presionando el botón del lado derecho por 3 segundos con juntamente con un celular en el cual previamente este instalado nRF-Conect para establecer vía bluetooth 4.0 como lo indica la figura 5.8.



Fig. 5. 8 Conexión del glucómetro y el celular vía Bluetooth

Elaborado por: Investigadora

- 6) Realizada la conexión se procede a abrir desde el celular la aplicación Receptor de información biomédica en el cual se presiona la pestaña publicar y los datos se almacenan en el servidor web y base de datos, un ejemplo en la figura 5.9 del envío de información al celular.



Fig. 5. 9 Envió de datos al celular

Elaborado por: Investigadora

- 7) Para comprobar y visualizar los datos se debe dirigir desde un celular o computadora al enlace 192.168.0.102 y se visualiza el servidor web como lo indica la figura 5.10.



Fig. 5. 10 Visualización de la información

Elaborado por: Investigadora

- 8) El led amarillo de inicio de comunicación se encenderá una vez enviado los datos, pero si el led empieza a parpadear significa que hay un error de comunicación.
- 9) Espere 30 segundos y pasado el tiempo desconecte las fuentes y guarde en un lugar seguro el prototipo.
- 10) Repita el procedimiento cada vez que realice una medición de los signos vitales y glucosa.

Anexo B

Manual de Usuario del Tensiómetro de brazo OMRON HEM-7130



Introducción

Gracias por comprar el Monitor de Presión Arterial Automático OMRON HEM-7130. Su nuevo monitor de presión arterial utiliza el método oscilométrico de medición de la presión arterial. Esto significa que el monitor detecta el movimiento de la sangre a través de su arteria braquial y convierte los movimientos en una lectura digital. Un monitor oscilométrico no necesita estetoscopio, por lo tanto, el monitor es fácil de usar.

Aplicación

Este dispositivo es un monitor digital diseñado para medir la presión arterial y el pulso en la población de pacientes adultos. El dispositivo detecta la presencia de latidos irregulares durante la medición y da una señal de advertencia con el resultado de la medición.

Lea este manual de instrucciones completamente antes de usar el dispositivo. Guarde el manual para futura referencia. Si desea información específica sobre su propia presión arterial, CONSULTE A SU MÉDICO.

Información importante de seguridad

Advertencia: Indica una situación potencialmente peligrosa que, si no se evita, puede provocar la muerte o lesiones graves.

(Uso general)

- ▲ NO ajuste su medicamento sobre la base de los resultados de las mediciones de este monitor de presión arterial. Tome su medicamento como lo recetó su médico. Solamente un médico está calificado para diagnosticar y tratar la presión arterial alta.
 - ▲ Este dispositivo no está diseñado para ser utilizado como dispositivo de diagnóstico.
 - ▲ Consulte a su médico antes de usar el dispositivo para cualquiera de las siguientes afecciones: arritmias comunes, como latidos prematuros atriales o ventriculares o fibrilación auricular, arterioesclerosis, mala perfusión, diabetes, edad, embarazo, preeclampsia, enfermedades renales.
- Tenga en cuenta que moverse, temblar o tritar por parte del PACIENTE puede afectar los resultados de la medición.

Evite los resultados de la medición.

- ▲ No use el dispositivo en un brazo lastimado o bajo tratamiento médico.
- ▲ No coloque el brazalete en el brazo durante un goteo intravenoso o una transfusión de sangre.
- ▲ Consulte a su médico antes de utilizar el dispositivo en un brazo con derivación arteriovenosa (A-V).
- ▲ No use el dispositivo simultáneamente con otros equipos médicos eléctricos (ME).
- ▲ No use el dispositivo en la misma área de un equipo quirúrgico de alta frecuencia (AF), equipo de imagen de resonancia magnética (IRM) o equipo de tomografía computarizada (TAC), o en un ambiente rico en oxígeno.
- ▲ El tubo de aire o el adaptador de CA podrían causar estrangulación accidental en infantes.
- ▲ Contiene piezas pequeñas que podrían causar un peligro de asfixia si las traga un infante.

(Uso opcional del adaptador de CA)

- ▲ No use el adaptador de CA si el dispositivo o el cable de alimentación está dañado. Apague el dispositivo y desconecte el cable de alimentación de inmediato.
 - ▲ Enchufe el adaptador de CA en un tomacorrientes con el voltaje adecuado. No use un tomacorrientes con varios conductos de salida.
 - ▲ Nunca enchufe ni desenchufe el cable de alimentación del tomacorrientes eléctrico con las manos mojadas.
- Precaución:** Indica una situación potencialmente peligrosa que, si no se evita, puede provocar lesiones leves o moderadas al usuario

Precauciones generales

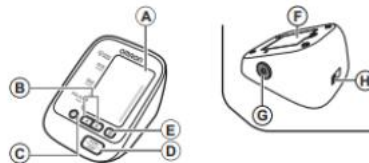
- No doble el brazalete con fuerza ni doble demasiado el tubo de aire.
- No presione el tubo de aire mientras toma una medición.
- Para desconectar el enchufe macho de aire, sáquelo desde la conexión con el monitor, no del tubo.
- No deje caer el monitor ni lo exponga a vibraciones o golpes fuertes.
- No infle el brazalete si no está colocado alrededor del brazo.
- No use el dispositivo fuera del entorno especificado. Esto podría causar una lectura incorrecta.
- Respete las normas locales aplicables al desechar el dispositivo, los componentes y accesorios opcionales. Violar las normas establecidas para su eliminación puede provocar contaminación ambiental.

1. Conozca su dispositivo

Contenido:

Monitor, brazalete, 4 pilas "AA", estuche, manual de instrucciones

Monitor:



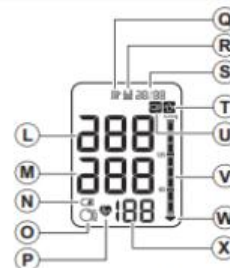
- A. Pantalla
- B. Botones Arriba/Abajo
- C. Botón de configuración de la Fecha/Hora
- D. Botón START/STOP (Iniciar/Detener)
- E. Botón de memoria
- F. Compartimento de las pilas
- G. Enchufe hembra de aire
- H. Enchufe del adaptador de CA (para el adaptador de CA opcional)

Brazalete:



- I. Brazalete (circunferencia de brazo de 22 - 42 cm [9" - 17"])
- J. Enchufe macho de aire
- K. Tubo de aire

Pantalla:



- L. Presión arterial sistólica
- M. Presión arterial diastólica
- N. Símbolo de pila baja
- O. Símbolo de guía de ajuste del brazalete
- P. Símbolo de latido (Destella durante la medición)
- Q. Símbolo de memoria
- R. Símbolo de valor promedio
- S. Pantalla de Fecha/Hora
- T. Símbolo de error de movimiento
- U. Símbolo de latido irregular
- V. Indicador del nivel de la presión arterial
- W. Símbolo de desinflado
- X. Pantalla de visualización del pulso/Número de memoria

o al paciente o daños al equipo u otros bienes.

(Uso general)

- ⚠ Consulte siempre a su médico. Es peligroso que se autodiagnostique según los resultados de las mediciones y que decida usted mismo sobre su tratamiento.
- ⚠ Consulte a su médico antes de usar el dispositivo para cualquiera de las siguientes afecciones:
 - Si ha tenido una mastectomía.
 - Las personas con problemas graves de flujo sanguíneo o trastornos de la sangre, ya que inflar el brazalete puede provocar magulladuras.
- ⚠ No tome más mediciones de las necesarias. Hacerlo podría causar moretones debido a la interferencia del flujo sanguíneo.
- ⚠ Retire el brazalete si no comienza a desinflarse durante la medición.
- ⚠ Este dispositivo no debe utilizarse en infantes u otras personas que no puedan expresar sus intenciones.
- ⚠ No utilice el dispositivo para ningún otro fin que no sea la medición de la presión arterial.
- ⚠ Use únicamente el brazalete aprobado para este dispositivo. Si utiliza otros brazaletes, es posible que obtenga resultados incorrectos en la medición.
- ⚠ No utilice un teléfono celular u otros dispositivos que emitan campos electromagnéticos cerca del dispositivo. Esto podría ocasionar el mal funcionamiento del dispositivo.
- ⚠ No desarme el monitor o el brazalete. Esto podría causar una lectura incorrecta.
- ⚠ No lo use en un lugar con humedad o donde pueda salpicarle agua al dispositivo. Hacerlo podría dañar el dispositivo.
- ⚠ No utilice el dispositivo en un vehículo en movimiento (automóvil, avión).

Instrucciones si se sabe que su presión sistólica es superior a los 210 mmHg. Inflar el dispositivo a una presión más alta que la necesaria puede provocar magulladuras en el lugar donde se aplique el brazalete.

(Uso opcional del adaptador de CA)

- ⚠ Inserte el enchufe de alimentación en el tomacorrientes por completo.
- ⚠ Cuando desconecte el enchufe de alimentación del tomacorrientes, no jale del cable de alimentación. Asegúrese de jalar del enchufe de alimentación de manera segura.
- ⚠ Cuando manipule el cable de alimentación, tenga cuidado de no hacer lo siguiente:

No lo dañe.	No lo rompa.
No le haga alteraciones.	No lo doble o jale por la fuerza.
No lo tuerza.	No lo enrolle durante el uso.
No lo pellizque.	No lo coloque debajo de objetos pesados.

- ⚠ Limpie el polvo del enchufe de alimentación.
- ⚠ Desconecte el monitor cuando no se utilice.
- ⚠ Desconecte el enchufe de alimentación antes de limpiarlo.
- ⚠ Use únicamente un adaptador de CA de OMRON diseñado para este dispositivo. El uso de adaptadores no compatibles podría dañar y/o ser peligroso para el dispositivo.

(Uso de pilas)

- ⚠ No coloque las pilas con las polaridades incorrectamente alineadas.
- ⚠ Utilice sólo 4 pilas "AA" alcalinas o de manganeso en este dispositivo. No utilice otro tipo de pilas. No use pilas nuevas y usadas al mismo tiempo.
- ⚠ Quite las pilas si el dispositivo no se utilizará durante tres meses o más.

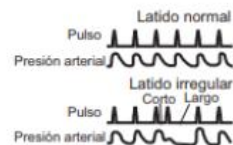
1.2 Antes de tomar una medición

- Siga estas instrucciones para ayudar a asegurar una lectura correcta:
1. Evite bañarse, tomar bebidas alcohólicas o cafeína, fumar, hacer ejercicio y comer durante 30 minutos antes de tomar una medición. Descanse durante al menos 15 minutos antes de tomar la medición.
 2. El estrés eleva la presión arterial. Evite tomar mediciones en momentos de estrés.
 3. Las mediciones se deben llevar a cabo en un lugar tranquilo.
 4. Quite toda vestimenta ajustada del brazo.
 5. Siéntese en una silla con las piernas des cruzadas y los pies apoyados sobre el piso. Coloque su brazo en una mesa de modo que el brazalete quede al mismo nivel que su corazón.
 6. Permanezca quieto y no hable durante la medición.
 7. Lleve un registro de las lecturas de presión arterial y del pulso para que las vea su médico. Una sola medición no brinda una indicación precisa de su verdadera presión arterial. Es necesario tomar varias mediciones y registrarlas durante un periodo. Trate de medir su presión arterial todos los días a la misma hora para obtener mediciones constantes.

1.1 Símbolos de la pantalla

Símbolo de latido irregular (⊠)

Cuando el monitor detecta un ritmo irregular dos o más veces durante la medición, aparece en la pantalla el símbolo de latido irregular con los resultados de su medición. El latido irregular se define como un ritmo que es 25% inferior o 25% superior al ritmo promedio que se detecta mientras el monitor mide la presión arterial sistólica y diastólica. Si el símbolo de latido irregular aparece con los resultados de su medición, le recomendamos que consulte a su médico. Siga las instrucciones de su médico.



Símbolo de error de movimiento (⊠)

El símbolo de error de movimiento se muestra si mueve su cuerpo durante la medición. Retire el brazalete y espere de 2 a 3 minutos. Tome otra medición y quédese quieto durante la medición.

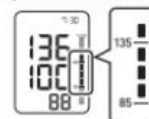
Símbolo de valor promedio (⊠)

El símbolo de valor promedio aparece en la pantalla cuando presiona y mantiene presionado el botón de memoria por más de 3 segundos. El valor promedio más reciente aparece en la pantalla.

Símbolo de guía de ajuste del brazalete (⊠)

Si el brazalete se colocó demasiado suelto, podría causar mediciones no confiables. Si el brazalete se coloca demasiado suelto, aparece la guía de ajuste del brazalete. Esta es la función que se usa como ayuda para determinar si el brazalete se colocó lo suficientemente ajustado.

Indicador de nivel de la presión arterial



Directrices de ESH-ESC* del año 2013 para el control de la hipertensión arterial

Definición de la hipertensión según los niveles de presión arterial en el consultorio y en el hogar

	Consultorio	Hogar
Presión arterial sistólica	≥ 140 mmHg	≥ 135 mmHg
Presión arterial diastólica	≥ 90 mmHg	≥ 85 mmHg

Estos son valores estadísticos de la presión arterial.
*Sociedad Europea de Hipertensión (ESH, por sus siglas en inglés) y Sociedad Europea de Cardiología (ESC, por sus siglas en inglés).

3. Ajústelo bien con el velcro.



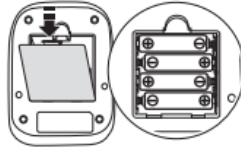
Notas:

- Cuando realice una medición con el brazo derecho, el tubo de aire estará al lado de su codo. Tenga cuidado de no apoyar el brazo sobre el tubo de aire.
- La presión arterial puede diferir entre el brazo derecho y el brazo izquierdo y los valores medidos de la presión arterial pueden ser diferentes. OMRON recomienda usar siempre el mismo brazo para realizar la medición. Si los valores entre ambos brazos difieren de forma considerable, consulte con su médico qué brazo debe utilizar para las mediciones.

2. Preparación

2.1 Colocación de las pilas

1. Quite la tapa del compartimiento de las pilas.
2. Coloque 4 pilas "AA" como se indica en el compartimiento de las pilas.



3. Vuelva a colocar la tapa del compartimiento de las pilas.

Notas:

- Cuando aparezca el símbolo de pilas bajas () en la pantalla, apague el monitor y luego reemplace todas las pilas al mismo tiempo. Se recomienda el uso de pilas alcalinas de larga duración.
- Los valores de las mediciones continúan almacenados en la memoria incluso después de cambiar las pilas.
- Es posible que las pilas suministradas tengan menor duración.
- Respete las normas locales aplicables al desechar el dispositivo, los componentes y accesorios opcionales. Violar las normas establecidas para su eliminación puede provocar contaminación ambiental.

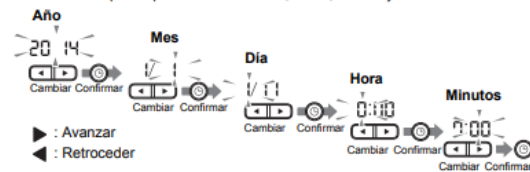
2.2 Configuración de fecha y hora

Configure el monitor con la fecha y hora correctas antes de tomar una primera medición.

1. Presione el botón

2. Oprima o para cambiar el año.

Oprima el botón para confirmar el año y luego el mes destellará. Repita los mismos pasos para cambiar el mes, el día, la hora y los minutos.



3. Presione el botón START/STOP (Iniciar/Detener) para apagar el monitor.

Notas:

- Si se reemplazan las pilas, se necesitará reconfigurar la fecha y la hora.
- Si no se configura la fecha y hora, aparecerá "-:--" durante o después de la medición.

3. Uso del dispositivo

3.1 Colocación del brazalete

Quite toda vestimenta o manga arremangada ajustadas de la parte superior del brazo izquierdo. No coloque el brazalete sobre ropa gruesa.

1. Introduzca el enchufe macho de aire en el enchufe hembra de aire firmemente.



2. Coloque el brazalete de modo que quede firmemente envuelto alrededor de la parte superior del brazo.



3.2 Cómo sentarse correctamente

Para medir la presión arterial, debe estar relajado y sentado cómodamente, en una temperatura ambiente confortable. Evite bañarse, tomar bebidas alcohólicas o cafeína, fumar, hacer ejercicio o comer durante 30 minutos antes de tomar una medición.



- Siéntese en una silla con las piernas descruzadas y los pies apoyados sobre el piso.
- Siéntese erguido con la espalda derecha.
- Siéntese apoyando la espalda y el brazo.
- El brazalete debe estar colocado en su brazo al mismo nivel que su corazón.

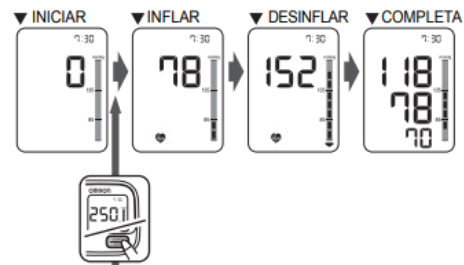
3.3 Cómo tomar una medición

Notas:

- Para detener una medición, presione el botón START/STOP (Iniciar/Detener) una vez para desinflar el brazalete.
- Permanezca quieto y callado mientras se mide la presión arterial.

1. Presione el botón START/STOP (Iniciar/Detener).

El brazalete comenzará a inflarse automáticamente.



Si su presión sistólica es superior a 210 mmHg

Una vez que el brazalete comience a inflarse, presione el botón START/STOP (Iniciar/Detener) y manténgalo presionado hasta que el monitor infle entre 30 y 40 mmHg más que su presión sistólica esperada.

Notas:

- El monitor no se infla a más de 299 mmHg.
- Inflar el dispositivo a una presión más alta que la necesaria puede provocar magulladuras en el lugar donde se aplique el brazalete.

2. Retire el brazalete del brazo.

3. Presione el botón START/STOP (Iniciar/Detener) para apagar el monitor.

El monitor almacena automáticamente el resultado de la medición en su memoria.

Se apagará automáticamente después de 2 minutos.

Nota: Espere entre 2 y 3 minutos antes de tomar otra medición. Esperar entre mediciones permite que las arterias regresen al estado en el que se encontraban antes de tomar una medición.

Uso del modo Invitado

El monitor almacena valores de mediciones en la memoria.

El modo Invitado se puede usar para tomar una sola medición para otro usuario. Los valores de las mediciones no se almacenan en la memoria cuando se selecciona el modo Invitado.

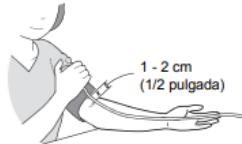
1. Presione el botón START/STOP (Iniciar/Detener) por más de



- Coloque el brazaletes de modo que quede firmemente envuelto alrededor de la parte superior del brazo.



El borde inferior del brazalete debe estar entre 1 y 2 cm (1/2 pulgada) por encima del codo. El tubo de aire queda en la parte interna del brazo y alineado con el dedo medio.




3.4 Cómo utilizar la función de memoria

El monitor almacena automáticamente los resultados de hasta 60 series de mediciones. También puede calcular un valor promedio sobre la base de los valores de las últimas 3 mediciones tomadas en un periodo de 10 minutos.

Notas:

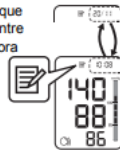
- Si sólo hay dos valores de mediciones en la memoria para ese periodo, el promedio se basará en estos dos valores.
- Si hay un valor de medición en la memoria para ese periodo, este aparece en la pantalla como el promedio.
- Si la memoria está llena, el monitor eliminará el valor más antiguo.
- Al visualizar la lectura tomada sin configurar fecha y hora, aparecerá "-:--" en la pantalla en lugar de la fecha y hora.

Para ver los valores de las mediciones almacenadas en la memoria



- Presione el botón .

El número de memoria aparece durante un segundo antes de que se muestre la frecuencia del pulso. A la configuración más nueva se le asignará el número "1".

Pantalla que alterna entre Fecha/Hora




Nota: Si el brazalete se coloca demasiado suelto, el símbolo de guía de ajuste del brazalete aparece con los resultados de la medición.

- Presione el botón  o  para ver los valores almacenados en la memoria.

- ◀ : Para ver los valores antiguos
- ▶ : Para ver los valores más recientes

Para ver el valor promedio

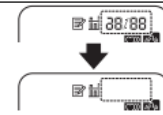
- Presione el botón  por más de 3 segundos.



Uso del modo Invitado

El monitor almacena valores de mediciones en la memoria. El modo Invitado se puede usar para tomar una sola medición para otro usuario. Los valores de las mediciones no se almacenan en la memoria cuando se selecciona el modo Invitado.

- Presione el botón START/STOP (Iniciar/Detener) por más de 3 segundos. La pantalla de Fecha/Hora desaparecerá.



- Suelte el botón START/STOP (Iniciar/Detener) cuando la Fecha/Hora desaparezca de la pantalla. El brazalete comenzará a inflarse automáticamente.


⚠ NO ajuste su medicamento sobre la base de los resultados de las mediciones de este monitor de presión arterial. Tome su medicamento como lo recetó su médico. Solamente un médico está calificado para diagnosticar y tratar la presión arterial alta.

⚠ Este dispositivo no está diseñado para ser utilizado como dispositivo de diagnóstico.

⚠ Consulte siempre a su médico. Es peligroso que se autodiagnostique según los resultados de las mediciones y que decida usted mismo sobre su tratamiento.

⚠ Inflar el dispositivo a una presión más alta que la necesaria puede provocar magulladuras en el lugar donde se aplique el brazalete.

Para ver el valor promedio

- Presione el botón  por más de 3 segundos.





Notas:

- Si la medición anterior se tomó sin configurar la fecha y la hora, el valor promedio no se calcula.
- Si no hay resultados de mediciones almacenados en la memoria, aparecerá la pantalla que se ve a la derecha.



Para borrar todos los valores almacenados en la memoria

- Presione el botón  mientras aparece el símbolo de memoria.

- Mientras presiona el botón , presione el botón START/STOP (Iniciar/Detener) por más de 3 segundos.



Nota: No se pueden borrar parcialmente los valores almacenados en la memoria. Se borrarán todos los valores para el usuario que usted seleccione.

4. Mensajes de error y solución de problemas

4.1 Mensajes de error

Indicador de error	Causa	Solución
	Se detectan latidos irregulares.	Retire el brazalete. Espere de 2 a 3 minutos y luego realice otra medición. Repita los pasos en la sección 3.3. Si este error continúa apareciendo, comuníquese con su médico.
	Movimiento durante la medición.	Lea detenidamente y repita los pasos en la sección 3.3.
	El brazalete está colocado muy suelto.	Coloque el brazalete más ajustado. Consulte la sección 3.1.
	Las pilas están bajas.	Debe cambiar las pilas por pilas nuevas con anticipación. Consulte la sección 2.1.
	Las pilas están descargadas.	Debe cambiar las pilas por pilas nuevas de inmediato. Consulte la sección 2.1.
E1	El enchufe macho de aire no está conectado.	Introduzca el enchufe macho de aire de modo que quede firme. Consulte la sección 3.1.
	El brazalete está colocado muy suelto.	Coloque el brazalete más ajustado. Consulte la sección 3.1.
	El brazalete tiene una fuga de aire.	Reemplace el brazalete por uno nuevo. Consulte la sección 5.3.

E2	Se produjo movimiento durante la medición y el brazalete no se ha inflado lo suficiente.	Repita la medición. Permanezca quieto y no hable durante la medición. Consulte la sección 3.3.
		Si aparece "E2" repetidamente, infle manualmente el brazalete hasta que quede de 30 a 40 mmHg por encima del resultado de su medición anterior. Consulte la sección 3.3.
E3	El brazalete se infló por encima de la presión máxima permitida y luego se desinfló automáticamente cuando el brazalete se infló manualmente.	No toque el brazalete y/o doble el tubo de aire mientras toma una medición. No infle el brazalete más de lo que sea necesario. Consulte la sección 3.3.
E4	Movimiento durante la medición.	Repita la medición. Permanezca quieto y no hable durante la medición. Consulte la sección 3.3.
E5	La vestimenta interfiere con el brazalete.	Quite cualquier prenda que interfiera con el brazalete. Consulte la sección 3.1.
Er	Error en el dispositivo.	Póngase en contacto con el Servicio de atención al cliente.

4.2 Solución de problemas

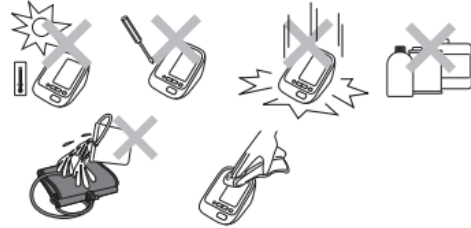
Problema	Causa y solución
La unidad no se enciende. No aparece ningún símbolo en la pantalla del monitor.	Reemplace todas las pilas por unas nuevas. Verifique que las pilas estén correctamente colocadas para verificar que la polaridad sea la correcta. Consulte la sección 2.1.
Los valores de medición parecen ser demasiado altos o demasiado bajos.	La presión arterial varía constantemente. Muchos factores pueden afectar su presión arterial, lo que incluye el estrés, la hora del día y la forma en que se coloca el brazalete. Repase la sección 1.2 y la sección 3.3.

5. Mantenimiento y almacenamiento

5.1 Mantenimiento

Para proteger su dispositivo de cualquier daño, observe lo siguiente:

- Guarde el dispositivo y los componentes en un lugar limpio y seguro.
- No use limpiadores abrasivos o volátiles.
- No lave el dispositivo ni ninguno de sus componentes, ni los sumerja en agua.
- No use gasolina, diluyentes o solventes similares para limpiar el dispositivo.



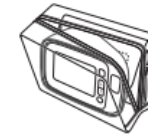
- Use un paño suave y seco o un paño suave y húmedo con jabón neutro para limpiar el monitor y el brazalete.
- Los cambios o las modificaciones que no hayan sido aprobados por el fabricante dejarán sin efecto la garantía del usuario. No desarme ni trate de reparar el dispositivo ni los componentes. Consulte al Servicio de atención al cliente.

5.2 Almacenamiento

Mantenga el dispositivo en su estuche cuando no esté en uso.

1. Desconecte el enchufe macho de aire del enchufe hembra de aire.
2. Envuelva cuidadosamente el tubo de aire en el brazalete.
3. Coloque el monitor y el brazalete en el estuche.

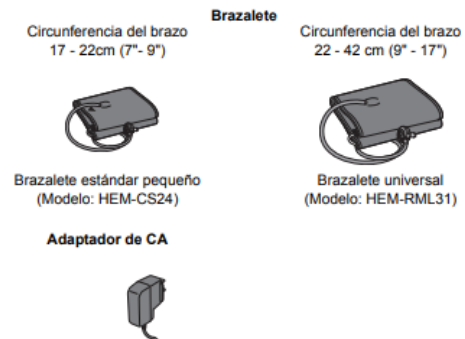
Nota: No doble demasiado el tubo de aire.




No guarde el dispositivo en las siguientes condiciones:


- Si el dispositivo está mojado.
- En lugares expuestos a temperaturas extremas, humedad, la luz directa del sol, polvo o vapores corrosivos como la lejía.
- En lugares expuestos a vibraciones, golpes o donde pueda estar en una posición inclinada.

5.3 Accesorios médicos opcionales



6. Especificaciones

Modelo	HEM-7130
Pantalla	Pantalla digital LCD
Rango de medición	Presión: 0 a 299 mmHg Pulso: 40 a 180 latidos/min.
Precisión	Presión: ±3 mmHg o 2% de la lectura Pulso: ±5% de la lectura en pantalla
Inflado	Controlado con lógica difusa mediante bomba eléctrica
Desinflado	Válvula de liberación automática de presión
Método de medición	Método oscilométrico
Clasificación IP	IP 20
Fuente de alimentación	4 pilas "AA" 1.5 V o adaptador de CA opcional (ENTRADA CA100-240 V 50/60 Hz 0.12 A)
Vida útil de las pilas	Aproximadamente 1000 mediciones (usando pilas alcalinas nuevas)
Temperatura / humedad de operación	10°C a 40°C (50°F a 104°F) / 15 a 90% HR
Temperatura / humedad / presión de aire de almacenamiento	-20°C a 60°C (-4°F a 140°F) / 10 a 95% HR / 700 a 1060 hPa
Peso	Monitor : Aproximadamente 295 g (10 2/5 oz.) sin incluir las pilas Brazaletes : Aproximadamente 170 g (6 oz.)
Dimensiones	Monitor : Aproximadamente 107 mm (ancho) x 79 mm (alto) x 141 mm (largo) (4 1/4" x 3 1/8" x 5 1/2") Brazaletes : Aproximadamente 145 mm x 594 mm (tubo de aire: 750 mm) (5 3/4" x 23 1/2" (tubo de aire: 29 1/2"))
Circunferencia del brazaletes	220 a 420 mm (9" a 17")
Memoria	Hasta 60
Contenido	Monitor, brazaletes, 4 pilas "AA", manual de instrucciones, estuche
Pieza aplicada	 = Tipo BF

Protección contra descarga eléctrica	Equipo Electromédico (ME) encendido internamente (cuando solo se usan las pilas)
	 = Equipo ME clase II (adaptador de CA opcional)

Notas:

- Estas especificaciones están sujetas a cambio sin previo aviso.
- En el estudio de validación clínica, se usó la quinta fase en 85 sujetos para determinar la presión arterial diastólica.
- Este dispositivo está investigado clínicamente según el requerimiento de ISO 81060-2:2013.
- El dispositivo no se ha validado para su uso en pacientes en estado de embarazo.
- La clasificación IP son grados de protección suministrados por IEC 60529.

7. Declaración de la FCC

ADVERTENCIA DE LA FCC

Los cambios o las modificaciones que no estén expresamente aprobados por la parte responsable del cumplimiento pueden anular la autoridad del usuario para operar el equipo.

Nota:

Este equipo ha sido probado y cumple con los límites de un dispositivo digital de Clase B, de acuerdo con la parte 15 de las normas FCC. Estos límites fueron diseñados para proporcionar una protección razonable contra interferencias perjudiciales cuando se utilice el equipo en una instalación residencial. Este equipo genera, utiliza y puede irradiar energía de radiofrecuencia y, si no se instala y se utiliza de acuerdo con las instrucciones, puede provocar interferencias perjudiciales en las comunicaciones por radio. Sin embargo, no hay garantías de que no se producirán interferencias en una instalación en particular. Si este equipo provoca interferencias perjudiciales a la recepción de radio o televisión, lo que se puede determinar apagando y encendiendo el equipo, se sugiere que el usuario intente corregir la interferencia a través de una o más de las siguientes medidas:

- Reoriente o reubique la antena receptora.
- Aumente la distancia entre el equipo y el receptor.
- Conecte el equipo a un tomacorrientes que esté en un circuito distinto de aquél al que se encuentra conectado el receptor.
- Consulte al distribuidor o a un técnico experimentado en radio/TV para asistencia.

8. Garantía limitada

Se garantiza que el Monitor de Presión Arterial Automático HEM-7130 y sus componentes, sin incluir las pilas, estarán libres de defectos en materiales y mano de obra dentro de los períodos de garantía descritos más abajo:

Monitor: 5 años
Brazaletes: 1 año

9. Guía y declaración del fabricante

Monitor de Presión Arterial Automático OMRON

Información para los documentos incluidos en el ámbito de aplicación del IEC60601-1-2:2007
Modelo: HEM-7130, lo que incluye el adaptador de CA

Información importante sobre la compatibilidad electromagnética (EMC, por sus siglas en inglés)

Debido al creciente número de dispositivos electrónicos existentes, como computadoras y teléfonos celulares, es posible que los dispositivos médicos sean susceptibles a las interferencias electromagnéticas recibidas de otros dispositivos. Las interferencias electromagnéticas podrían provocar un funcionamiento incorrecto del dispositivo médico y crear una situación potencialmente poco segura. Los dispositivos médicos tampoco deben interferir con otros dispositivos.

Con el objeto de regular los requisitos para EMC (Compatibilidad electromagnética) y evitar situaciones poco seguras del producto, se ha implementado el estándar IEC60601-1-2. Este estándar define los niveles de inmunidad a interferencias electromagnéticas, así como los niveles máximos de emisiones electromagnéticas para dispositivos médicos.

Los dispositivos médicos fabricados por OMRON Healthcare cumplen con este estándar IEC60601-1-2:2007 tanto para inmunidad como emisiones.

Sin embargo, es necesario tomar precauciones especiales:

- El uso de accesorios y cables no especificados por OMRON, con la excepción de los cables vendidos por OMRON como repuesto para componentes internos, podría provocar un incremento de las emisiones o una reducción en la inmunidad del dispositivo.
 - Los dispositivos médicos no deben utilizarse junto o encima de otros equipos.
 - En el caso de que sea necesario usarlo bajo estas circunstancias, el dispositivo médico debe ser controlado para verificar su operación normal en la configuración en la que será utilizado.
 - Para más información respecto al entorno de compatibilidad electromagnética (EMC) en el que se debe usar el dispositivo, consulte la guía a continuación.
 - El EQUIPO MÉDICO ELÉCTRICO HEM-7130, lo que incluye el adaptador de CA, necesita de precauciones especiales respecto a la EMC y se necesita instalar y operar de acuerdo con la información de EMC incluida en estos documentos.
 - La función principal del HEM-7130, lo que incluye el adaptador de CA, es medir la presión arterial y la frecuencia del pulso, así como la función de memoria.
- El HEM-7130, lo que incluye el adaptador de CA, puede sufrir la interferencia de otros equipos, aun si dichos equipos cumplen con las normas de EMISIÓN de CISPR.

Guía y declaración del fabricante – emisiones electromagnéticas

El HEM-7130 de OMRON, lo que incluye el adaptador de CA, está diseñado para ser utilizado en el entorno electromagnético especificado abajo. El cliente o usuario del HEM-7130 de OMRON, lo que incluye el adaptador de CA, deberá asegurarse de usar el dispositivo en dicho entorno.

Prueba de emisiones	Cumplimiento	Entorno electromagnético - guía
Emisiones RF CISPR 11	Grupo 1	El HEM-7130 de OMRON, lo que incluye el adaptador de CA, usa energía de RF sólo para su funcionamiento interno. Por lo tanto, sus emisiones RF son muy bajas y es improbable que provoquen interferencias en equipos electrónicos cercanos.
Emisiones RF CISPR 11	Clase B	
Emisiones armónicas IEC 61000-3-2	Clase A	El uso del HEM-7130 de OMRON, lo que incluye el adaptador de CA, es adecuado en cualquier ámbito, incluso ámbitos domésticos y los conectados directamente a la red pública de bajo voltaje que abastece a los edificios destinados a vivienda.
Fluctuaciones de voltaje/emisiones de fluctuaciones y parpadeo de tensión IEC61000-3-3	Cumple	

Guía y declaración del fabricante – inmunidad electromagnética

El HEM-7130 de OMRON, lo que incluye el adaptador de CA, está diseñado para ser utilizado en el entorno electromagnético especificado abajo. El cliente o usuario del HEM-7130 de OMRON, lo que incluye el adaptador de CA, deberá asegurarse de usar el dispositivo en dicho entorno.

Prueba de inmunidad	Nivel de prueba IEC 60601	Nivel de cumplimiento	Entorno electromagnético - guía
Descarga electrostática (ESD, por sus siglas en inglés) IEC 61000-4-2	±6 kV por contacto ±8 kV al aire	±6 kV por contacto ±8 kV al aire	El piso debe ser de madera, cemento o azulejo. Si los pisos están revestidos de material sintético, la humedad relativa debe ser por lo menos del 30%.
Transitorios eléctricos rápidos/ráfaga IEC 61000-4-4	±2 kV para líneas de suministro de energía ±1 kV para líneas de entrada/salida	±2 kV para líneas de suministro de energía ±1 kV para líneas de entrada/salida	La calidad de la red de energía eléctrica deberá ser la de un típico entorno comercial u hospitalario.
Sobrevoltaje IEC 61000-4-5	±1 kV de línea(s) a línea(s) ±2 kV de línea a tierra	±1 kV de línea(s) a línea(s) ±2 kV de línea a tierra	La calidad de la red de energía eléctrica deberá ser la de un típico entorno comercial u hospitalario.
Caídas de voltaje, interrupciones cortas y variaciones de voltaje de las líneas de entrada del suministro de energía IEC 61000-4-11	$<5\% U_r$ ($>95\%$ de caída con respecto al U_r) durante 0.5 ciclos $40\% U_r$ (60% de caída con respecto al U_r) durante 5 ciclos $70\% U_r$ (30% de caída con respecto al U_r) durante 25 ciclos	$<5\% U_r$ ($>95\%$ de caída con respecto al U_r) durante 0.5 ciclos $40\% U_r$ (60% de caída con respecto al U_r) durante 5 ciclos $70\% U_r$ (30% de caída con respecto al U_r) durante 25 ciclos	La calidad de la red de energía eléctrica deberá ser la de un típico entorno comercial u hospitalario. Si el usuario del HEM-7130 de OMRON, lo que incluye el adaptador de CA, necesita un funcionamiento continuo, incluso cuando hay cortes en el suministro de energía, se recomienda que el HEM-7130 de OMRON, lo que incluye el adaptador de CA, sea alimentado por una fuente de energía continua.
		$<5\% U_r$ ($>95\%$ de caída con respecto al U_r) durante 5 segundos $<5\% U_r$ ($>95\%$ de caída con respecto al U_r) durante 5 segundos	
Campo magnético de la frecuencia de línea (50/60 Hz) IEC 61000-4-8	3 A/m	3 A/m	Los campos magnéticos de la frecuencia de línea deben tener los niveles propios de un lugar típico en un entorno comercial u hospitalario típico.

Nota: U_r es la tensión de red CA antes de la aplicación del nivel de prueba.

Estos períodos son válidos desde la fecha de compra, si se usa de acuerdo con las instrucciones que se suministran con el monitor.

Esta garantía se extiende únicamente al comprador original.

A consideración nuestra, repararemos o reemplazaremos, sin costo alguno, cualquier equipo cubierto por la antedicha garantía. La reparación o el reemplazo son nuestra única responsabilidad y su único recurso en virtud de la garantía provista.

Si su dispositivo requiere servicio dentro del plazo de la garantía, comuníquese con un distribuidor autorizado de OMRON en su país.

LA GARANTÍA ANTES MENCIONADA ES LA ÚNICA GARANTÍA PROVISTA POR OMRON EN RELACIÓN CON ESTE PRODUCTO, Y POR MEDIO DE LA PRESENTE OMRON NIEGA CUALQUIER OTRA GARANTÍA, EXPLÍCITA O IMPLÍCITA, LO QUE INCLUYE LAS GARANTÍAS IMPLÍCITAS DE COMERCIABILIDAD Y APTITUD PARA PROPÓSITOS PARTICULARES. LAS GARANTÍAS IMPLÍCITAS Y OTROS TÉRMINOS IMPUESTOS POR LEY, SI EXISTIERAN, SE LIMITAN AL PERIODO DE DURACIÓN DE LA GARANTÍA EXPRESA.

OMRON NO SERÁ RESPONSABLE POR LA PÉRDIDA DE USO, NI POR NINGÚN OTRO COSTO, GASTO O DAÑO ESPECIAL, FORTUITO, CONSECUENTE O INDIRECTO.


Esta garantía le proporciona derechos legales específicos y usted puede tener otros derechos que varíen por jurisdicción. Debido a requisitos locales especiales, es posible que algunas de las limitaciones y exclusiones antes mencionadas no apliquen en su caso.

PARA COMUNICARSE CON EL SERVICIO DE ATENCIÓN AL CLIENTE EN PUERTO RICO, LLAME AL 1-800-634-4350.

PARA COMUNICARSE CON EL SERVICIO DE ATENCIÓN AL CLIENTE EN MÉXICO, LLAME AL 01-800-277-2509.

PARA COMUNICARSE CON EL SERVICIO DE ATENCIÓN AL CLIENTE EN OTROS PAÍSES, COMUNÍQUESE CON NUESTROS DISTRIBUIDORES LOCALES. VISITE

www.omronhealthcare.com/latin-america-distributors

Guía y declaración del fabricante – inmunidad electromagnética			
El HEM-7130 de OMRON, lo que incluye el adaptador de CA, está diseñado para ser utilizado en el entorno electromagnético especificado abajo. El cliente o usuario del HEM-7130 de OMRON, lo que incluye el adaptador de CA, deberá asegurarse de usar el dispositivo en dicho entorno.			
Prueba de inmunidad	Nivel de prueba IEC 60601	Nivel de cumplimiento	Entorno electromagnético - guía
RF conducida IEC 61000-4-6	3 V rms 150 kHz a 80 MHz	3 V rms	<p>Los equipos de comunicaciones por RF portátiles y móviles no deben ser usados cerca de ninguna parte del HEM-7130 de OMRON, lo que incluye el adaptador de CA, incluidos los cables, a una distancia de separación menor que la recomendada, calculada a partir de la ecuación aplicable a la frecuencia del transmisor.</p> <p>Distancia de separación recomendada</p> $d = 1.2 \sqrt{P}$
RF irradiada IEC 61000-4-3	3 V/m 80 MHz a 2.5 GHz	3 V/m	
			<p>donde P es la potencia máxima de salida del transmisor en vatios (W) según el fabricante del transmisor y d es la distancia de separación recomendada en metros (m). Las intensidades de campo de transmisores RF fijos, según lo que determine una prueba electromagnética in situ² deben ser menores que el nivel de cumplimiento en cada rango de frecuencias.² Puede haber interferencias cerca de equipos marcados con el siguiente símbolo:</p> 
<p>Nota 1: A 80 MHz y 800 MHz, se aplica el rango de frecuencias más alto. Nota 2: Es posible que estas directrices no se apliquen en todas las situaciones. La propagación electromagnética es afectada por la absorción y el reflejo en estructuras, objetos y personas.</p>			
<p>² Las intensidades de campo de los transmisores fijos, tales como estaciones de base para radiotelefonos (celulares/inalámbricos) y radios móviles terrestres, emisoras de radio AM y FM y emisoras de televisión, no se pueden predecir teóricamente con exactitud. Para evaluar el entorno electromagnético provocado por transmisores de RF fijos, se deberá considerar la posibilidad de realizar una prueba electromagnética in situ. Si la intensidad de campo medida en el lugar donde habrá de usarse el HEM-7130 de OMRON, lo que incluye el adaptador de CA, excede el nivel de cumplimiento de RF correspondiente indicado arriba, deberá verificarse que el HEM-7130 de OMRON, lo que incluye el adaptador de CA, presente un funcionamiento normal. Si se observa una anomalía en el funcionamiento, puede que sea necesario tomar medidas adicionales como reorientar o trasladar el dispositivo HEM-7130 de OMRON, lo que incluye el adaptador de CA.</p> <p>³ En el rango de frecuencias de 150 kHz a 80 MHz, las intensidades de campo deben ser menores que 3 V/m.</p>			

Distancias de separación recomendadas entre equipos de comunicación por RF portátiles y móviles y el HEM-7130 de OMRON, lo que incluye el adaptador de CA			
El HEM-7130 de OMRON, lo que incluye el adaptador de CA, está destinado para ser usado en un entorno electromagnético en el que las alteraciones por RF irradiada sean controladas. El cliente o usuario de este HEM-7130 de OMRON, lo que incluye el adaptador de CA, puede ayudar a evitar la interferencia electromagnética guardando una distancia mínima entre los equipos portátiles y móviles de comunicación RF (transmisores) y el HEM-7130 de OMRON, lo que incluye el adaptador de CA, tal como se recomienda a continuación, según la potencia máxima de salida del equipo de comunicación.			
Potencia máxima de salida del transmisor en vatios	Distancia de separación según la frecuencia del transmisor en metros		
	150 kHz a 80 MHz $d = 1.2 \sqrt{P}$	80 MHz a 800 MHz $d = 1.2 \sqrt{P}$	800 MHz a 2.5GHz $d = 2.3 \sqrt{P}$
0.01	0.12	0.12	0.23
0.1	0.38	0.38	0.73
1	1.2	1.2	2.3
10	3.8	3.8	7.3
100	12	12	23

Para transmisores con una potencia máxima de salida que no figure en la tabla precedente, la distancia de separación recomendada d en metros (m) se puede determinar por medio de la ecuación que se aplica a la frecuencia del transmisor, donde P es la potencia máxima de salida del transmisor en vatios (W), según el fabricante del transmisor.

Nota: A 80 MHz y 800 MHz, se aplica la distancia para el rango de frecuencias más alto.
 Nota: Es posible que estas directrices no se apliquen en todas las situaciones. La propagación electromagnética es afectada por la absorción y el reflejo en estructuras, objetos y personas.

Distribuido por: OMRON HEALTHCARE, INC.
Illinois, U.S.A.

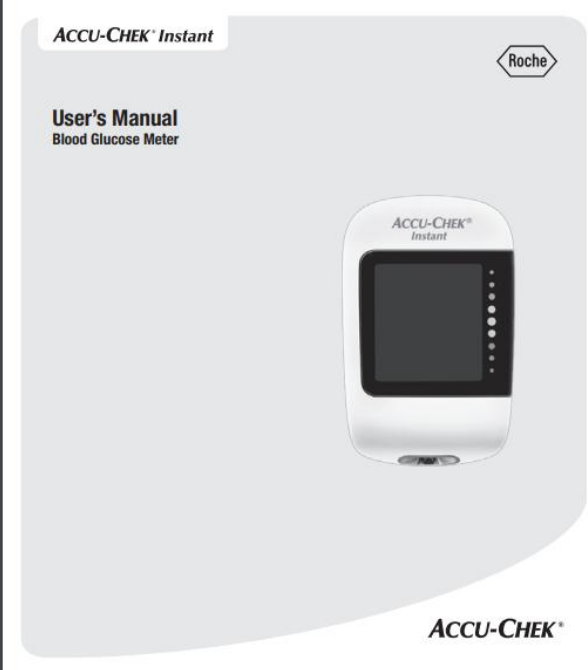
Fabricado por: OMRON DALIAN Co., Ltd.
No. 3, Song Jiang Road,
Economic and Technical Development Zone,
Dalian 116600, CHINA

www.omronhealthcare.la
© 2014 OMRON HEALTHCARE, INC.

Hecho en China

Anexo C

Manual de Usuario del análisis de la Glucosa con Accu-Chek Instant



Introduction

The Accu-Chek Instant System

The Accu-Chek Instant test strips with the Accu-Chek Instant meter are intended to quantitatively measure glucose in fresh capillary whole blood from the finger, palm, forearm, and upper arm as an aid in monitoring the effectiveness of glucose control.

The Accu-Chek Instant test strips with the Accu-Chek Instant meter are intended for in vitro diagnostic self-testing by people with diabetes.

The Accu-Chek Instant test strips with the Accu-Chek Instant meter are intended for in vitro diagnostic use by healthcare professionals in clinical settings. Venous, arterial, and neonatal blood testing is limited to healthcare professional use.

This system is not for use in the diagnosis of diabetes mellitus, nor for testing neonate cord blood samples.

Suitable for self-testing

The system includes:

Accu-Chek Instant meter with batteries, Accu-Chek Instant test strips*, and Accu-Chek Instant control solutions*.

*Some items may not be included in the kit. They are a separate purchase.


⚠ WARNING

- Choking hazard. Small parts. Keep away from children under the age of 3 years.
- Any object coming into contact with human blood is a potential source of infection (see: Clinical and Laboratory Standards Institute: Protection of Laboratory Workers from Occupationally Acquired Infections; Approved Guideline – Fourth Edition; CLSI document M29-A4, May 2014).


3

Your New System 1


The Accu-Chek Instant Meter



Right Side View



Front View



Left Side View

1. Meter Button
Press to turn the meter on and off, move to the next screen, or make a selection.

2. Display
Shows results, messages, and test results stored in memory.

3. Target Range Indicator
Indicates whether your blood glucose result falls above, within, or below a pre-set range of values.

4. Micro USB Port
Transfers data from the meter to a computer (PC).

1 Your New System



Back View



Underside View

5. Battery Door
Open to replace batteries.

6. Test Strip Slot
Insert test strip here.

Your New System | 1

Symbols

Symbol	Description
	Last test result symbol. This indicates that you are viewing your last blood glucose result.
	7-day average symbol. This indicates that you are viewing the 7-day average of your blood glucose results.
	30-day average symbol. This indicates that you are viewing the 30-day average of your blood glucose results.
	90-day average symbol. This indicates that you are viewing the 90-day average of your blood glucose results.
	Drop symbol
	Bluetooth® symbol
	Control bottle symbol
	Hourglass symbol
	Low battery symbol
	No data to display
	Pairing symbol
	Target range indicator arrow. When flashing, your blood glucose result is outside the target range.
	Temperature warning symbol
	Wireless symbol

9

Blood Glucose Tests | 2

1

Wash your hands with warm soapy water and dry thoroughly. Prepare the lancing device.

2

Check the use by date on the test strip container. Do not use test strips past the use by date.

3

Remove a test strip from the test strip container. Close the cap tightly.

4

Insert the metallic end of the test strip into the meter. The meter turns on.

5

When a flashing drop symbol appears, perform a fingerstick with the lancing device.

2 | Blood Glucose Tests

6

Gently squeeze your finger to assist the blood flow. This helps you get a blood drop.

7

Touch the **yellow edge** of the test strip to the blood drop. Remove your finger from the test strip when the flashing hourglass symbol appears. Do not put blood on top of the test strip.

Blood Glucose Tests¹³ | 2

8



- Blue**
- Test result is above the target range.
- Green**
- Test result is within the target range.
- Red**
- Test result is below the target range.

Your test result appears with an arrow. This arrow shows if your test result falls above, within, or below the target range.* The target range is represented by the green region of the target range indicator. The arrow will flash if your test result falls above or below this range.





Remove and discard the used test strip.

*The target range is set by default at 70–160 mg/dL (3.9–8.9 mmol/L). To change the target range, pair the meter to a mobile device, or connect it to a PC with diabetes management software installed. Consult your healthcare professional before changing the target range.





Meter Maintenance and Troubleshooting | 7

 <p>(The error code and Err will alternate on the display.)</p> <p>The test strip may be damaged, not properly inserted, or was previously used.</p> <p>Remove and reinsert the test strip, or replace it if damaged or previously used.</p>	 <p>(The error code and Err will alternate on the display.)</p> <p>A meter or test strip error has occurred.</p> <p>Repeat the blood glucose test. If a second E-3 code appears, perform a control test with the control solution and a new test strip.</p> <ul style="list-style-type: none"> • If the control result is within the acceptable range, review the proper testing procedure and repeat the blood glucose test with a new test strip. • If the control result is not within the acceptable range, see the Understanding Out-of-Range Control Results section in the chapter Control Tests. <p>In rare cases, an E-3 error code may indicate that your blood glucose is extremely high and above the system's measuring range. If you do not feel like your blood glucose is extremely high, repeat the blood glucose test. See the Unusual Blood Glucose Results section in the chapter Blood Glucose Tests. If the E-3 code still appears for your blood glucose test, contact your healthcare professional immediately.</p>
--	--





7 | Meter Maintenance and Troubleshooting

 <p>(The error code and Err will alternate on the display.)</p> <p>Not enough blood or control solution was drawn into the test strip for measurement or was applied after the test had started.</p> <p>Discard the test strip and repeat the blood glucose or control test.</p>	 <p>(The error code and Err will alternate on the display.)</p> <p>Blood or control solution was applied to the test strip before the flashing drop symbol appeared on the display.</p> <p>Discard the test strip and repeat the blood glucose or control test.</p>
 <p>(The error code and Err will alternate on the display.)</p> <p>An electronic error occurred.</p> <p>Remove the batteries, press and hold the meter button for at least 2 seconds, and reinsert the batteries. Perform a blood glucose or control test.</p>	 <p>(The error code and Err will alternate on the display.)</p> <p>The temperature is above or below the proper range for the system.</p> <p>Refer to the test strip package insert for system operating conditions. Move to an area with the appropriate conditions and repeat the blood glucose or control test. Do not artificially heat or cool the meter.</p>

Meter Maintenance and Troubleshooting | 7

 <p>(The error code and Err will alternate on the display.)</p> <p>The batteries are almost out of power.</p> <p>Change the batteries now. If the message reappears after the batteries have been replaced, remove the batteries again, press and hold the meter button for at least 2 seconds, then reinsert the batteries.</p>	 <p>(The error code and Err will alternate on the display.)</p> <p>The meter's internal clock may need to be reset.</p> <p>Press the meter button. If the time and date were set, you will need to reset them. See the Time and Date section in the chapter Your New System.</p>
 <p>(The error code and Err will alternate on the display.)</p> <p>The test strip may be damaged.</p> <p>Repeat the blood glucose or control test with a new test strip.</p>	 <p>(The error code and Err will alternate on the display.)</p> <p>Your blood sample may contain a high level of ascorbate.</p> <p>Contact your healthcare professional.</p>

7 | Meter Maintenance and Troubleshooting

 <p>(The error code and Err will alternate on the display.)</p> <p>Fluid or foreign material may be present in the test strip slot.</p> <p>Remove and reinsert the test strip or repeat the blood glucose or control test with a new test strip. If the error persists, contact Roche.</p>	 <p>(The error code and Err will alternate on the display.)</p> <p>An electronic error has occurred.</p> <p>Contact Roche.</p>
 <p>Blood glucose may be higher than the measuring range of the system.</p> <p>See the Unusual Blood Glucose Results section in the chapter Blood Glucose Tests.</p>	 <p>Blood glucose may be lower than the measuring range of the system.</p> <p>See the Unusual Blood Glucose Results section in the chapter Blood Glucose Tests.</p>



Raspberry Pi

Raspberry Pi 3 Model B

Specifications

Processor	Broadcom BCM2837 chipset. 1.2GHz Quad-Core ARM Cortex-A53 802.11 b/g/n Wireless LAN and Bluetooth 4.1 (Bluetooth Classic and LE)
GPU	Dual Core VideoCore IV® Multimedia Co-Processor. Provides Open GL ES 2.0, hardware-accelerated OpenVG, and 1080p30 H.264 high-profile decode. Capable of 1Gpixels/s, 1.5Gtexels/s or 24GFLOPs with texture filtering and DMA infrastructure
Memory	1GB LPDDR2
Operating System	Boots from Micro SD card, running a version of the Linux operating system or Windows IoT
Dimensions	85 x 56 x 17mm
Power	Micro USB socket 5V1, 2.5A

Connectors:

Ethernet	10/100 BaseT Ethernet socket
Video Output	HDMI (rev 1.3 & 1.4) Composite RCA (PAL and NTSC)
Audio Output	Audio Output 3.5mm jack, HDMI USB 4 x USB 2.0 Connector
GPIO Connector	40-pin 2.54 mm (100 mil) expansion header: 2x20 strip Providing 27 GPIO pins as well as +3.3 V, +5 V and GND supply lines
Camera Connector	15-pin MIPI Camera Serial Interface (CSI-2)
Display Connector	Display Serial Interface (DSI) 15 way flat flex cable connector with two data lanes and a clock lane
Memory Card Slot	Push/pull Micro SDIO

Key Benefits

- Low cost
- 10x faster processing
- Consistent board format
- Added connectivity

Key Applications

- Low cost PC/tablet/laptop
- Media centre
- Industrial/Home automation
- Print server
- Web camera
- Wireless access point
- Environmental sensing/monitoring (e.g. weather station)
- IoT applications
- Robotics
- Server/cloud server
- Security monitoring
- Gaming



Anexo E

Características técnicas de la termocupla PT-100

Sensores PT100 y termopares



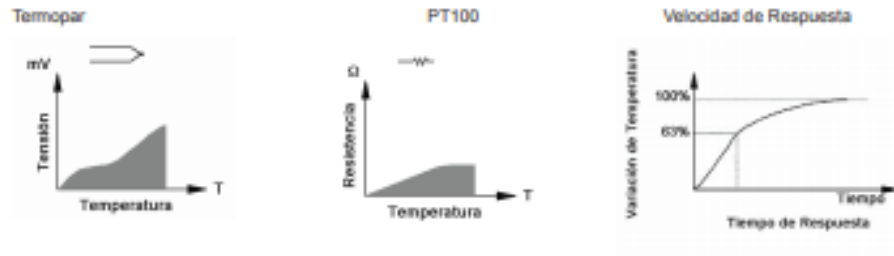
Diferencias entre sensores PT100 y Termopares

Los sensores de temperatura mas comunes son constituidos por termopares y PT100.

El termopar es un sensor extremadamente simple y fiable que está constituido de dos materiales metálicos de naturaleza diversa unidos por dos uniones llamadas "unión fría" y "unión caliente". El grado de temperatura que detectan estas uniones genera una diferencia de potencial estrechamente dependiente de la naturaleza de los materiales.

El sensor pt100 es un elemento pasivo constituido de un material metálico cuyo valor resistivo es estrechamente dependiente de la temperatura. Los standar industriales utilizados se fabrican en platino o níquel con un valor resistivo de 100 Ohmios a 0°C DIN.

La utilización de estos sensores de temperatura viene valorado en función del uso y del campo de temperatura.



La instalación de estos sensores prevé normalmente la utilización de cables especiales para alta temperatura, vainas de protección, conexiones particulares, etc...

SRC proyecta y produce termopares y sensores PT100 completamente ensamblados a todo tipo de accesorios; siendo estos sensores conformes a las normativas internacionales del sector.

Como Escoger su sensor

Consideraciones	Termopares	PT100
Campo de temperatura	de -200 a 2000°C	de -200 a 850°C
Costo	poco costosa	muy costosa
Sensibilidad	sensible en punta	sens. total
Resist. a la vibración	adaptable (ejec.MgO)	menor adaptación
Estabilidad	poco estable	excelente
Dureza	robusto	poco robusto
Salida	mV	ohm

Los sensores indicados en las anteriores tablas conforman los siguientes estándares

Termopares	IEC 584.1, UNI 7938, DIN IEC 584.1, ANSI 96.1, BS 4937.
PT100	IEC 751, UNI 7937, DIN 43760, BS 1904.



especialistas en
regulación y control
de temperatura

Avenida del Carbón/brico 11, Pab. 6 - 01011 Vitoria-Gasteiz (Spain)
Tel: (+34)945 25 94 55 Fax: (+34) 945 25 88 52 - www.srcsl.com - info@srcsl.com



PT100 - Características



El sensor PT100 es el corazón sensible a la temperatura de cualquier termómetro de resistencia. Aparte de la forma de montaje, son sus características las que básicamente determinan las propiedades técnicas de medida del sensor.

PT100 – Construcción y funcionamiento-

Dependiendo de la forma de construcción, la parte bobinada de las PT100 en forma de hilo o cinta de platino, sensible a la temperatura, va encapsulada en un cuerpo cerámico o de vidrio, o bien se encuentra como fina capa sobre una plaquita cerámica. Los terminales del elemento de medida están unidos a la parte resistiva activa de forma que resistan a las vibraciones.

En el caso de las PT100 múltiples, las bobinas respectivas se identifican por el diferente largo de los pares de terminales. El principio activo de las PT100 es la modificación de su resistencia eléctrica, que varía según la temperatura a la que son sometidas. Como elemento extendido, la PT100 recoge el valor medio de la temperatura existente a toda su longitud.

PT100 –Normas-

Todas las PT100 de platino suministradas y montadas por SRC cumplen con los valores básicos y las desviaciones admitidas de la norma DIN IEC 751. Los valores DIN rigen para un valor nominal de 100 Ohmios. La estabilidad de temperatura de la PT100 con respecto a sus valores medidos asimismo cumple - o excede - las exigencias DIN IEC

PT100 – Tipos y montajes-

Para obtener una medida de temperatura segura con PT100 de platino, es necesario que sus características mecánicas y técnicas de medida (Tamaño, forma, resistencia a vibraciones, rango de temperatura, tiempo de respuesta, resistencia al aislamiento, etc.) sean las adecuadas para la clase de medida y las condiciones del lugar de aplicación.

Aparte de la necesidad de seleccionar el modelo de PT100 adecuado, es de especial importancia el montaje en el lugar donde se quiera medir. Ello requiere un alto grado de conocimiento, por lo que les aconsejamos el asesoramiento de nuestro técnico en aplicaciones.

PT100 – precauciones-

Es frecuente que cables en ambientes muy húmedos se deterioren y se produzca un paso de corriente entre ellos a través de humedad condensada. Aunque mínima, esta corriente "fugada" hará aparecer en el lector una temperatura menor que la real.

Estas fugas también pueden ocurrir en óxido, humedad ó polvo que cubre los terminales.

Por la descripción hecha de los métodos de medición, queda claro que a diferencia de los termopares, no es posible conectar 2 unidades lectoras a un mismo Pt100 pues cada una suministra su corriente de excitación.

En el momento de comprar un Pt100 se debe tener presente que existen distintas calidades y precios para el elemento sensor que va en el extremo del sensor Pt100. Los de mejor calidad están hechos con un verdadero alambre de platino, en tanto que existen algunos sensores económicos hechos en base a una pintura conductora sobre un sustrato de alúmina (cerámica) Estos últimos son menos precisos.

En general no se debe montar un Pt100 en lugares sometidos a mucha vibración pues es probable que se fracture.

PT100 -tolerancias y temperatura máxima de funcionamiento

Tipo	Clase B	Clase A	1/3 Din B	Norma
PT 100	+/- 0,3°C A 0°C	+/-0,15°C	+/-0,1°C	DIN 43760
NI 100	+/- 0,4°C A 0°C			DIN 43760

Tipo	Material PT100	Temperatura de func. °C
PT 100	PLATINO	850°C
NI 100	NIQUEL	180°C

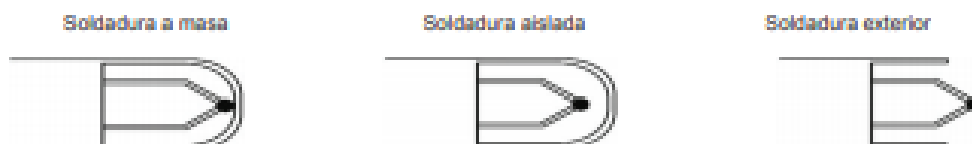
Termopares - características



Normalmente los termopares son construidos de modo que se adapten a las condiciones de trabajo. Los datos fundamentales para sacar el elemento termométrico aplicable son: Tipo de termopar, diámetro de los hilos y longitud.

El campo de temperatura de los elementos termométricos viene dado por la tabla de calibración y tolerancias, mientras que el diámetro del hilo viene dado por la temperatura máxima de utilización y del tiempo de respuesta considerado. Si se coloca un cable de diámetro elevado la duración del elemento será mayor pero el tiempo de respuesta siempre será inferior. La longitud del elemento captador viene dada tanto en función del tipo de utilización y de la estructura del proceso de trabajo como por el tipo de protección del elemento termométrico.

Termopares -construcción



Termopares - Tolerancias

Tipo	Tolerancia	Estándar	Especial
T	COBRE CONSTATAN	1,0 °C O 0,75%	0,5°C O 0,4%
E	CROMEL CONSTATAN	1,7°C O 0,5%	1,0°C O 0,4%
J	HIERRO CONSTATAN	2,2°C O 0,75%	1,1°C O 0,4%
K	NIQUEL CROMO-NIQUEL	2,2°C O 0,75%	1,1°C O 0,4%
N	NIQUEL/CROMO/SILICIO-NIQUEL/SILICIO	2,2°C O 0,75%	1,1°C O 0,4%
S	PLATINO10%RH-PLATINO	1,5°C O 0,25%	0,6°C O 0,1%
R	PLATINO13%RH-PLATINO	1,5°C O 0,25%	0,6°C O 0,1%
B	PLATINO30%RH-PLATINO6%RH	0,5% sobre 800°C	Sin establecer

Termopares -Temperatura de funcionamiento-

Tipo	Material termopar	Temperatura de func. °C
T	COBRE CONSTATAN	-200 a 350°C
E	CROMEL CONSTATAN	-150 a 800°C
J	HIERRO CONSTATAN	-40 a 750°C
K	NIQUEL CROMO-NIQUEL	-150 a 1100°C
N	NIQUEL/CROMO/SILICIO-NIQUEL/SILICIO	-150 a 1250°C
S	PLATINO10%RH-PLATINO	0 a 1550°C
R	PLATINO13%RH-PLATINO	0 a 1600°C
B	PLATINO30%RH-PLATINO6%RH	-600 a 1700°C

Anexo F

Programación en el Software IDE de Arduino de los signos vitales

```
#include <Arduino.h>
#include <ESP8266WiFi.h>
#include <ESP8266WiFiMulti.h>
#include <ESP8266HTTPClient.h>
ESP8266WiFiMulti WiFiMulti;
#include <Wire.h>
byte banco = 0x50; //banco de trabajo
int indice = 96; //posicion del numero de mediciones
int posSis = 185; //posicion en memoria de la ps
int posDia = 186; //posicion en memoria de la pd
int posFre = 187; //posicion en memoria de la fc
int contador=0; //auxiliar
//Variables para obtener lectura de presion
int Psis;
int Pdia;
int Fcar;
int k1 = 25; //Cte de conversion de PSistolica leida
int control = 12; //pin de activacion de tensiometro
int activador = 13; // pin de activacion del sistema completo
int indicador1 = 0; //indicadores
int indicador2 = 2; //indicadores
//Variables para obtener lectura de temperatura
int tempPin = A0; //pin de lectura
int ADC = 0; //acumulador de ADC
float TEMP = 0.0; //variable para resultado de temperatura
void setup()
{
  Serial.begin(9600);
  Wire.begin();
  pinMode(control, OUTPUT);
  digitalWrite(control,HIGH);
  pinMode(activador, INPUT_PULLUP);
  pinMode(indicador1,OUTPUT);
  pinMode(indicador2,OUTPUT);
  digitalWrite(indicador1,LOW);
  digitalWrite(indicador2,LOW);
  for (uint8_t t = 4; t > 0; t--)
  {
    Serial.printf("[Configurando] ESPERA %d...\n", t);
    Serial.flush();
    delay(1000);
  }
  WiFi.mode(WIFI_STA);
  WiFiMulti.addAP("SISTEMA AMBULATORIO", "raspberry");
  digitalWrite(indicador1,HIGH);
  Serial.println("INICIALIZACION OK");
}
void loop()
{
  if(!digitalRead(activador))
```

```

    {
while(!digitalRead(activador));
realizarMedicion();
    }
}
void realizarMedicion()
{
/*Encender indicador*/
digitalWrite(indicador2,HIGH);
/*Escribir en banco de memoria la posicion anterior para registro de nueva medida*/
escribirI2C(banco, indice, 1);
//consultarHttp();
//listarMemoria();
// delay(600000);
/*Activar el dispositivo*/
digitalWrite(control,LOW);
delay(2500);
digitalWrite(control,HIGH);
/*Esperar medicion*/
delay(60000);
/*Obtener valor de presion en posicion 1(despues de cada medida incrementa)*/
obtenerPresion();
/*Reescribir la posicion 1 (escribir con valor de uno)*/
escribirI2C(banco, indice, 1);
/*obtenemos valor de temperatura que previamente se ha estado */
obtenerTemperatura();
/*publicar los valores en el server*/
publicarHttp();
/*Desactivar el dispositivo*/
digitalWrite(control,LOW);
delay(2500);
digitalWrite(control,HIGH);
/*Apagar indicador */
digitalWrite(indicador2,LOW);
}
void obtenerPresion()
{
Psis = leerI2C(posSis) + k1;
Pdia = leerI2C(posDia);
Fcar = leerI2C(posFre);
Serial.print("Sistolica: ");
Serial.print(Psis);
Serial.print(", Diastolica:");
Serial.print(Pdia);
Serial.print(", Frecuencia Cardiaca: ");
Serial.println(Fcar);
}
void obtenerTemperatura()
{
unsigned int lecturaADC = 0;
for(int i=0; i<10; i++)
{
lecturaADC += analogRead(temPin);
}
ADC = lecturaADC/10;
}

```

```

//error agregado
TEMP = ((ADC - 932.254) * (-1.1363)) + 2.178;
Serial.print("ADC = ");
Serial.print(ADC);
Serial.print(" TEMP = ");
Serial.println(TEMP);
}
void publicarHttp()
{
if((WiFiMulti.run() == WL_CONNECTED))
{
HTTPClient http;
Serial.print("[HTTP] begin...\n");
//http.begin("https://192.168.1.12/test.html", "7a 9c f4 db 40 d3 62 5a 6e 21 bc 5c cc 66 c8 3e a1 45 59 38");
//HTTPS
String cadena = "http://192.168.0.102/codigos/presytemp.php?psis="+
(String)Psis+"&pdia="+(String)Pdia+"&pulso="+(String)Fcar+"&temperatura="+(String)TEMP;
Serial.println(cadena);
//http.begin("http://192.168.0.102/codigos/presytemp.php?psis=0&pdia=0&pulso=0&temperatura=0"); //HTTP
http.begin(cadena); //HTTP
Serial.print("[HTTP] GET...\n");
// Genera conexion HTTP
int httpCode = http.GET();
// Verifica si la respuesta es positiva
if(httpCode > 0)
{
// Obtiene la respuesta del server y el codigo
Serial.printf("[HTTP] GET... codigo: %d\n", httpCode);
// Datos encontrados en el server
if(httpCode == HTTP_CODE_OK)
{
String payload = http.getString(); //obtiene respuesta de la pagina
Serial.println(payload);
}
}
else
{
Serial.printf("[HTTP] GET... error: %s\n", http.errorToString(httpCode).c_str());
/*indicar error*/
for(int i = 0; i < 10; i++)
{
digitalWrite(indicador2,HIGH);
delay(250);
digitalWrite(indicador2,LOW);
delay(250);
}
}
}

http.end();
}

delay(10000);
}
void consultarHttp()
{

```

```

if((WiFiMulti.run() == WL_CONNECTED))
{
  HTTPClient http;
  Serial.print("[HTTP] begin...\n");
  String cadena = "http://192.168.0.102/codigos/rango.php";
  Serial.println(cadena);
  http.begin(cadena); //HTTP
  Serial.print("[HTTP] GET...\n");
  // Genera conexion HTTP
  int httpCode = http.GET();
  // Verifica si la respuesta es positiva
  if(httpCode > 0)
  {
    // Obtiene la respuesta del server y el codigo
    Serial.printf("[HTTP] GET... codigo: %d\n", httpCode);
    // Datos encontrados en el server
    if(httpCode == HTTP_CODE_OK)
    {
      String payload = http.getString(); //obtiene respuesta de la pagina
      Serial.println(payload);
    }
  }
  else
  {
    Serial.printf("[HTTP] GET... error: %s\n", http.errorToString(httpCode).c_str());
  }
  http.end();
}
delay(10000);
}
void listarMemoria()
{
  Serial.println("-----Memoria-----");
  while(contador <= 255)
  {
    Wire.beginTransmission(banco);
    Wire.write(contador);
    Wire.endTransmission();
    Serial.print(contador);
    Serial.print(" ");
    Wire.requestFrom(banco, (byte)8);
    Serial.println(Wire.read());
    delay(20);
    contador++;
  }
  contador =0;
}
void escribirI2C(uint8_t addr, uint8_t reg, uint8_t val)
{
  Wire.beginTransmission(addr);
  Wire.write(reg);
  Wire.write(val);
  Wire.endTransmission();
  int leerI2C(uint8_t reg)
  {

```



```
Wire.beginTransaction(banco);  
Wire.write(reg);  
Wire.endTransmission();  
Wire.requestFrom(banco, (byte)8);  
Serial.println(Wire.read());  
return(Wire.read());  
}
```

Anexo G

Programación en el Software Android Studio para la glucosa

```
package no.nordicsemi.android.nrftoolbox.gls;

import android.app.Activity;
import android.bluetooth.BluetoothGatt;
import android.bluetooth.BluetoothGattCharacteristic;
import android.bluetooth.BluetoothGattService;
import android.content.Context;
import android.os.Handler;
import android.util.SparseArray;
import android.view.View;

import org.json.JSONException;

import java.io.IOException;
import java.util.Calendar;
import java.util.Deque;
import java.util.LinkedList;
import java.util.UUID;
import no.nordicsemi.android.ble.BleManager;
import no.nordicsemi.android.ble.Request;
import no.nordicsemi.android.log.Logger;

import no.nordicsemi.android.nrftoolbox.parser.GlucoseMeasurementContextParser;
import no.nordicsemi.android.nrftoolbox.parser.GlucoseMeasurementParser;
import no.nordicsemi.android.nrftoolbox.parser.RecordAccessControlPointParser;
import no.nordicsemi.android.nrftoolbox.utility.DebugLogger;
import no.nordicsemi.android.nrftoolbox.publicar;

@SuppressWarnings("unused")
public class GlucoseManager extends BleManager<GlucoseManagerCallbacks> {
    private static final String TAG = "GlucoseManager";

    public final static UUID GLS_SERVICE_UUID = UUID.fromString("00001808-0000-1000-8000-00805f9b34fb");

    private final static UUID GM_CHARACTERISTIC = UUID.fromString("00002A18-0000-1000-8000-00805f9b34fb");

    private final static UUID GM_CONTEXT_CHARACTERISTIC = UUID.fromString("00002A34-0000-1000-8000-00805f9b34fb");

    private final static UUID GF_CHARACTERISTIC = UUID.fromString("00002A51-0000-1000-8000-00805f9b34fb");

    private final static UUID RACP_CHARACTERISTIC = UUID.fromString("00002A52-0000-1000-8000-00805f9b34fb");

    private final static int OP_CODE_REPORT_STORED_RECORDS = 1; private final static int
    OP_CODE_DELETE_STORED_RECORDS = 2; private final static int OP_CODE_ABORT_OPERATION
    = 3; private final static int OP_CODE_REPORT_NUMBER_OF_RECORDS = 4; private final static int
```

```

OP_CODE_NUMBER_OF_STORED_RECORDS_RESPONSE = 5; private final static int
OP_CODE_RESPONSE_CODE = 6;

private final static int OPERATOR_NULL = 0; private final static int OPERATOR_ALL_RECORDS = 1;
private final static int OPERATOR_LESS_THEN_OR_EQUAL = 2; private final static int
OPERATOR_GREATER_THEN_OR_EQUAL = 3; private final static int
OPERATOR_WITHING_RANGE = 4; private final static int OPERATOR_FIRST_RECORD = 5; private
final static int OPERATOR_LAST_RECORD = 6;

private final static int FILTER_TYPE_USER_FACING_TIME = 2; private final static int
RESPONSE_SUCCESS = 1; private final static int RESPONSE_OP_CODE_NOT_SUPPORTED = 2;
private final static int RESPONSE_INVALID_OPERATOR = 3; private final static int
RESPONSE_OPERATOR_NOT_SUPPORTED = 4; private final static int
RESPONSE_INVALID_OPERAND = 5; private final static int RESPONSE_NO_RECORDS_FOUND = 6;
private final static int RESPONSE_ABORT_UNSUCCESSFUL = 7; private final static int
RESPONSE_PROCEDURE_NOT_COMPLETED = 8; private final static int
RESPONSE_OPERAND_NOT_SUPPORTED = 9;

private BluetoothGattCharacteristic mGlucoseMeasurementCharacteristic; private
BluetoothGattCharacteristic mGlucoseMeasurementContextCharacteristic; private
BluetoothGattCharacteristic mRecordAccessControlPointCharacteristic;

private final SparseArray<GlucoseRecord> mRecords = new SparseArray<>();
private boolean mAbort;
private Handler mHandler;
private static GlucoseManager mInstance;

///  

private publicar peticion = new publicar();
public String datos[][] = new String[30][2];

///  

public static GlucoseManager getGlucoseManager(final Context context) {
if (mInstance == null)
    mInstance = new GlucoseManager(context);
    return mInstance;
}

public GlucoseManager(final Context context) {
super(context);
mHandler = new Handler();
}

@Override
protected BleManagerGattCallback getGattCallback() {
    return mGattCallback;
}

```

```

    }

private final BleManagerGattCallback mGattCallback = new BleManagerGattCallback() {
    @Override
    protected Deque<Request> initGatt(final BluetoothGatt gatt) {
        final LinkedList<Request> requests = new LinkedList<>();
requests.add(Request.newEnableNotificationsRequest(mGlucoseMeasurementCharacteristic));
        if (mGlucoseMeasurementContextCharacteristic != null) {
requests.add(Request.newEnableNotificationsRequest(mGlucoseMeasurementContextCharacteristic));
                }
requests.add(Request.newEnableIndicationsRequest(mRecordAccessControlPointCharacteristic));
// The gatt.setCharacteristicNotification(...) method is called in BleManager during enabling
// notifications or indications (see BleManager#internalEnableNotifications/Indications).
// However, on Samsung S3 with Android 4.3 it looks like the 2 gatt calls
// (gatt.setCharacteristicNotification(...) and gatt.writeDescriptor(...)) are called
// too quickly, or from a wrong thread, and in result the notification listener is not set,
// causing onCharacteristicChanged(...) callback never being called when a notification comes.
// Enabling them here, like below, solves the problem.
// However... the original approach works for the Battery Level CCCD, which makes it even weirder.
gatt.setCharacteristicNotification(mGlucoseMeasurementCharacteristic, true);
        if (mGlucoseMeasurementContextCharacteristic != null) {
gatt.setCharacteristicNotification(mGlucoseMeasurementContextCharacteristic, true);
                }
gatt.setCharacteristicNotification(mRecordAccessControlPointCharacteristic, true);
        return requests;
    }

    @Override
    public boolean isRequiredServiceSupported(final BluetoothGatt gatt) {
final BluetoothGattService service = gatt.getService(GLS_SERVICE_UUID);
        if (service != null) {
mGlucoseMeasurementCharacteristic = service.getCharacteristic(GM_CHARACTERISTIC);

mGlucoseMeasurementContextCharacteristic =
service.getCharacteristic(GM_CONTEXT_CHARACTERISTIC);
        }
    }
}

```

```

mRecordAccessControlPointCharacteristic = service.getCharacteristic(RACP_CHARACTERISTIC);
    }
return mGlucoseMeasurementCharacteristic != null && mRecordAccessControlPointCharacteristic != null;
    }

@Override
protected boolean isOptionalServiceSupported(BluetoothGatt gatt) {
    return mGlucoseMeasurementContextCharacteristic != null;
}

@Override
protected void onDeviceDisconnected() {
mGlucoseMeasurementCharacteristic = null;
mGlucoseMeasurementContextCharacteristic = null;
mRecordAccessControlPointCharacteristic = null;
}

@Override
protected void onCharacteristicWrite(final BluetoothGatt gatt, final BluetoothGattCharacteristic
characteristic) {
    Logger.a(mLogSession, "\"" + RecordAccessControlPointParser.parse(characteristic) + "\" sent");
}

@Override
public void onCharacteristicNotified(final BluetoothGatt gatt, final BluetoothGattCharacteristic
characteristic) {
    final UUID uuid = characteristic.getUuid();
    if (GM_CHARACTERISTIC.equals(uuid)) {
        Logger.a(mLogSession, "\"" + GlucoseMeasurementParser.parse(characteristic) + "\" received");
        int offset = 0;
        final int flags = characteristic.getIntValue(BluetoothGattCharacteristic.FORMAT_UINT8, offset);
        offset += 1;
        final boolean timeOffsetPresent = (flags & 0x01) > 0; final boolean typeAndLocationPresent = (flags & 0x02)
> 0;
        final int concentrationUnit = (flags & 0x04) > 0 ? GlucoseRecord.UNIT_molpl :
GlucoseRecord.UNIT_kgpl;
        final boolean sensorStatusAnnunciationPresent = (flags & 0x08) > 0;
        final boolean contextInfoFollows = (flags & 0x10) > 0;

```

```

// create and fill the new record final GlucoseRecord record = new GlucoseRecord();
record.sequenceNumber = characteristic.getIntValue(BluetoothGattCharacteristic.FORMAT_UINT16,
offset);

    offset += 2;

    final int year = characteristic.getIntValue(BluetoothGattCharacteristic.FORMAT_UINT16, offset);

    final int month = characteristic.getIntValue(BluetoothGattCharacteristic.FORMAT_UINT8, offset + 2) - 1; //
months are 1-based

    final int day = characteristic.getIntValue(BluetoothGattCharacteristic.FORMAT_UINT8, offset + 3);

    final int hours = characteristic.getIntValue(BluetoothGattCharacteristic.FORMAT_UINT8, offset + 4);

    final int minutes = characteristic.getIntValue(BluetoothGattCharacteristic.FORMAT_UINT8, offset + 5);

    final int seconds = characteristic.getIntValue(BluetoothGattCharacteristic.FORMAT_UINT8, offset + 6);

    offset += 7;

    final Calendar calendar = Calendar.getInstance(); calendar.set(year, month, day, hours, minutes, seconds);
record.time = calendar;

    if (timeOffsetPresent) {

        record.timeOffset = characteristic.getIntValue(BluetoothGattCharacteristic.FORMAT_SINT16, offset);

        calendar.add(Calendar.MINUTE, record.timeOffset);

        offset += 2;

        }

    if (typeAndLocationPresent) {

        record.glucoseConcentration =
characteristic.getFloatValue(BluetoothGattCharacteristic.FORMAT_SFLOAT, offset);

        record.unit = concentrationUnit;

        final int typeAndLocation = characteristic.getIntValue(BluetoothGattCharacteristic.FORMAT_UINT8,
offset + 2);

        record.type = (typeAndLocation & 0x0F);

        record.sampleLocation = (typeAndLocation & 0xF0) >> 4;

        offset += 3;

        }

    if (sensorStatusAnnunciationPresent) {

        record.status = characteristic.getIntValue(BluetoothGattCharacteristic.FORMAT_UINT16, offset);

        }

    System.out.print("LA GLUCOSA ES: ");

```

```

        System.out.println(record.glucoseConcentration);
        GlucoseActivity.GLUCOSA = String.valueOf(record.glucoseConcentration * 100000);
        //datos[record.sequenceNumber - 1][0] = String.valueOf(record.sequenceNumber - 1);
        //datos[record.sequenceNumber - 1][1] = String.valueOf(record.glucoseConcentration * 100000);
        // data set modifications must be done in UI thread
        mHandler.post() -> {
// insert the new record to storage
mRecords.put(record.sequenceNumber, record);
// if there is no context information following the measurement data, notify callback about the new record
        if (!contextInfoFollows)
mCallbacks.onDatasetChanged(gatt.getDevice());
                });
        } else if (GM_CONTEXT_CHARACTERISTIC.equals(uuid)) {
        Logger.a(mLogSession, "\"" + GlucoseMeasurementContextParser.parse(characteristic) + "\" received");
        int offset = 0;
        final int flags = characteristic.getIntValue(BluetoothGattCharacteristic.FORMAT_UINT8, offset);
        offset += 1;
        final boolean carbohydratePresent = (flags & 0x01) > 0; final boolean mealPresent = (flags & 0x02) > 0; final
        boolean testerHealthPresent = (flags & 0x04) > 0; final boolean exercisePresent = (flags & 0x08) > 0; final
        boolean medicationPresent = (flags & 0x10) > 0;
        final int medicationUnit = (flags & 0x20) > 0 ? GlucoseRecord.MeasurementContext.UNIT_1 :
        GlucoseRecord.MeasurementContext.UNIT_kg;
        final boolean hbA1cPresent = (flags & 0x40) > 0;
        final boolean moreFlagsPresent = (flags & 0x80) > 0;
        final int sequenceNumber = characteristic.getIntValue(BluetoothGattCharacteristic.FORMAT_UINT16,
        offset);
        offset += 2;
        final GlucoseRecord record = mRecords.get(sequenceNumber);
        if (record == null) {
        DebugLogger.w(TAG, "Context information with unknown sequence number: " + sequenceNumber);
        return;
        }
        final GlucoseRecord.MeasurementContext context = new GlucoseRecord.MeasurementContext();

```

```

record.context = context;
System.out.println(context);

// notify callback about the new record
mCallbacks.onDatasetChanged(gatt.getDevice());
        }
        //*****
int contador = 0;
for (int i = 1; i < 30; i++){
    for (int j=0; j<2;j++){
        if (datos[i][j] == null){
            System.out.println("NO EXISTEN DATOS PARA ENVIAR");
            contador++;
        }
        else {
            System.out.print("dato de la posicion >> " + i + " " + datos[i][j]);
        }
    }
    System.out.print("\r\n");
    if (contador > 0){
        break;
    }
}
        //*****
    }

@Override
protected void onCharacteristicIndicated(final BluetoothGatt gatt, final BluetoothGattCharacteristic
characteristic) {
    Logger.a(mLogSession, "\"" + RecordAccessControlPointParser.parse(characteristic) + "\" received");
    // Record Access Control Point characteristic int offset = 0;
    final int opCode = characteristic.getIntValue(BluetoothGattCharacteristic.FORMAT_UINT8, offset);
    offset += 2; // skip the operator
    if (opCode == OP_CODE_NUMBER_OF_STORED_RECORDS_RESPONSE) {
        // We've obtained the number of all records
        final int number = characteristic.getIntValue(BluetoothGattCharacteristic.FORMAT_UINT16, offset);
        mCallbacks.onNumberOfRecordsRequested(gatt.getDevice(), number);
    }
    // Request the records

```



```

if (number > 0) {
    final BluetoothGattCharacteristic racpCharacteristic = mRecordAccessControlPointCharacteristic;
    writeCharacteristic(racpCharacteristic, getOpCode(OP_CODE_REPORT_STORED_RECORDS,
OPERATOR_ALL_RECORDS));
        } else {
            mCallbacks.onOperationCompleted(gatt.getDevice());
        }
    } else if (opCode == OP_CODE_RESPONSE_CODE) {
        final int requestedOpCode = characteristic.getIntValue(BluetoothGattCharacteristic.FORMAT_UINT8,
offset);
        final int responseCode = characteristic.getIntValue(BluetoothGattCharacteristic.FORMAT_UINT8, offset +
1);
        DebugLogger.d(TAG, "Response result for: " + requestedOpCode + " is: " + responseCode);
        switch (responseCode) {
            case RESPONSE_SUCCESS:
                if (!mAbort)
                    mCallbacks.onOperationCompleted(gatt.getDevice());
                else
                    mCallbacks.onOperationAborted(gatt.getDevice());
                break;
            case RESPONSE_NO_RECORDS_FOUND:
                mCallbacks.onOperationCompleted(gatt.getDevice());
                break;
            case RESPONSE_OP_CODE_NOT_SUPPORTED:
                mCallbacks.onOperationNotSupported(gatt.getDevice());
                break;
            case RESPONSE_PROCEDURE_NOT_COMPLETED:
            case RESPONSE_ABORT_UNSUCCESSFUL:
            default:
                mCallbacks.onOperationFailed(gatt.getDevice());
                break;
        }
        mAbort = false;
    }
}

```

```

        }
    };

private byte[] getOpCode(final int opCode, final int operator, final Integer... params) {
    // 1 byte for opCode, 1 for operator, 1 for filter type (if parameters exists) and 2 for each parameter
    final int size = 2 + ((params.length > 0) ? 1 : 0) + params.length * 2;
    final byte[] data = new byte[size];
    // Write the operation code
    int offset = 0;
    data[offset++] = (byte) opCode;

    // Write the operator. This is always present but may be equal to OPERATOR_NULL
    data[offset++] = (byte) operator;

    // If parameters exists, append them. Parameters should be sorted from minimum to maximum.
    // Currently only one or two params are allowed
    if (params.length > 0) {
        // Our implementation use only sequence number as a filter type
        data[offset++] = FILTER_TYPE_SEQUENCE_NUMBER;
        for (final Integer i : params) {
            data[offset++] = (byte) (i & 0xFF);
            data[offset++] = (byte) ((i >> 8) & 0xFF);
        }
    }
    return data;
}

public SparseArray<GlucoseRecord> getRecords() {
    return mRecords;
}

public void clear() {
    mRecords.clear();

    mCallbacks.onOperationCompleted(mBluetoothDevice);
}

public void getLastRecord() {
    if (mRecordAccessControlPointCharacteristic == null)
        return;
}

```

```

clear(); mCallbacks.onOperationStarted(mBluetoothDevice);
    final BluetoothGattCharacteristic characteristic = mRecordAccessControlPointCharacteristic;
    writeCharacteristic(characteristic, getOpCode(OP_CODE_REPORT_STORED_RECORDS,
OPERATOR_LAST_RECORD));
    }

public void getFirstRecord() {
if (mRecordAccessControlPointCharacteristic == null)
return;
clear(); mCallbacks.onOperationStarted(mBluetoothDevice);
    final BluetoothGattCharacteristic characteristic = mRecordAccessControlPointCharacteristic;
    writeCharacteristic(characteristic, getOpCode(OP_CODE_REPORT_STORED_RECORDS,
OPERATOR_FIRST_RECORD));
    }

public void getAllRecords() {
if (mRecordAccessControlPointCharacteristic == null)
return;
clear(); mCallbacks.onOperationStarted(mBluetoothDevice);
    final BluetoothGattCharacteristic characteristic = mRecordAccessControlPointCharacteristic;
    writeCharacteristic(characteristic, getOpCode(OP_CODE_REPORT_NUMBER_OF_RECORDS,
OPERATOR_ALL_RECORDS));
    }

public void refreshRecords() {
if (mRecordAccessControlPointCharacteristic == null)
return;
if (mRecords.size() == 0) {
                                getAllRecords();
} else {
                                mCallbacks.onOperationStarted(mBluetoothDevice);
// obtain the last sequence number
    final int sequenceNumber = mRecords.keyAt(mRecords.size() - 1) + 1;
    final BluetoothGattCharacteristic characteristic = mRecordAccessControlPointCharacteristic;
    writeCharacteristic(characteristic, getOpCode(OP_CODE_REPORT_STORED_RECORDS,
OPERATOR_GREATER_THAN_OR_EQUAL, sequenceNumber));
// Info:

```

// Operators OPERATOR_LESS_THEN_OR_EQUAL and OPERATOR_RANGE are not supported by Nordic Semiconductor Glucose Service in SDK 4.4.2.

```
    }  
}  
  
public void abort() {  
    if (mRecordAccessControlPointCharacteristic == null)  
        return;  
    mAbort = true;  
    final BluetoothGattCharacteristic characteristic = mRecordAccessControlPointCharacteristic;  
    writeCharacteristic(characteristic, getOpCode(OP_CODE_ABORT_OPERATION, OPERATOR_NULL));  
}  
  
public void deleteAllRecords() {  
    if (mRecordAccessControlPointCharacteristic == null)  
        return;  
    clear(); mCallbacks.onOperationStarted(mBluetoothDevice);  
    final BluetoothGattCharacteristic characteristic = mRecordAccessControlPointCharacteristic;  
    writeCharacteristic(characteristic, getOpCode(OP_CODE_DELETE_STORED_RECORDS,  
OPERATOR_ALL_RECORDS));  
}  
}
```

Anexo H

Programación del php en la base de datos de los signos vitales

```
<?php
$sis = $_GET['psis'];
$dia = $_GET['pdia'];
$pul = $_GET['pulso'];
$tem = $_GET['temperatura'];

$con = mysqli_connect("localhost","pi","raspberry","signosvitales");
if (!$con)
{
echo "No se puede conectar:" . mysqli_error();
}
$queryPre = "INSERT INTO presion(sistolica, diastolica, pulso) VALUES (".$sis.", ".$dia.", ".$pul.")";
$queryTem = "INSERT INTO temperatura(tempCentigrados) VALUES (".$tem.")";
mysqli_query($con, $queryPre);
mysqli_query($con, $queryTem);

/*
if(mysqli_query($con, $query))
echo "datos almacenados";
else
echo "no almacena";
*/
?>
```

Anexo I

Programación del php en la base de datos de la glucosa

```
<?php
$gls = $_GET['gls'];
$con = mysqli_connect("localhost","pi","raspberry","signosvital");
if (!$con)
{
echo "No se puede conectar:" . mysqli_error();
}
$query = "INSERT INTO glucosa(gls) VALUES (".$gls.")";
if(mysqli_query($con, $query))
echo "datos almacenados";
else
echo "no almacena";
?>
```

Anexo J

Programación del php en el servidor web de la alerta en la presión arterial

```
$con=mysqli_connect("localhost","pi","raspberrypi","signosvital");
if (!$con)
{
echo "No se puede conectar." . mysqli_error();
}
$query = "SELECT * FROM presion ORDER BY id DESC";
$result=mysqli_query($con, $query);
$rowdata = array();
$i=0;
while($row = mysqli_fetch_array($result))
{
$rowdata[$i] = $row;
$i++;
}
$id;
$sistolica;
$diastolica;
$pulso;
$strTiempo;
$timeArray;
for($i = 0 ;$i<count($rowdata);$i++)
{
$id[$i] = $rowdata[$i][0];
$sistolica[$i] = $rowdata[$i][1];
$diastolica[$i] = $rowdata[$i][2];
$pulso[$i] = $rowdata[$i][3];
$tmp = $rowdata[$i][4];
$time = new DateTime($tmp, new DateTimeZone('America/Guayaquil'));
$timeArray[$i] = ($time->getTimestamp()*1000) - 18000000;
}
mysqli_free_result($result);
mysqli_close();
$estadoPresion;
$estadoPulso;
if($sistolica[0] <= 120 && $diastolica[0] <= 80)
{
$estadoPresion = "NORMAL";
}
else if($sistolica[0] > 120 && $diastolica[0] > 80 && $sistolica[0] <= 139 && $diastolica[0] <= 89)
{
$estadoPresion = "PREHIPERTENSION";
}
else if($sistolica[0] >=140 && $diastolica[0] >= 90)
{
$estadoPresion = "HIPERTENSION";
}
else
{
$estadoPresion = "ERROR";
}
}
```

```
if($pulso[0] >= 60 && $pulso[0] <= 90)
{
$estadoPulso = "NORMAL";
}
else if($pulso[0] > 90)
{
$estadoPulso = "ALTA";
}
else
{
$estadoPulso = "ERROR";
}
echo "De acuerdo a su última medición, La presión es: ".$estadoPresion." y su Frecuencia cardiaca es:
".$estadoPulso;
```


Anexo K

Programación del php en el servidor web de la alerta de la temperatura corporal

```
$con=mysqli_connect("localhost","pi","raspberrypi","signosvital");
if (!$con)
{
echo "No se puede conectar:" . mysqli_error();
}
$query = "SELECT * FROM temperatura ORDER BY id DESC";
$result=mysqli_query($con, $query);
$rowdata = array();
$i=0;
while($row = mysqli_fetch_array($result))
{
$rowdata[$i] = $row;
$i++;
}
$id;
$temperatura;
$strTiempo;
$timeArray;
for($i = 0 ;$i<count($rowdata);$i++)
{
$id[$i] = $rowdata[$i][0];
$temperatura[$i]= $rowdata[$i][1];
$tmp = $rowdata[$i][2];
$tiempo = new DateTime($tmp, new DateTimeZone('America/Guayaquil'));
$timeArray[$i] = ($tiempo->getTimestamp()*1000) - 18000000;
}
mysqli_free_result($result);
mysqli_close();

if($temperatura[0]>=36 && $temperatura[0]<=37)
{
echo "NORMAL";
}
else if($temperatura[0]<36)
{
echo "HIPOTERMIA";
}
else if($temperatura[0]>37)
{
echo "HIPERTERMIA";
}
```

Anexo L

Programación del php en el servidor web de la alerta de la glucosa

```
$con=mysqli_connect("localhost","pi","raspberry","signosvital");
if (!$con)
{
echo "No se puede conectar:" . mysqli_error();
}
$query = "SELECT * FROM glucosa ORDER BY id DESC";
$result=mysqli_query($con, $query);
$rowdata = array();
$i=0;
while($row = mysqli_fetch_array($result))
{
$rowdata[$i] = $row;
$i++;
}
$id;
$glucosa;
$strTiempo;
$timeArray;
for($i = 0 ;$i<count($rowdata);$i++)
{
$id[$i] = $rowdata[$i][0];
$glucosa[$i]= $rowdata[$i][1];
$tmp = $rowdata[$i][2];
$time = new DateTime($tmp, new DateTimeZone('America/Guayaquil'));
$timeArray[$i] = ($time->getTimestamp()*1000) - 18000000;
}
mysqli_free_result($result);
mysqli_close();

if($glucosa[0]<100)
{
echo "NORMAL";
}
else if($glucosa[0]>=100 && $glucosa[0]<=125)
{
echo "PREDIABETES";
}
else if($glucosa[0]>=126)
{
echo "DIABETES";
}
```

Anexo M

Programación del php en el servidor web de las gráficas de la presión arterial

```
echo “ “;
?>
<script src="/codigos/fuenteGrafica/jquery-3.1.1.min.js"></script>
<script src="/codigos/fuenteGrafica/code/highcharts.js"></script>
<div id="container"></div>
<script type="text/javascript">
$( "#container" ).bind( 'mousemove touchmove touchstart', function ( e ) {
var chart,
point,
i,
event;
for ( i = 0; i < Highcharts.charts.length; i = i + 1 ) {
chart = Highcharts.charts[i];
// Find coordinates within the chart
event = chart.pointer.normalize(e.originalEvent);
// Get the hovered point
point = chart.series[0].searchPoint(event, true);
if (point) {
point.highlight(e);
}
}
});
/**


- Override the reset function, we don't need to hide the tooltips and crosshairs.


*/
Highcharts.Pointer.prototype.reset = function () {
return undefined;
};
/**


- Highlight a point by showing tooltip, setting hover state and draw crosshair


*/
Highcharts.Point.prototype.highlight = function (event) {
event = this.series.chart.pointer.normalize(event);
this.onMouseOver(); // Show the hover marker
this.series.chart.tooltip.refresh(this); // Show the tooltip
this.series.chart.xAxis[0].drawCrosshair(event, this); // Show the crosshair
};
/**


- Synchronize zooming through the setExtremes event handler.


*/
function syncExtremes(e) {
var thisChart = this.chart;
if (e.trigger !== 'syncExtremes') { // Prevent feedback loop
Highcharts.each(Highcharts.charts, function (chart) {
if (chart !== thisChart) {
if (chart.xAxis[0].setExtremes) { // It is null while updating
chart.xAxis[0].setExtremes(
e.min,
e.max,
```

```

undefined,
false,
{ trigger: 'syncExtremes' }
    );
    }
    }
    });
}
}

$.getJSON(
'http://192.168.0.102/codigos/signos.php',
//'http://192.168.0.102/codigos/ejemplodejson.json',
function (activity) {
$.each(activity.datasets, function (i, dataset) {
// Add X values
dataset.data = Highcharts.map(dataset.data, function (val, j) {
return [activity.xData[j], val];
});

$('(<div class="chart">')
.appendTo("#container")
.highcharts({
chart: {
marginLeft: 40, // Keep all charts left aligned
spacingTop: 20,
spacingBottom: 20
},
title: {
text: dataset.name,
align: 'left',
margin: 0,
x: 30
},
credits: {
enabled: false
},
legend: {
enabled: false
},
xAxis: {
crosshair: true,
type: 'datetime',
events: {
setExtremes: syncExtremes
}/*,
labels: {
format: '{value}'
//type: 'datetime'
}*/
},
yAxis: {
title: {
text: null
}
}
}
}

```

```

        },
        tooltip: {
            positioner: function () {
                return {
                    // right aligned
                    x: this.chart.chartWidth - this.label.width,
                    y: 10 // align to title
                };
            },
            borderWidth: 0,
            backgroundColor: 'none',
            pointFormat: '{point.y}',
            headerFormat: '',
            shadow: false,
            style: {
                fontSize: '18px'
            },
            valueDecimals: dataset.valueDecimals
        },
        series: [{
            data: dataset.data,
            name: dataset.name,
            type: dataset.type,
            color: Highcharts.getOptions().colors[i],
            fillOpacity: 0.3,
            tooltip: {
                valueSuffix: ' + dataset.unit'
            }
        }
    ]
});
}
);
</script>

```

Anexo N

Programación del php en el servidor web de las gráficas de la temperatura corporal

```
$con=mysqli_connect("localhost","pi","raspberry","signosvital");
if (!$con)
{
echo "No se puede conectar:" . mysqli_error();
}
$query = "SELECT * FROM temperatura where 1";
$result=mysqli_query($con, $query);
$rowdata = array();
$i=0;
while($row = mysqli_fetch_array($result))
{
$rowdata[$i] = $row;
$i++;
}
$id;
$temperatura;
$strTiempo;
$timeArray;
for($i = 0 ;$i<count($rowdata);$i++)
{
$id[$i] = $rowdata[$i][0];
$temperatura[$i]= $rowdata[$i][1];
$tmp = $rowdata[$i][2];
$tiempo = new DateTime($tmp, new DateTimeZone('America/Guayaquil'));
$timeArray[$i] = ($tiempo->getTimestamp()*1000) - 18000000;
}
mysqli_free_result($result);
mysqli_close();
?>
<script src="/codigos/fuenteGrafica/code/highcharts.js"></script>
<script src="/codigos/fuenteGrafica/code/modules/exporting.js"></script>
<script src="/codigos/fuenteGrafica/code/modules/export-data.js"></script>
<div id="container" style="min-width: 310px; height: 400px; margin: 0 auto"></div>
<script type="text/javascript">
Highcharts.chart('container', {
chart: {
type: 'line'
},
title: {
text: 'Monitoreo de temperatura'
},
subtitle: {
text: ""
},
xAxis: {
type: 'datetime'
//categories: ['Jan', 'Feb', 'Mar', 'Apr', 'May', 'Jun', 'Jul', 'Aug', 'Sep', 'Oct', 'Nov', 'Dec']
},
yAxis: {
minPadding: 0.2,
maxPadding: 0.2,
```

```

title: {
  text: 'Temperatura en °C',
  margin: 10
},

plotOptions: {
  line: {
    dataLabels: {
      enabled: true
    },
    enableMouseTracking: true
  }
},

series: [{
  name: 'Temperatura',
  data: (function() {
    // generate an array of random data
    var data = [];
    <?php
    for($i = 0 ;$i<count($rawdata);$i++){
      data.push([<?php echo $timeArray[$i];?>,<?php echo $temperatura[$i];?>]);
    }
    return data;
  })()
}];
</script>

```

Anexo O

Programación del php en el servidor web de las gráficas de la glucosa

```
$con=mysqli_connect("localhost","pi","raspberry","signosvital");
if (!$con)
{
    echo "No se puede conectar:" . mysqli_error();
}
$query = "SELECT * FROM glucosa where 1";
$result=mysqli_query($con, $query);
$rowdata = array();
$i=0;
while($row = mysqli_fetch_array($result))
{
    $rowdata[$i] = $row;
    $i++;
}
$id;
$glucosa;
$strTiempo;
$timeArray;
for($i = 0 ;$i<count($rowdata);$i++)
{
    $id[$i] = $rowdata[$i][0];
    $glucosa[$i]= $rowdata[$i][1];
    $tmp = $rowdata[$i][2];
    $tiempo = new DateTime($tmp, new DateTimeZone('America/Guayaquil'));
    $timeArray[$i] = ($tiempo->getTimestamp()*1000) - 18000000;
}
mysqli_free_result($result);
mysqli_close();
?>
<script src="/codigos/fuenteGrafica/code/highcharts.js"></script>
<script src="/codigos/fuenteGrafica/code/modules/exporting.js"></script>
<script src="/codigos/fuenteGrafica/code/modules/export-data.js"></script>
<div id="container" style="min-width: 310px; height: 400px; margin: 0 auto"></div>
<script type="text/javascript">
        Highcharts.chart('container', {
            chart: {
                type: 'line'
            },
            title: {
                text: 'Monitoreo de Glucosa'
            },
            subtitle: {
                text: ''
            },
            xAxis: {
                type: 'datetime'
                //categories: ['Jan', 'Feb', 'Mar', 'Apr', 'May', 'Jun', 'Jul', 'Aug', 'Sep', 'Oct', 'Nov',
'Dec']
            },
            yAxis: {
```



```

        minPadding: 0.2,
        maxPadding: 0.2,
        title: {
            text: 'Glucosa en mg/dl',
            margin: 10
        }
    },
    plotOptions: {
        line: {
            dataLabels: {
                enabled: true
            },
            enableMouseTracking: true
        }
    },
    series: [{
        name: 'Glucosa',
        data: (function() {
            // generate an array of random data
            var data = [];
            <?php
                for($i = 0 ;$i<count($rawdata);$i++){
                    ?>
                    data.push([<?php echo $timeArray[$i];?>,<?php echo $glucosa[$i];?>]);
                <?php } ?>
            return data;
        })()
    }]
});
</script>

```