



REPÚBLICA DEL ECUADOR

Escuela Politécnica Nacional

" E S C I E N T I A H O M I N I S S A L U S "

La versión digital de esta tesis está protegida por la Ley de Derechos de Autor del Ecuador.

Los derechos de autor han sido entregados a la "ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL" bajo el libre consentimiento del (los) autor(es).

Al consultar esta tesis deberá acatar con las disposiciones de la Ley y las siguientes condiciones de uso:

- Cualquier uso que haga de estos documentos o imágenes deben ser sólo para efectos de investigación o estudio académico, y usted no puede ponerlos a disposición de otra persona.
- Usted deberá reconocer el derecho del autor a ser identificado y citado como el autor de esta tesis.
- No se podrá obtener ningún beneficio comercial y las obras derivadas tienen que estar bajo los mismos términos de licencia que el trabajo original.

El Libre Acceso a la información, promueve el reconocimiento de la originalidad de las ideas de los demás, respetando las normas de presentación y de citación de autores con el fin de no incurrir en actos ilegítimos de copiar y hacer pasar como propias las creaciones de terceras personas.

Respeto hacia sí mismo y hacia los demás.

ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL

FACULTAD DE INGENIERÍA ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA RED DE MONITOREO DE SIGNOS VITALES EN ADULTOS MAYORES CON DEFICIENCIA DE MOVILIDAD

PROYECTO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE INGENIERO EN ELECTRÓNICA Y CONTROL

**JASMINE PATRICIA NAVARRETE VALLEJOS
PAOLA CATALINA HERRERÍA GRIJALVA**

DIRECTOR: DR. DANILO CHÁVEZ

Quito, Marzo 2016

DECLARACIÓN

Nosotras, Jasmine Patricia Navarrete Vallejos y Paola Catalina Herrería Grijalva, declaramos bajo juramento que el trabajo aquí descrito es de nuestra autoría; que no ha sido previamente presentada para ningún grado o calificación profesional; y, que hemos consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

A través de la presente declaración cedemos nuestros derechos de propiedad intelectual correspondientes a este trabajo, a la Escuela Politécnica Nacional, según lo establecido por la Ley de Propiedad Intelectual, por su Reglamento y por la normatividad institucional vigente.

Jasmine Navarrete

Paola Herrería

CERTIFICACIÓN

Certifico que el presente trabajo fue desarrollado por Jasmine Patricia Navarrete Vallejos y Paola Catalina Herrería Grijalva, bajo mi supervisión.

Dr. Danilo Chávez
DIRECTOR DEL PROYECTO

AGRADECIMIENTO

Al culminar una etapa tan importante para mi vida, y sobre todo muy satisfactoria, agradezco a Dios por darme la sabiduría, el coraje y la persistencia para levantarme y no desmayar cuando las circunstancias fueron muy adversas.

A mis padres por darme la vida y apoyarme en todo momento, facilitándome la obtención de todos y cada uno de mis logros, son mi buen ejemplo en todo mi diario vivir, alentándome a seguir adelante, dándome buenos consejos y valores éticos, para formarme una persona de bien.

Además quiero expresar mi más sincero agradecimiento a todas las personas cercanas quienes con su generosidad me han acompañado en este camino lleno de adversidades, y con los que siempre podré contar.

Jasmine Patricia Navarrete Vallejos

AGRADECIMIENTO

A Dios porque gracias a Él sé que puedo.

A mis padres, Daniel y Rossy por su constante apoyo y su inmenso e incondicional amor y a mi ñaña Daya.

A mi esposo Alex por su comprensión su apoyo, su ayuda y su amor.

A mi suegra Doña Elvi por su inmensa ayuda y cariño.

Paola Catalina Grijalva Herrería

DEDICATORIA

El presente trabajo está dedicado a todos aquellos que de una u otra forma han intervenido y han ayudado en la realización de este trabajo. A mis padres, Patricia Vallejos y Humberto Navarrete por su amor y sacrificio, quienes han hecho posible el estudio en la Escuela Politécnica Nacional, y quienes me han enseñado a encarar las adversidades sin perder nunca la dignidad ni desfallecer en el intento. Me han dado todo lo que soy como persona, mis valores, mis principios, mi perseverancia y mi empeño, a mis hermanos Alex Navarrete y Michelle Navarrete por su ayuda incondicional durante el transcurso de mi vida; además a todas las personas quienes fueron, y son parte de mi vida, quienes estuvieron en todo momento pendientes en todo lo que hago, sacándome muchas sonrisas, alegrías infinitas, lágrimas, enojos, imaginación y creatividad en todos los pequeños detalles de la vida.

Jasmine Patricia Navarrete Vallejos

DEDICATORIA

A mis hijas Hada Paula e Isabella que son mi razón de vivir.

A mi Alex que es mi razón de amar.

Paola Catalina Herrería Grijalva

CONTENIDO

CONTENIDO	I
ÍNDICE DE FIGURAS	V
ÍNDICE DE TABLAS	X
RESUMEN	1
PRESENTACIÓN	2
CAPÍTULO 1	4
MARCO TEÓRICO	4
1.1. INTRODUCCIÓN	4
1.2. REQUERIMIENTOS NECESARIOS Y SOLUCIONES VIABLES [1]	4
1.3. SIGNOS VITALES [2].....	6
1.3.1. <i>PRESIÓN ARTERIAL</i> [3]	6
1.3.1.1. Presión Sistólica, Diastólica, de Pulso y Media [3]	7
1.3.1.1.1. Presión Sistólica	8
1.3.1.1.2. Presión Diastólica.....	8
1.3.1.1.3. Presión arterial diferencial (PAD) o Presión de Pulso	8
1.3.1.1.4. Presión Arterial Media (PAM)	8
1.3.1.2. Valores normales de Presión Arterial [2]	9
1.3.1.3. Técnicas de Medición de la Presión Arterial [5]	11
1.3.1.3.1. Medición invasiva	12
1.3.1.3.2. Medición no invasiva	12
1.3.1.3.2.1. Método de palpación o de Riva-Rocci [3]	12
1.3.1.3.2.2. Método de Auscultación de Korotkoff [3].....	13
1.3.1.3.2.3. Método Oscilométrico [3].....	14
1.3.1.4. <i>FRECUENCIA CARDÍACA</i> [6].....	15
1.3.2.1. Valores normales de la Frecuencia Cardíaca [6].....	16
1.3.2.2. Técnicas de Medición de la Frecuencia Cardíaca	16
1.3.2.2.1. Medición Manual	17
1.3.2.2.2. Pulsómetro.....	17
1.3.3. <i>SATURACIÓN DE OXÍGENO SpO₂</i> [7].....	18
1.3.3.1. Valores normales de Saturación de Oxígeno SpO ₂	18
1.3.3.2. Pulsioximetría u Oximetría de Pulso [8]	18
1.3.3.3. Técnicas de medición de Saturación de Oxígeno [8].....	19
CAPÍTULO 2	21

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE HARDWARE	21
2.1. INTRODUCCIÓN	21
2.2. ARQUITECTURA DEL SISTEMA	22
2.2.1. <i>MÓDULO DE CONTROL PRINCIPAL</i>	22
2.2.1.1. Microcontrolador STM32 Núcleo F411RE	23
2.2.1.2. Circuito del Módulo de Control Principal	25
2.2.2. <i>MÓDULO DE CONTROL REMOTO</i>	28
2.2.2.1. Microcontrolador STM32 Núcleo F466RE	28
2.2.2.2. Medición de la Presión Arterial	29
2.2.2.2.1. MPX4115	30
2.2.2.2.2. Conversor ADC MCP3202	33
2.2.2.2.3. Diseño del Circuito del Filtro Butterworth (Pasa Bajos)	33
2.2.2.2.4. Brazaletes de la Presión Arterial	34
2.2.2.3. Medición de la Frecuencia Cardíaca	35
2.2.2.4. Medición de la Saturación de Oxígeno	35
2.2.2.4.1. Circuito Integrado ULN2003	36
2.2.2.4.2. Led Infrarrojo IR333	37
2.2.2.4.3. Led Rojo R10D	38
2.2.2.4.4. Procesamiento analógico [11]	39
2.2.2.5. Circuito del Módulo de Control Remoto	45
2.2.3. <i>COMUNICACIÓN</i>	46
2.2.3.1. Comunicación Serial USART	46
2.2.3.2. Circuito de la Comunicación Serial	49
2.2.3.3. Comunicación Inalámbrica	50
2.2.3.3.1. Módulo XBEE	50
2.2.3.3.2. Diseño del Receptor de señal XBEE	51
2.2.3.3.3. Diseño del Transmisor de señal XBEE	52
2.2.3.3.4. Configuración y operación del módulo XBEE transmisor	52
2.2.3.4. Módulo GSM	54
2.2.3.4.1. SIM 900	54
2.2.3.4.2. Diseño y hardware del Módulo GSM	58
2.2.4. <i>FUENTE DE ALIMENTACION</i>	58
2.2.4.1. Fuente de Alimentación del Módulo de Control Principal	58
2.2.4.2. Fuente de Alimentación de los Módulos de Control Remoto	58
CAPÍTULO 3	60
DISEÑO DE SOFTWARE	60
3.1. DIAGRAMAS DE FLUJO	61
3.1.1. <i>DIAGRAMA DE FLUJO DEL MÓDULO PRINCIPAL</i>	61

3.1.1.1.	Subrutina de Medición de Signos Vitales	62
3.1.2.	<i>DIAGRAMA DE FLUJO DEL MÓDULO DE CONTROL REMOTO</i>	62
3.1.2.1.	Subrutina de la Adquisición de datos de Presión Arterial	64
3.1.2.2.	Subrutina de la Adquisición de datos de Saturación de Oxígeno SpO2.....	65
3.1.2.3.	Subrutina Algoritmo de Saturación de Oxígeno SpO2.....	66
3.1.2.4.	Subrutina de la Adquisición de datos de Frecuencia Cardíaca	68
3.1.3.	<i>INTERFAZ HOMBRE – MÁQUINA (HMI)</i>	68
3.1.3.1.	Menú Inicial.....	68
3.1.3.2.	La subrutina de Monitoreo de Signos Vitales.....	70
3.1.3.3.	Subrutina toma de mediciones para el Monitoreo de Signos Vitales	71
3.1.3.4.	Subrutina de Medición de Saturación de Oxígeno	72
3.1.3.5.	Subrutina de la Medición de la Presión Arterial.....	73
3.1.3.6.	Subrutina de la Medición de la Frecuencia Cardíaca.....	73
CAPÍTULO 4	76
PRUEBAS Y RESULTADOS	76
4.1.	PRUEBAS.....	76
4.1.1.	<i>PRUEBAS DE HARDWARE</i>	76
4.1.2.	<i>PRUEBAS DE SOFTWARE</i>	78
4.1.3.	<i>PRUEBAS EN EL CENTRO DE CUIDADO DEL ADULTO MAYOR DE LOS PADRES JESUITAS</i>	82
4.2.	RESULTADOS OBTENIDOS.....	88
CAPÍTULO 5	91
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	91
5.1.	CONCLUSIONES	91
5.2.	RECOMENDACIONES	93
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	94
ANEXOS	A1
ANEXO A. MANUAL DE USUARIO	A1
A.1.	DESCRIPCIÓN GENERAL DEL EQUIPO	A1
A.1.1.	<i>MÓDULO DE CONTROL PRINCIPAL</i>	A1
A.1.2.	<i>MÓDULO DE CONTROL REMOTO</i>	A3
A.2.	FUNCIONAMIENTO DEL MÓDULO DE CONTROL PRINCIPAL.....	A3
A.3.	FUNCIONAMIENTO DE LOS MÓDULOS DE CONTROL REMOTO	A9
A.4.	COMUNICACIONES GSM.....	A11
ANEXO B. ESQUEMÁTICOS PLACAS FOTOS	B1

B.1.	MÓDULO DE CONTROL PRINCIPAL	B1
B.2.	MÓDULO DE CONTROL REMOTO.....	B3
ANEXO C. DATASHEET		C1
ANEXO D. CÓDIGO DE PROGRAMACIÓN DEL MICROCONTROLADOR (MBED)		D1
D.1	PROGRAMA PARA EL MÓDULO DE CONTROL PRINCIPAL	D1
D.2	PROGRAMA PARA EL MÓDULO DE CONTROL REMOTO	D18
ANEXO E. CÓDIGO DE PROGRAMACIÓN DEL HMI (LABVIEW)		E1

ÍNDICE DE FIGURAS

CAPÍTULO 1

Figura 1.1. Ondas de presión en diversos puntos del sistema Cardiovascular [4].....	10
Figura 1.2. Presión diastólica y sistólica en la onda de presión del ventrículo izquierdo [4].....	11
Figura 1.3. Presión sistólica por el método palpatorio [3].....	12
Figura 1.4. Colocación del estetoscopio y esfigmomanómetro [3]	14
Figura 1.5. Tensiómetro digital para medir presión arterial [3]	15
Figura 1.6. Zonas para palpar el pulso [2].....	17
Figura 1.7. Técnica de medición de Saturación de Oxígeno [9]	20

CAPÍTULO 2

Figura 2.1. Diagrama de Bloques del Sistema de Monitoreo de Signos Vitales	22
Figura 2.2. Diagrama de bloques del Módulo de Control Principal.....	23
Figura 2.3. Detalle de la Circuitería del Módulo XBEE	25
Figura 2.4. Detalle de la Circuitería de la Comunicación Serial.....	25
Figura 2.5. Detalle de la Circuitería del Núcleo STM32 F411RE.....	26
Figura 2.6. Circuitería general del Módulo de Control Principal	27
Figura 2.7. Diagrama de bloques de un Módulo de Control Remoto.....	28
Figura 2.8. Medición de Presión Arterial [10]	29
Figura 2.9. Ficha técnica Sensor de Presión MPX4115 por Motorola	30
Figura 2.10. Ficha técnica del Sensor de Presión MPX4115 por Motorola .	31
Figura 2.11. Circuito del sensor de Presión	32
Figura 2.12. Conversor MCP3202.....	33
Figura 2.13. Circuito para el Filtro Butterworth (Pasa Bajos) para entradas analógicas.....	34
Figura 2.14. Circuito integrado ULN2003	36
Figura 2.15. Circuito de conexión interno del Circuito Integrado ULN2003 .	37

Figura 2.16. Led Infrarrojo IR333	37
Figura 2.17. Led Rojo R10D.....	38
Figura 2.18. Circuito de conexión del Circuito Integrado ULN2003 con los elementos para medir la Saturación de Oxígeno, Frecuencia Cardíaca y Presión Arterial.....	39
Figura 2.19. Circuito de conexión para la medición de Pulso.....	39
Figura 2.20. Diseño del circuito convertidor de corriente a voltaje	40
Figura 2.21. Filtro Notch.....	42
Figura 2.22. Filtro Pasa Bajo Activo	43
Figura 2.23. Circuito del Convertidor de Corriente a Voltaje y toda la etapa de Filtrado y Amplificación	44
Figura 2.24. Luz de los Led Rojo e Infrarrojo	45
Figura 2.25. Circuitería general del Módulo de Control Remoto.....	46
Figura 2.26. Requerimientos mínimos para conexión full dúplex	48
Figura 2.27. Circuito de conexión para la Comunicación Serial	50
Figura 2.28. Batería para alimentar a los Módulos de Control Remoto.....	59

CAPÍTULO 3

Figura 3.1. Arquitectura del Programa	60
Figura 3.2. Diagrama de flujo del módulo de control principal.....	61
Figura 3.3. Diagrama de flujo de la subrutina de Medición de Signos Vitales	62
Figura 3.4. Diagrama de flujo del Módulo de Control Remoto.....	63
Figura 3.5 Diagrama de flujo de la adquisición de datos de Presión Arterial.....	64
Figura 3.6 Diagrama de flujo de la adquisición de datos de Saturación de Oxígeno SpO2	65
Figura 3.7. Diagrama de flujo de la subrutina medición de Saturación de oxígeno	67
Figura 3.8. Diagrama de flujo del HMI de la pantalla de inicio implementado para el sistema de Monitoreo de Signos Vitales	69

Figura 3.9. Diagrama de flujo de la subrutina de Monitoreo de Signos Vitales	70
Figura 3.10. Diagrama de flujo de la subrutina de toma de mediciones para Monitoreo de Signos Vitales.....	71
Figura 3.11. Diagrama de flujo de la subrutina medición de Saturación de Oxígeno	72
Figura 3.12. Diagrama de flujo de la subrutina medición de Presión Arterial.....	74
Figura 3.13. Diagrama de bloques de la subrutina medición de la Frecuencia Cardíaca	75

CAPÍTULO 4

Figura 4.1. Placas que conforman el Módulo de Control Principal.....	77
Figura 4.2. Placas que conforman el Módulo de Control Remoto	77
Figura 4.3. Comprobación del funcionamiento del Sistema	78
Figura 4.4. Pantalla de Fichas de Pacientes	78
Figura 4.5. Ficha médica de cada paciente.....	79
Figura 4.6. Pantalla de solicitud de clave de seguridad	79
Figura 4.7. Pantalla de Ficha Médica del Paciente 1	80
Figura 4.8. Pantalla de Monitoreo de Signos Vitales.....	80
Figura 4.9. Pantalla del celular del especialista encargado y pantalla de captura del mensaje de alerta	81
Figura 4.10. Ingreso principal del Centro de Cuidado del Adulto Mayor de los Padres Jesuitas.....	82
Figura 4.11. Instalación del equipo en la sala de Enfermería.....	83
Figura 4.12. Consultorio del especialista encargado.....	83
Figura 4.13. Visualización del Sistema de Monitoreo de Signos Vitales	84
Figura 4.14. Pruebas al Paciente 1 (Padre Juan Caballero).	84
Figura 4.15. Pruebas al Paciente 2 (Padre Jorge Carrión).....	84
Figura 4.16. Pruebas al Paciente 3 (Padre José Mendoza).	85
Figura 4.17. Pulse Oximeter.....	86
Figura 4.18. Tensiómetro Marca Riester	87

Figura 4.19. Utilización del Estetoscopio.....	87
---	----

ANEXO A

Figura A.1. Vista Frontal del Módulo de Control Principal.....	2
Figura A.2. Vista Superior del Módulo de Control Principal	2
Figura A.3. Vista Frontal del Módulo de Control Remoto	3
Figura A.4. Representación del ícono “Main” en la pantalla de la PC.....	4
Figura A.5. Pantalla de inicio del Programa	4
Figura A.6. Señalización flecha inicial del Programa	4
Figura A.7. Selección del puerto de comunicación	5
Figura A.8. Pantalla de fichas médicas de los pacientes	6
Figura A.9. Pantalla de clave de seguridad.....	6
Figura A.10. Pantalla de ingreso de datos de la ficha médica del paciente ..	7
Figura A.11. Pantalla de monitoreo de los signos vitales.....	7
Figura A.12. Encendido del led verde que indica conexión de equipo	8
Figura A.13. Pantalla de monitoreo de signos vitales con luces indicadoras de funcionamiento.....	9
Figura A.14. Posición adecuada del brazo para medir la presión arterial ...	10

ANEXO B

Figura B.1. Microcontrolador STM32 Núcleo F411RE	1
Figura B.2. Circuito del Módulo de Control Principal con sus tres placas	1
Figura B.3. Módulo de Control Principal con el cable USB que se conecta a la PC	2
Figura B.4. Módulo de Control Principal incorporada en la caja.....	2
Figura B.5. Funcionamiento del Módulo de Control Principal	2
Figura B.6. Microcontrolador ST32 Núcleo F446RE	3
Figura B.7. Brazaletes	3
Figura B.8. Sensor de Saturación de Oxígeno.....	3
Figura B.9. Circuito del Módulo de Control Remoto	4
Figura B.10. Funcionamiento del Módulo de Control Remoto.....	4

Figura B.11. Funcionamiento del Módulo de Control Principal con el Módulo de Control Remoto	4
--	---

ANEXO E

Figura E.1. Diagrama de programación en Labview de la Pantalla de Fichas Pacientes	1
Figura E.2. Diagrama de programación en labview para verificación de comunicación con los Módulos de Control Remotos.....	1
Figura E.3. Diagrama de programación en labview para la recopilación de los datos de los pacientes	2
Figura E.4. Diagrama de programación en labview de la conexión de los Módulos de Control Remoto.....	2
Figura E.5. Diagrama de programación en labview para recopilar datos del Saturación de Oxígeno.	3
Figura E.6. Diagrama de programación en labview para tomar y enviar los datos de la Saturación de Oxígeno hacia la computadora.....	3
Figura E.7. Diagrama de programación en labview para el analizar los datos para obtener la medida de Saturación de Oxígeno y Latidos por minuto.....	4
Figura E.8. Diagrama de programación en labview del envío de comandos para la recopilación de datos de Presión Arterial.	4
Figura E.9. Diagrama de programación en labview para tomar y enviar los datos de Presión Arterial hacia la computadora.....	5
Figura E.10. Diagrama de programación en labview para analizar los datos y obtener la medida de Presión Arterial.	5
Figura E.11. Diagrama de programación en labview para verificación de alarmas	6
Figura E.12. Diagrama de programación en labview para envío de alarmas y espera de tiempo para próxima medición.	6

ÍNDICE DE TABLAS

CAPÍTULO 1

Tabla 1.1. Valores normales de presión arterial en función de la edad [2]	9
Tabla 1.2. Valores de Hipertensión Arterial [2]	9
Tabla 1.3. Valores normales de la Frecuencia Cardíaca [6]	16

CAPÍTULO 2

Tabla 2.1. Características principales del Microcontrolador STM32 Núcleo F411RE	24
Tabla 2.2. Características del sensor de presión MPX4115	32
Tabla 2.3. Características principales del Convertidor MCP3202.....	33
Tabla 2.4. Estándares de comunicación USART.....	47
Tabla 2.5. Características técnicas de dispositivos XBEE Serie 2 (S2).....	51
Tabla 2.6. Características técnicas básicas del Módulo GSM SIM900.....	57

CAPÍTULO 4

Tabla 4.1. Resultados de la medición de los parámetros de Presión Arterial, Frecuencia Cardíaca y Saturación de Oxígeno.....	88
Tabla 4.2. Porcentaje de error (%) de la Presión Arterial del prototipo respecto al equipo del Centro de Cuidado.....	89
Tabla 4.3. Porcentaje de error (%) de la Frecuencia Cardíaca del prototipo respecto al equipo del Centro de Cuidado	89
Tabla 4.4. Porcentaje de error (%) de la Saturación de Oxígeno del prototipo respecto al equipo del Centro de Cuidado	90

RESUMEN

Hoy en día la tecnología está involucrándose en todos los aspectos de la vida de los seres humanos y cada día va avanzando más.

El presente trabajo contiene el diseño y construcción de una red de monitoreo de signos vitales en adultos mayores con deficiencia de movilidad, el cual entrega información al personal especialista en salud, quién tomará las debidas acciones basadas en los datos obtenidos por el sistema para el cuidado de sus pacientes.

Los signos vitales a monitorear son: presión arterial, frecuencia cardíaca y saturación de oxígeno. Para la medición de los signos vitales utilizamos los sensores respectivos colocados en un equipo portátil, el cual acondiciona la señal y la envía de manera periódica para ser procesada por el equipo de control. Los datos obtenidos son mostrados en el monitor del centro de cuidado del Adulto Mayor de los Padres Jesuitas y también serán enviados mediante mensaje de texto hacia el dispositivo celular del especialista de salud encargado, si los mismos se encuentran en los rangos de alerta.

Con esto, el sistema optimizará el monitoreo de signos vitales y mejorará el bienestar de los adultos mayores con deficiencia de movilidad.

PRESENTACIÓN

El desarrollo del presente proyecto de titulación “Diseño y Construcción de una red de monitoreo de signos vitales en adultos mayores con deficiencia de movilidad” pretende ser una herramienta útil.

Habiendo observado muy de cerca la necesidad del adulto mayor en el control de sus signos vitales y en el cuidado constante al que tiene que someterse, hemos visto la necesidad de implementar un sistema que apoye el cuidado de los mismos, sin necesidad de salir de sus hogares.

Este proyecto de titulación comprende el diseño y construcción de una red de equipos no invasivos y ambulatorios que realizan el monitoreo continuo de los signos vitales y está organizado en cinco capítulos.

En el primer capítulo, MARCO TEÓRICO, trata de manera general sobre temas inherentes al objeto de este trabajo, como son el significado de los signos vitales de presión arterial, frecuencia cardíaca y saturación de oxígeno y sus procesos fisiológicos, además las diferentes técnicas de medición de los signos vitales, dando a conocer de manera general las variables a monitorear.

En el segundo capítulo, se enfocará al DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL HARDWARE, se describirán los elementos utilizados en la arquitectura del equipo y las fases de construcción del mismo.

En el tercer capítulo, DESARROLLO DEL SOFTWARE, se explicará el desarrollo del software tanto del programa del Microcontrolador así como de los sistemas de análisis de datos. Presenta también la implementación de la red de monitoreo.

En el cuarto capítulo, PRUEBAS Y RESULTADOS, se describirán las pruebas realizadas con el prototipo para validar su correcto funcionamiento, además se explicará los resultados obtenidos.

En el quinto capítulo, CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES, se enlistará las conclusiones y recomendaciones obtenidas durante la realización del proyecto de titulación y su futuro aporte.

CAPÍTULO 1

MARCO TEÓRICO

1.1. INTRODUCCIÓN

El monitoreo constante de los signos vitales es para las personas que debido a sus condiciones críticas de salud lo requieren; el presente proyecto será enfocado a adultos mayores con deficiencia de movilidad; por esta razón que se propone realizar un dispositivo económico y de fácil utilización para el monitoreo de estos parámetros.

En el presente trabajo se diseña y se construye una red de monitoreo de signos vitales en adultos mayores con deficiencia de movilidad, permite enviar la información a la computadora por medio de comunicación serial y de mensajes de texto al especialista encargado si los signos vitales del paciente están fuera de los rangos normales, mediante la utilización del microcontrolador que establece la conexión con los sensores por medio de los módulos XBEE y el módulo GSM que permite el enlace con las redes de telefonía móvil.

1.2. REQUERIMIENTOS NECESARIOS Y SOLUCIONES VIABLES [1]

Las personas adultas mayores son las ciudadanas y ciudadanos que tienen sesenta y cinco años de vida o más, experimentan cambios en su cuerpo, en su psicología y en sus roles sociales al igual que los demás grupos poblacionales.

Las personas de sesenta y cinco años de vida o más, según la Constitución, son un grupo de atención prioritaria. Acorde con ello deben recibir atención especializada de calidad. [1]

En el Centro de Cuidado del Adulto Mayor de los Padres Jesuitas; existen pacientes que son Adultos Mayores con deficiencia de movilidad que deben estar en

constante monitoreo de sus signos vitales como presión arterial, frecuencia cardíaca y saturación de oxígeno.

Por ello se busca una alternativa de monitoreo de signos vitales orientado a las personas con deficiencia de movilidad, emitiendo una alerta al especialista encargado de su atención cuando los signos vitales presentan variaciones bruscas.

La necesidad de implementar el presente proyecto se debe a que en el Centro de Cuidado no existen dispositivos portátiles para la medición continua de los signos vitales y, si se presenta alguna complicación en la salud del paciente no siempre es detectada inmediatamente, lo que dificulta enviar una alerta a tiempo. Por ello con la realización del proyecto se logra mejorar el servicio de atención al paciente y la rápida acción de los especialistas encargados.

En el presente proyecto, se muestra la construcción de un equipo que es capaz de tomar la presión arterial, frecuencia cardíaca y saturación de oxígeno, para analizar los resultados y enviar señales de alerta cuando los mismos se encuentren fuera de los rangos normales. Adicionalmente se tendrá una red de monitoreo, donde se abarquen varios puntos de medición, en nuestro caso dichos puntos son tres pacientes ubicados en diferentes áreas y los datos obtenidos de cada uno serán concentrados en la central de monitoreo ubicado en el consultorio médico; todos ubicados dentro del Centro de Cuidado.

Para ello se construirán cuatro equipos, el primero es el módulo de control principal, que es capaz de recibir los datos enviados por los tres módulos de control remoto mediante los módulos XBEE y procesarlos para ser mostrados en un computador y visualizarlos mediante HMI en el Centro de Cuidado. Éste módulo tiene un módulo de transmisión GSM para poder enviar la información vía mensaje de texto hacia el celular del especialista encargado.

Los módulos de control remoto contienen los sensores que monitorean las variables fisiológicas como son la presión arterial, frecuencia cardíaca y saturación de oxígeno. Los sensores toman los datos periódicamente, los mismos que serán

guardados en un archivo, el cual es procesado para obtener los valores requeridos para realizar una comparación con los rangos normales y se genera la señal de alerta para enviarla de ser requerido.

1.3. SIGNOS VITALES [2]

Los signos vitales son indicadores que reflejan el estado fisiológico de los órganos vitales (cerebro, corazón, pulmones). Expresan de manera inmediata los cambios funcionales que suceden en el organismo, cambios que de otra manera no podrían ser cualificados ni cuantificados. Se pueden medir en un establecimiento médico, en casa, en el lugar en el que se produzca una emergencia médica o en cualquier sitio. [2]

Los cuatro signos vitales principales que los médicos y los profesionales de salud examinan de forma rutinaria son los siguientes:

- Presión arterial
- Frecuencia cardíaca
- Saturación de oxígeno
- Temperatura corporal

Para este proyecto se va a analizar únicamente los tres primeros signos vitales como son: presión arterial, frecuencia cardíaca y saturación de oxígeno; puesto que éstos son de mayor importancia para el especialista del Centro de Cuidado del Adulto Mayor de los Padres Jesuitas.

A continuación se detallará las definiciones de cada una de las variables fisiológicas a medir para el presente proyecto.

1.3.1. PRESIÓN ARTERIAL [3]

La presión arterial es la presión ejercida por la sangre contra la pared de las arterias. En el cuerpo humano la sangre circula por los vasos sanguíneos, principalmente

por arterias y venas. La sangre que circula constantemente por los vasos ejerce presión sobre las paredes vasculares, dicha presión viene determinada por la fuerza de bombeo del corazón y la elasticidad de los vasos.

En general, el corazón se contrae y se vuelve a expandir por término de 60 – 80 veces por minuto. Con ello bombea la sangre a presión hacia las arterias para suministrar oxígeno y nutrientes a los órganos corporales.

La Presión Arterial depende de los siguientes factores:

1. Débito sistólico (volumen de eyección del ventrículo izquierdo)
2. Distensibilidad de la aorta y de las grandes arterias.
3. Resistencia vascular periférica, especialmente a nivel arteriolar, que es controlada por el sistema nervioso autonómico.
4. Volemia (volumen de sangre dentro del sistema arterial)

La presión arterial varía en las personas a lo largo de las 24 horas. Los factores que influyen son las emociones, el clima, la actividad física, la presencia de dolor, estimulantes como el café, tabaco, drogas, etc.

De acuerdo a las investigaciones realizadas en internet la Presión Arterial se clasifica en Presión Sistólica, Presión Diastólica, Presión Arterial Diferencial o Presión de Pulso y Presión Arterial Media y a continuación se detalla cada una.

1.3.1.1. Presión Sistólica, Diastólica, de Pulso y Media [3]

La presión arterial está directamente relacionada con las fases del ciclo cardíaco, es decir con la sístole y la diástole del ventrículo izquierdo que es donde se bombea la sangre oxigenada hacia todas las células del organismo.

Debido a que la sangre se mueve en forma de ondas, existen dos tipos de medidas de presión:

1.3.1.1.1. *Presión Sistólica*

Es la presión de la sangre debida a la contracción de los ventrículos (se contrae el corazón), es decir, la presión máxima. El valor normal de la presión sistólica es de 120 mm Hg.

1.3.1.1.2. *Presión Diastólica*

Es la presión que queda cuando los ventrículos se relajan; ésta es la presión mínima. Se consideran normales valores alrededor de los 80 mm Hg.

1.3.1.1.3. *Presión arterial diferencial (PAD) o Presión de Pulso*

Es la diferencia entre la presión arterial sistólica o máxima y la presión arterial diastólica o mínima. Se la puede determinar con la ecuación (1.1)

$$PAD = \textit{Presión sistólica} - \textit{Presión diastólica} \quad (1.1)$$

1.3.1.1.4. *Presión Arterial Media (PAM)*

Es el promedio de todas las presiones registradas durante el ciclo cardíaco. La presión arterial media mide la calidad de la irrigación orgánica, proporciona información sobre la efectividad con que la sangre llega desde el corazón hasta los órganos.

El corazón debe generar una determinada presión para poder transportar suficiente sangre a los órganos.

Se calcula con la siguiente ecuación (1.2):

$$PAM = \frac{\textit{Presión sistólica} - \textit{Presión diastólica}}{3} + \textit{Presión diastólica} \quad (1.2)$$

1.3.1.2. Valores normales de Presión Arterial [2]

Los valores de presión arterial pueden fluctuar a corto plazo. No obstante, es posible adjudicar valores medios normales de presión arterial a los diferentes grupos de edad como se detalla en la Tabla 1.1.

Tabla 1.1. Valores normales de presión arterial en función de la edad [2]

EDAD	PRESIÓN SISTÓLICA (mm Hg)	PRESIÓN DIASTÓLICA (mm Hg)
Lactante	60 – 90	30 – 62
2 años	78 – 112	48 – 78
8 años	85 – 114	52 – 85
12 años	95 – 135	58 – 88
Adultos	100 - 140	60 - 90

La Tabla 1.2 proporciona una visión general sobre los valores límites de dicha presión.

Tabla 1.2. Valores de Hipertensión Arterial [2]

CATEGORÍA	PRESIÓN SISTÓLICA (mm Hg)	PRESIÓN DIASTÓLICA (mm Hg)
Óptima		
Normal	< 140	< 90
Pre hipertensión arterial	120 -139	80 – 89
Hipertensión arterial Estado I	140 – 159	90 – 99
Hipertensión arterial Estado II	➤ 160	➤ 100

En la vejez la presión arterial es por lo general algo superior que en etapas anteriores, dado que los vasos sanguíneos pierden elasticidad. Los valores normales de presión arterial son por tanto algo más elevados que durante la edad

adulta. Esto no significa que la hipertensión sea inocua en la vejez. La presión arterial no debe ser elevada en ancianos; y dependiendo del riesgo de enfermedades cardiovasculares, es necesario reducirla.

Los valores de presión arterial permiten evaluar si la presión en los vasos sanguíneos es elevada.

En la Figura 1.1 se presenta la relación entre los trazos de la presión obtenidos de la aorta, del ventrículo izquierdo y la aurícula izquierda. También se ve su relación con el electrocardiograma. [4]

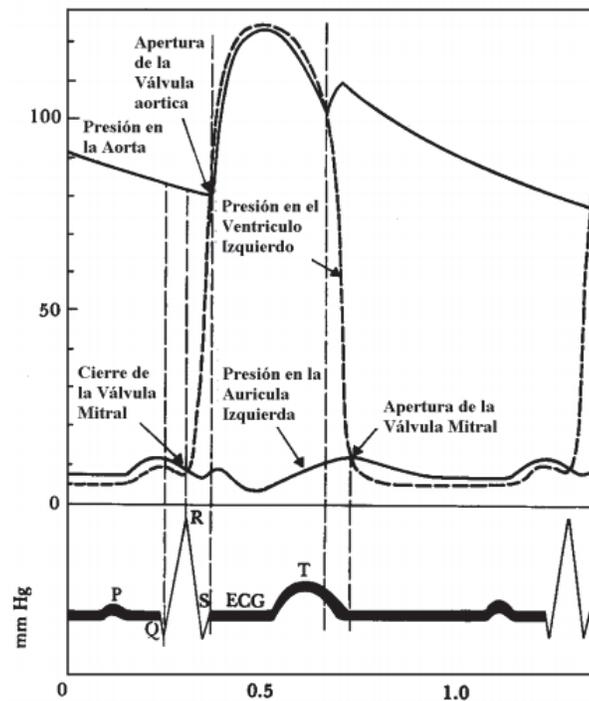


Figura 1.1. Ondas de presión en diversos puntos del sistema Cardiovascular [4]

La Figura 1.2 muestra un segmento de la onda de presión correspondiente al ventrículo izquierdo y la arteria braquial. Se observa que la presión diastólica se le asocia un valor de 10 mm Hg, correspondiendo al punto donde ocurre el cierre de la válvula Mitral.

Por otra parte, en éste ejemplo se observa que la presión sistólica es calculada como el valor en mm Hg (151) para el cual la onda de presión alcanza su punto máximo.

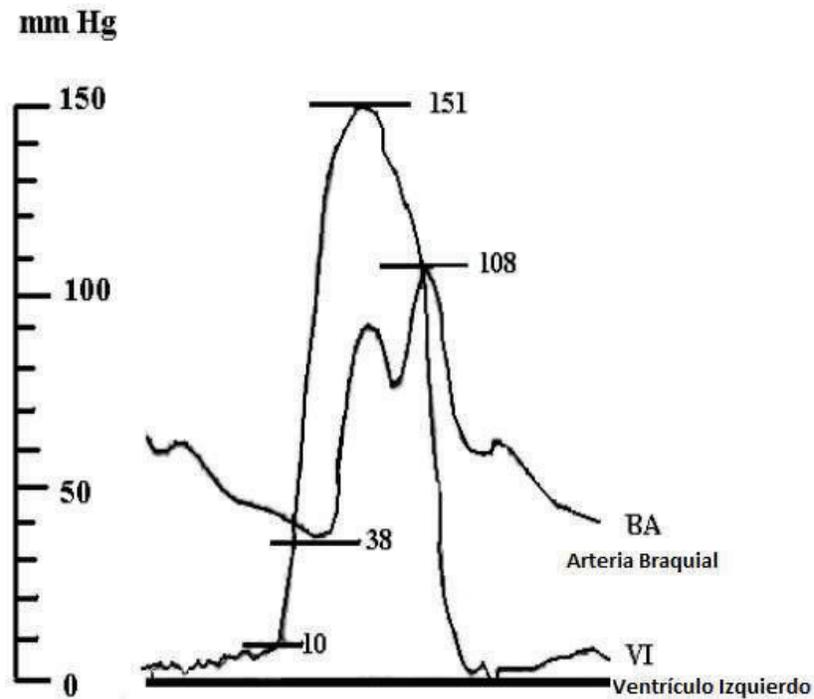


Figura 1.2. Presión diastólica y sistólica en la onda de presión del ventrículo izquierdo [4]

1.3.1.3. Técnicas de Medición de la Presión Arterial [5]

Los métodos para medir la presión pueden clasificarse: invasivos y no invasivos.

Los métodos invasivos en la actualidad no son muy utilizados ya que provocan malestar en el paciente, pues requieren que una sonda o algún instrumento se introduzcan en el organismo (penetrando la piel y midiendo dentro de los vasos sanguíneos).

Por otra parte los métodos no invasivos son más utilizados por la comodidad que presentan.

1.3.1.3.1. Medición invasiva

Medición directa de la presión, es la más confiable en cuidados intensivos pues consiste en el registro continuo de la presión arterial, latido tras latido. Es un método que se realiza por punción arterial a través de la piel.

1.3.1.3.2. Medición no invasiva

Las mediciones no invasivas se pueden clasificar por el método de palpación, auscultación y oscilométrica, son más simples y más rápidas que las mediciones invasivas, requieren menos pericia para llevarlas a cabo, virtualmente no tienen complicaciones, y son menos desagradables y dolorosas para el paciente. Sin embargo, las mediciones no invasivas pueden tener una exactitud algo más baja y pequeñas diferencias sistemáticas en los resultados numéricos. Los métodos de medición no invasivos son más comúnmente usados para exámenes y monitoreos rutinarios.

1.3.1.3.2.1. Método de palpación o de Riva-Rocci [3]

Para realizar este método es necesario utilizar el brazalete, la válvula y el manómetro como se muestra en la Figura 1.3.

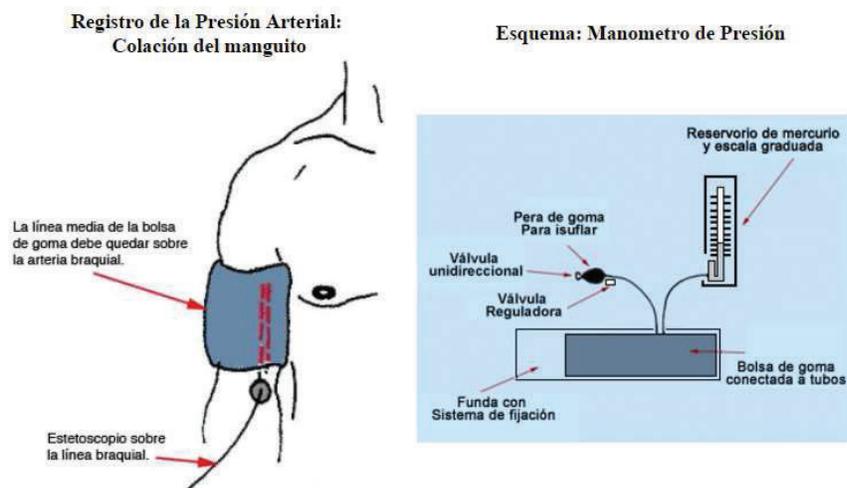


Figura 1.3. Presión sistólica por el método palpatorio [3]

Se infla el brazalete mientras se palpa el pulso radial. Al desaparecer el pulso, se infla un poco más y luego se desinfla el brazalete lentamente. La presión en que nuevamente se vuelve a palpar el pulso, corresponde a la presión sistólica.

Estudios indican que este método no es lo suficientemente exacto y con frecuencia sobreestima la presión sistólica del paciente. Un valor más exacto puede ser obtenido con un esfigmomanómetro y palpando para cuando retorna el pulso radial.

1.3.1.3.2.2. Método de Auscultación de Korotkoff [3]

Este método es uno de los más utilizados puesto que es el más preciso entre todos los métodos no invasivos. El método auscultatorio requiere los mismos instrumentos que el método palpatorio pero adicionalmente usa un estetoscopio para escuchar los ruidos arteriales que se denominan sonidos de Korotkoff.

Se realiza el mismo proceso que el método anterior, se infla el brazalete, se ubica la cápsula del estetoscopio en el pliegue del antebrazo, sobre el lugar donde se palpa el pulso braquial. Se infla el brazalete hasta un poco más arriba de la presión sistólica obtenida por el método palpatorio y luego se desinfla lentamente. La presión en que se comienza a escuchar un ruido relacionado con los latidos del corazón corresponde a la presión sistólica obtenida por el método auscultatorio.

Tanto el registro obtenido por el método palpatorio como por el auscultatorio deben ser parecidos. De no ser así, se registra como presión sistólica, el valor más elevado.

Después de identificar la presión sistólica auscultatoria, se sigue desinflando el brazalete hasta que desaparecen los ruidos. Este momento corresponde a la presión diastólica. En ocasiones, primero los ruidos se atenúan y luego desaparecen. En general se considera como la presión diastólica el momento en que los ruidos desaparecen. Si ocurre que los ruidos se atenúan, pero nunca se dejan de escuchar, incluso con el brazalete desinflado, la presión diastólica corresponde al momento en que los ruidos se atenuaron. En ocasiones se dejan

registrados ambos momentos: cuando se atenúan los ruidos y cuando desaparecen. Como se observa en la Figura 1.4.

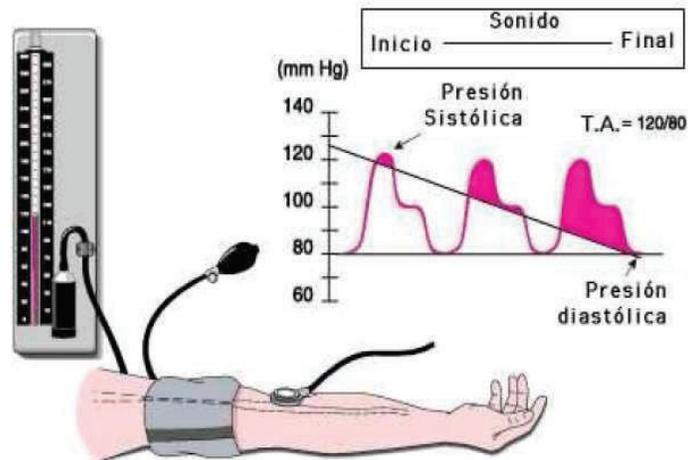


Figura 1.4. Colocación del estetoscopio y esfigmomanómetro [3]

La presión arterial se expresa con la presión sistólica y la diastólica. Por ejemplo, una presión de 120/80 mm de Hg, significa que la sistólica es de 120 mm Hg y la diastólica de 80 mm Hg. Además del registro numérico, se debe especificar en qué parte del cuerpo se tomó la presión y en qué posición estaba el paciente. Un registro de 120/80/70 mm Hg significaría que a los 80 mm Hg los ruidos se atenuaron y que a los 70 mm Hg se dejaron de escuchar, siendo este último valor la presión diastólica.

1.3.1.3.2.3. Método Oscilométrico [3]

Funcionalmente es similar al del método auscultatorio, pero, en vez de usar el estetoscopio y el oído del experto, tiene en el interior un sensor de presión electrónico (transductor) para detectar el flujo de sangre como se muestra en la Figura 1.5. En la práctica, el sensor de presión es un dispositivo electrónico calibrado con una lectura numérica de la presión sanguínea. A diferencia del manómetro del mercurio, para mantener la exactitud, la calibración debe ser chequeada periódicamente. En la mayoría de los casos el brazalete es inflado y

desinflado por una bomba y una válvula que están operadas eléctricamente, que se pueden ajustar en la muñeca (elevada a la altura del corazón), aunque se prefiera la parte superior del brazo. Estos instrumentos varían ampliamente en exactitud, y deben ser chequeados en intervalos específicos y recalibrados si fuera necesario.



Figura 1.5. Tensiómetro digital para medir presión arterial [3]

El brazalete es inicialmente inflado a una presión superior a la presión sanguínea sistólica, y después, durante un período de cerca de 30 segundos, se reduce hasta llegar a un nivel por debajo de la presión diastólica. Cuando el flujo de sangre es nulo (presión del brazalete excediendo la presión sistólica), o sin obstáculo (presión del brazalete debajo de la presión diastólica), la presión del brazalete será esencialmente constante.

1.3.2. FRECUENCIA CARDÍACA [6]

También denominada pulso arterial o ritmo cardíaco. La frecuencia cardíaca es el número de veces que el corazón se contrae en un minuto, expresado de otra manera son los latidos por minuto.

La frecuencia normal en reposo oscila entre 50 y 100 latidos por minuto (lpm).

La frecuencia cardíaca en reposo depende de los hábitos de vida, ejercicio físico, edad, día y noche. La frecuencia máxima que puede alcanzar el corazón se calcula de la siguiente manera:

$$\text{Frecuencia cardíaca máxima} = 220 \text{ lpm} - \text{edad} \quad (1.3)$$

1.3.2.1. Valores normales de la Frecuencia Cardíaca [6]

Para la frecuencia cardíaca en reposo se puede visualizar en la Tabla 1.3:

Tabla 1.3. Valores normales de la Frecuencia Cardíaca [6]

EDAD	LATIDOS POR MINUTO (lpm)
Recién nacidos (0 – 30 meses de edad)	100 a 150
Bebés (3 – 6 meses de edad)	90 a 120
Bebés (6 – 12 meses de edad)	80 a 120
Niños de 1 – 10 años	70 a 120
Niños de más de 10 años y adultos (incluyendo a adultos mayores)	60 a 100
Atletas bien entrenados	40 a 60

Al realizar ejercicio físico el corazón produce una respuesta normal que es la taquicardia es cuando la frecuencia cardíaca en reposo está por encima de 100 lpm, se define como un ritmo cardíaco elevado o rápido y puede latir hasta 400 lpm y la bradicardia que es cuando la frecuencia cardíaca en reposo está por debajo de 50 lpm y se define como un ritmo cardíaco lento o irregular.

1.3.2.2. Técnicas de Medición de la Frecuencia Cardíaca

Para la medición de la frecuencia cardíaca se realiza de forma manual o con el pulsómetro. A continuación se describen cada una de las técnicas de medición.

1.3.2.2.1. Medición Manual

Para medir sin la ayuda de ningún aparato electrónico, se necesita colocar los dedos índice y corazón (nunca el dedo pulgar) en una parte del cuerpo donde una arteria pase muy cerca de la piel. Así, se puede medir en el cuello, en la muñeca, en la ingle, en la parte interna del codo, en la parte posterior de la rodilla, en la sien o en la cara interna del pie. En la Figura 1.6 se pueden observar los diferentes puntos de medición.

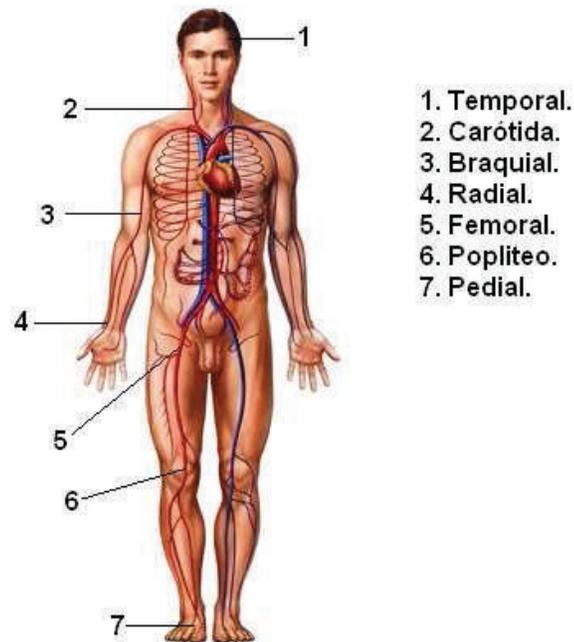


Figura 1.6. Zonas para palpar el pulso [2]

Una vez que se tenga localizado el pulso en una de estas zonas, presionando suavemente con los dedos hay que contar cuántas pulsaciones se tiene en un minuto (o en medio minuto y multiplicarlo por dos).

1.3.2.2.2. Pulsómetro

Pulsómetro o monitor de ritmo es un dispositivo que permite a un usuario medir su frecuencia cardíaca en tiempo real. Por lo general, consta de dos elementos: una

correa transmisora para el pecho y un receptor de muñeca (que por lo general es un reloj). Los modelos más avanzados, además, miden la variabilidad del ritmo cardíaco para evaluar la capacidad física del deportista.

La cinta del pecho tiene los electrodos en contacto con la piel para detectar electrónicamente las pulsaciones del corazón. Cuando se detecta los latidos del corazón se transmite una señal de radio, que el receptor utiliza para determinar la frecuencia cardíaca. Esta señal puede ser un simple pulso de radio o una única señal codificada desde la correa de pecho, que impide que otro usuario cercano que use también un transmisor semejante reciba la señal (conocida como diafonía, un tipo de interferencia).

1.3.3. SATURACIÓN DE OXÍGENO SPO₂ [7]

La Saturación de Oxígeno es la medida de la cantidad de oxígeno disponible en el torrente sanguíneo.

1.3.3.1. Valores normales de Saturación de Oxígeno SpO₂

La Saturación de Oxígeno normal en la sangre es de entre un 95% a 100%.

Los pacientes con saturación de oxígeno por debajo del 90% se consideran que tiene hipoxemia y un nivel de oxígeno en la sangre por debajo del 80% se conoce como hipoxemia severa.

Para determinar la Saturación de Oxígeno se utiliza un medidor llamado Oxímetro de Pulso o Pulsioxímetro cuyo funcionamiento se basa en la distinta coloración de la sangre en función de su nivel de saturación de oxígeno.

1.3.3.2. Pulsioximetría u Oximetría de Pulso [8]

Es la medición no invasiva del oxígeno transportado por la hemoglobina en el interior de los vasos sanguíneos.

Se basa en dos principios fundamentales:

- La oxihemoglobina y la desoxihemoglobina presentan una absorción de luz roja e infrarroja diferente (espectrofotometría)
- El volumen de sangre arterial en el tejido y la absorción de la luz de dicha sangre varían con el pulso arterial (pletismografía)

1.3.3.3. Técnicas de medición de Saturación de Oxígeno [8]

Para realizar esta técnica, se coloca el pulsioxímetro, en una parte del cuerpo que sea relativamente translúcida y tenga un buen flujo sanguíneo, por ejemplo los dedos de la mano. El pulsioxímetro emite luces con longitudes de onda, roja e infrarroja que pasan secuencialmente desde un emisor hasta un fotodetector a través del paciente. Se mide la absorbancia de cada longitud de onda causada por la sangre arterial (componente pulsátil), excluyendo sangre venosa, piel, huesos, músculo, grasa. Con estos datos será posible calcular la saturación de oxígeno en sangre.

Las bases para la Oximetría de pulso está dado por la Ley de absorción óptica de Lambert-Beer, la cual establece que la concentración de una sustancia puede determinarse por la absorción de luz.

El dispositivo emite luz con dos longitudes de onda de 660 nm (roja) y 940 nm (infrarroja), como se representa en la Figura 1.7, que son características respectivamente de la oxihemoglobina y la hemoglobina reducida. La mayor parte de la luz es absorbida por el tejido conectivo, piel, hueso y sangre venosa en una cantidad constante, produciéndose un pequeño incremento de esta absorción en la sangre arterial con cada latido, lo que significa que es necesaria la presencia de pulso arterial para que el aparato reconozca alguna señal. Mediante la comparación de la luz que absorbe durante la onda pulsátil con respecto a la absorción basal, se calcula el porcentaje de oxihemoglobina. Sólo se mide la absorción neta durante una onda de pulso, lo que minimiza la influencia de tejidos, venas y capilares en el resultado.

El pulsioxímetro mide la saturación de oxígeno en los tejidos, tiene un transductor con dos piezas, un emisor de luz y un fotodetector, generalmente en forma de pinza y que se suele colocar en el dedo, después se espera recibir la información en la pantalla: la saturación de oxígeno, frecuencia cardíaca y curva de pulso.

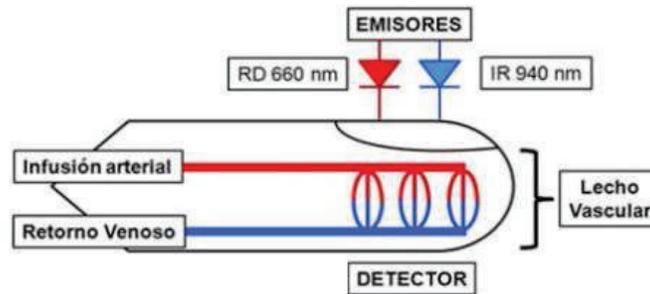


Figura 1.7. Técnica de medición de Saturación de Oxígeno [9]

En el siguiente capítulo se diseñará el hardware para el monitoreo de los signos vitales como son Presión Arterial, Frecuencia Cardíaca y Saturación de Oxígeno. Se detallará el proceso de diseño y construcción del equipo.

CAPÍTULO 2

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE HARDWARE

2.1. INTRODUCCIÓN

En este capítulo se presenta el diseño del hardware, se justifica los criterios de selección de los diferentes dispositivos utilizados, además los circuitos diseñados y el proceso de la construcción del equipo.

Para resolver el problema propuesto se decide utilizar cuatro Microcontroladores STM32 Núcleo de los cuales un Microcontrolador utiliza el Módulo de Control Principal y los tres restantes los Módulos de Control Remoto.

El Microcontrolador del Módulo de Control Principal se encarga del procesamiento de los datos recibidos por los Módulos de Control Remoto y de enviar los datos de los parámetros de los Signos Vitales hacia el computador localizado en la estación de Enfermería del Centro de Cuidado del Adulto Mayor de los Padres Jesuitas mediante comunicación serial RS232 que por medio de una interfaz gráfica HMI es visualizado y el módulo GSM se encarga de enviar mensajes de texto en caso de obtener valores anormales al celular del Especialista encargado.

Los Microcontroladores de los Módulos de Control Remoto se encargan de recibir los datos de los parámetros del Monitoreo de Signos Vitales como son Presión Arterial, Frecuencia Cardíaca y Saturación de Oxígeno y enviarlos al Módulo de Control Principal mediante Módulos XBEE.

Se utiliza comunicación SPI (Serial Peripheral Interface) que es un estándar de comunicaciones utilizado principalmente para la transferencia de información entre circuitos integrados y sirve para controlar cualquier dispositivo; es decir se utiliza para la comunicación entre el Microcontrolador del Módulo de Control Remoto y cada sensor de Presión Arterial.

También se emite una señal de alerta sonora a través de un buzzer cada vez que se obtienen valores anormales de los parámetros de los Signos Vitales.

2.2. ARQUITECTURA DEL SISTEMA

Para el monitoreo de Signos Vitales, el sistema está conformado por un Módulo de Control Principal y tres Módulos de Control Remoto, tal como se ilustra en la Figura 2.1 lo que da una noción de cómo se encuentran ubicados los dispositivos físicamente.

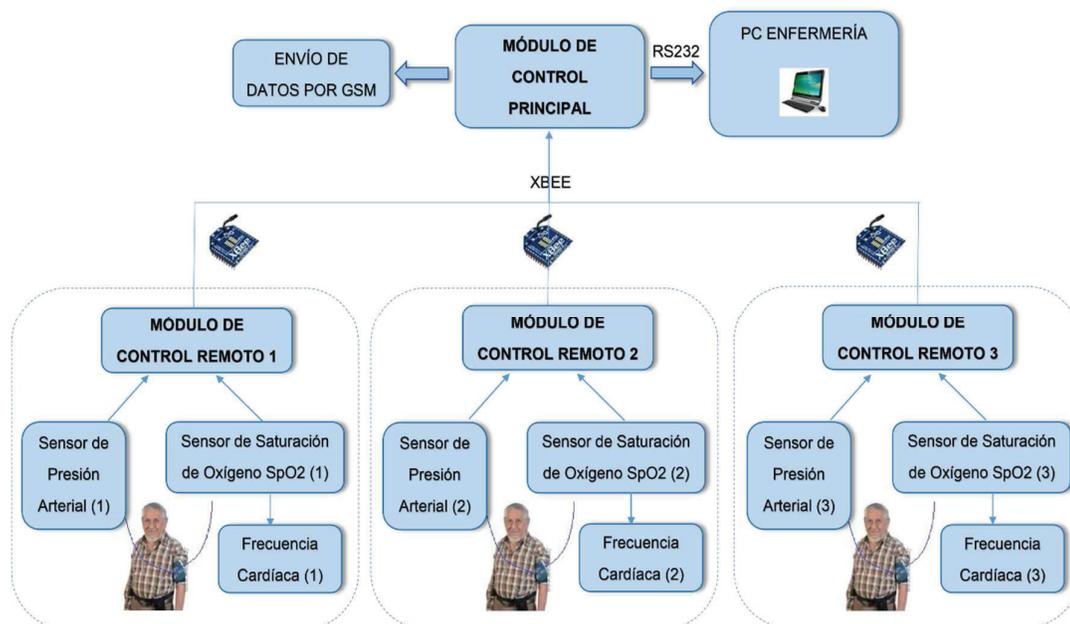


Figura 2.1. Diagrama de Bloques del Sistema de Monitoreo de Signos Vitales

2.2.1. MÓDULO DE CONTROL PRINCIPAL

Para el Módulo de Control Principal se utiliza un Microcontrolador STM32 Núcleo F411RE que es el encargado de recibir y procesar los datos recibidos por los Módulos de Control Remoto y visualizar la información por medio de comunicación serial RS232 hacia el computador de la estación de Enfermería. Además enviar mediante el módulo GSM la información en mensajes de texto al celular del especialista cuando se reciben valores fuera de los rangos normales.

En la Figura 2.2 se detalla el diagrama de bloques del Módulo de Control Principal



Figura 2.2. Diagrama de bloques del Módulo de Control Principal

2.2.1.1. Microcontrolador STM32 Núcleo F411RE

El Microcontrolador a utilizar es el STM32 Núcleo F411RE cuyas razones principales para utilizarse en este proyecto son:

- Por manejar gran cantidad de datos la capacidad de memoria del programa debe ser muy amplia es decir con los 128Kb SRAM y 512Kb FLASH, para el proyecto se necesitan 200Kb de memoria FLASH por tanto cumple con los requerimientos.
- La comunicación serial USART debe soportar tres tipos de dispositivos diferentes por medio de tres canales independientes, uno es utilizado para la comunicación GSM, otro para la comunicación con el módulo XBEE con tres dispositivos diferentes y además de la comunicación con la computadora.
- La fuente de voltaje que necesita es de máximo 3.6V lo que hace que sea compatible con los otros dispositivos sin necesidad de colocar una fuente adicional.
- El Microcontrolador STM32 Núcleo F411RE tiene incluido el programador en la misma tarjeta, lo que optimiza los tiempos de trabajo y la facilidad de manejo del mismo. Adicionalmente se puede acceder a su software compilador mediante el servidor web, dando mayores facilidades de uso, acceso en cualquier lugar y sobretodo no ocupa espacio físico en el computador.

Se detallan las características principales del Microcontrolador en la Tabla 2.1

Tabla 2.1. Características principales del Microcontrolador STM32 Núcleo F411RE

Características Principales STM32 Núcleo F411RE		REQUERIMIENTOS	CUMPLE O NO
Voltaje de Operación	1.7 a 3.6 V	3 V	Si cumple
Frecuencia de operación	Hasta 100 MHz	100 MHz	Si cumple
Memoria de programa Flash	512 KB	Aprox. 200 KB	Si cumple
Memoria de datos SRAM	128 KB	30 KB	Si cumple
Fuentes de interrupción	21	4	Si cumple
Líneas I/O programables	64	15	Si cumple
Timers	8	5	Si cumple
Comunicación serial	USART (3), I2C (3), SPI (5)	USART (3), SPI (1)	Si cumple
Módulo ADC	12-bit ADC con 16 canales		

Previamente se pensó utilizar el Microcontrolador ATMEGA 64 pero desistimos de ésta opción debido a que el proyecto trabaja una gran información de datos y se requiere tener una velocidad alta para transmitir los datos, el ATMEGA 64 necesariamente necesita el programador lo que implica demoras para grabar el programa al Microcontrolador, el proyecto está pensado para ampliar la red de monitoreo a más usuarios, lo que se dificulta con el ATMEGA 64 por la misma estructura de los 42 pines. En conclusión el ATMEGA 64 para éste proyecto no cumple con los requerimientos.

La forma de trabajo del Módulo de Control Principal será detallada en el Capítulo III.

2.2.1.2. Circuito del Módulo de Control Principal

En la Figura 2.3 está conformado por el módulo XBEE el cual se conecta directamente al Microcontrolador por los canales de transmisión serial, adicionalmente se conecta un led para indicar si el módulo XBEE se encuentra encendido o apagado.

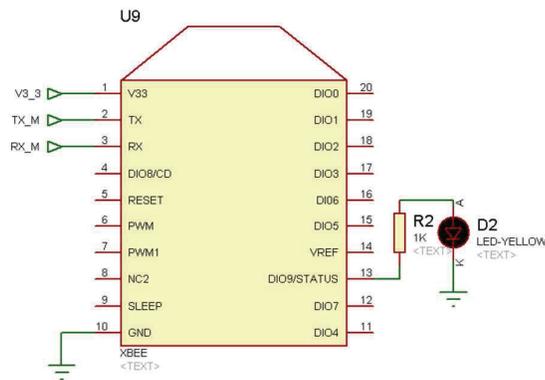


Figura 2.3. Detalle de la Circuitería del Módulo XBEE

Para la comunicación con el Computador se utiliza el integrado MAX RS3232 como se muestra en la Figura 2.4, este debido a que se conecta directamente por los canales de comunicación; al estar alimentado con 3V no requiere de una fuente adicional como en el caso de usar el RS232.

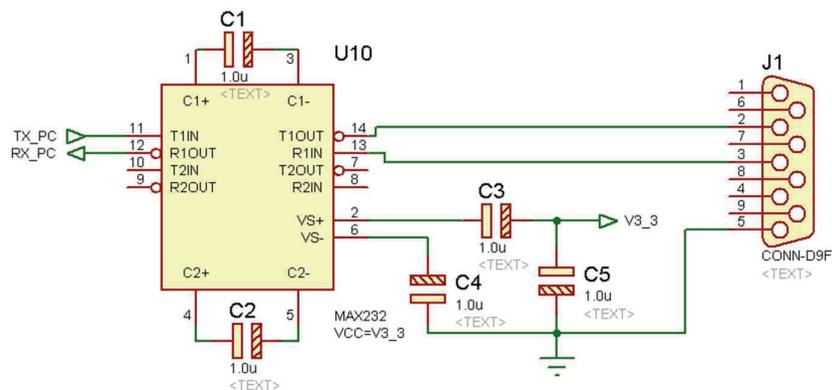


Figura 2.4. Detalle de la Circuitería de la Comunicación Serial

En la Figura 2.5 en el Microcontrolador STM32 Núcleo F411RE está conectado un led que nos indica el estado de funcionamiento del mismo, adicionalmente tiene tres leds que se encienden cuando cada Módulo de Control Remoto emite alarma al detectarse valores fuera del rango determinado y el buzzer emite la alarma auditiva.

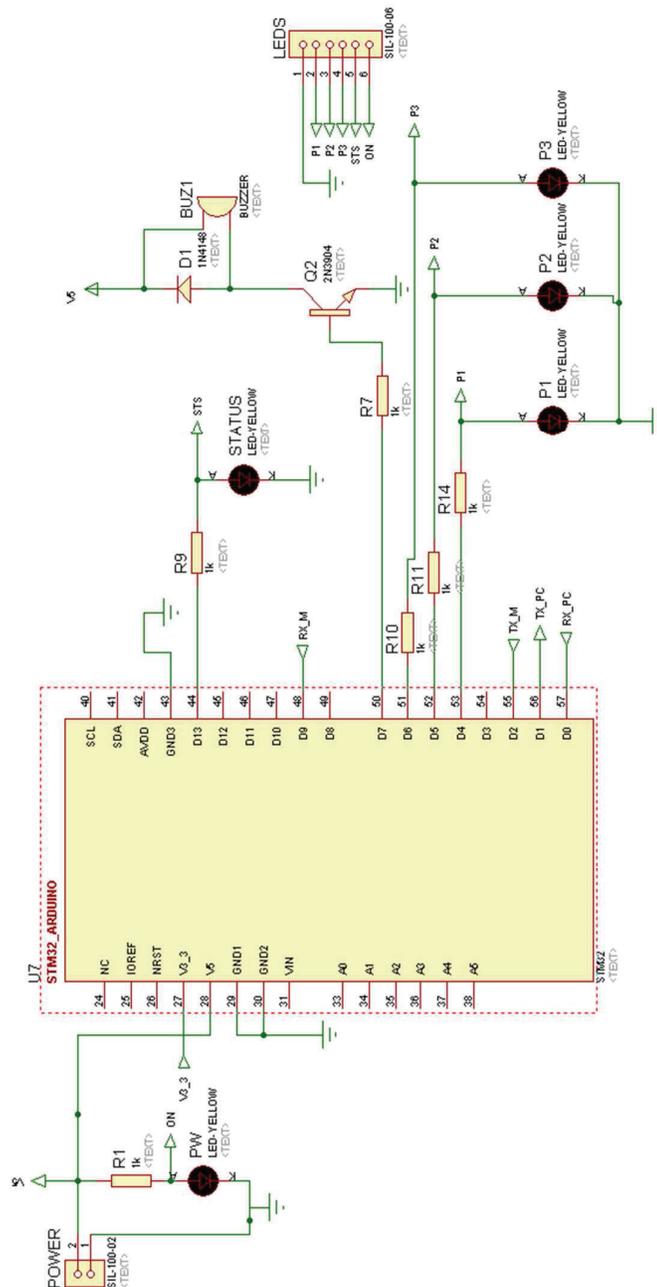


Figura 2.5. Detalle de la Circuitería del Núcleo STM32 F411RE

La Figura 2.6 muestra la circuitería completa del Módulo de Control Principal.

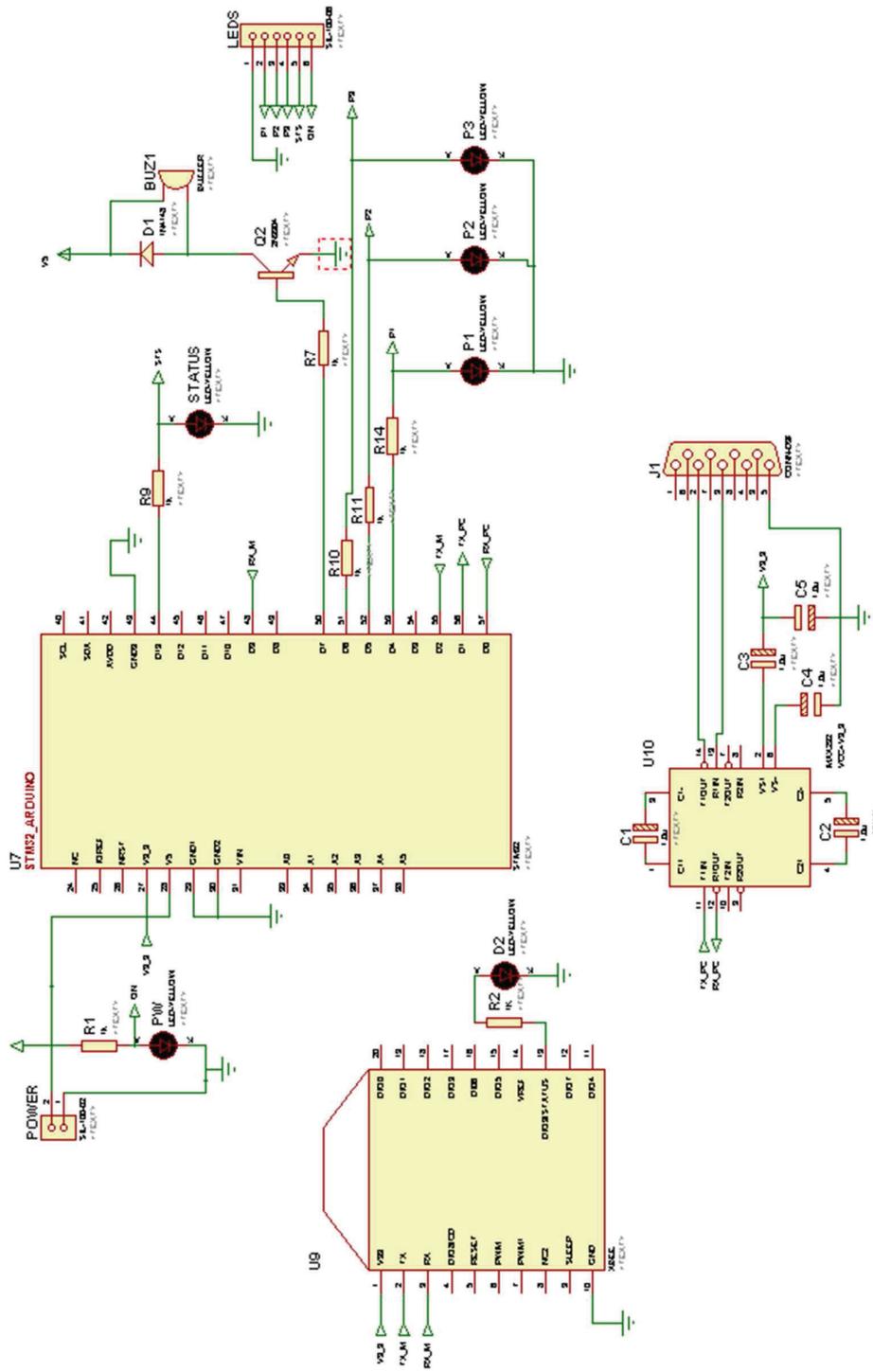


Figura 2.6. Circuitería general del Módulo de Control Principal

2.2.2. MÓDULO DE CONTROL REMOTO

Para este proyecto se tiene una red de Monitoreo de Signos Vitales; en este caso se implementa tres Módulos de Control Remoto, los cuales trabajan de la misma forma.

En la Figura 2.7 se muestra el Diagrama de Bloques de un Módulo de Control Remoto.

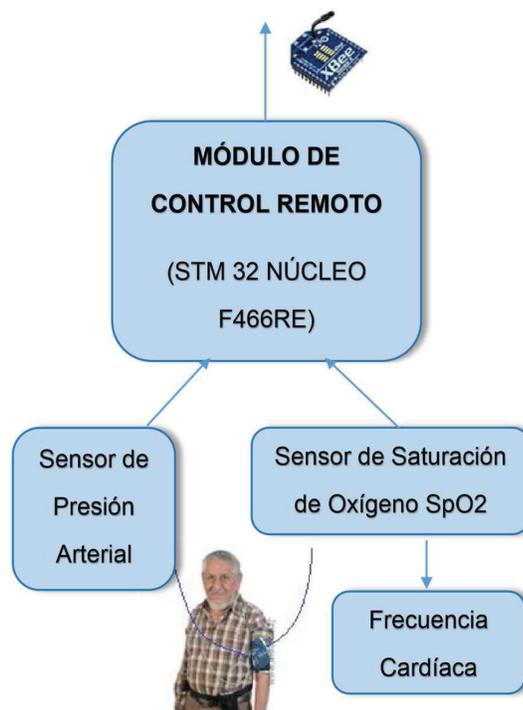


Figura 2.7. Diagrama de bloques de un Módulo de Control Remoto

2.2.2.1. Microcontrolador STM32 Núcleo F466RE

Para los tres Módulos de Control Remoto se utiliza el Microcontrolador STM32 Núcleo F466RE, en este caso se decide utilizarlo puesto que trabaja a 180 Mhz. El Módulo de Control Remoto maneja una interrupción en la recepción de la comunicación serial del Módulo XBEE y para los tiempos de adquisición de datos maneja tres bases de tiempo por medio de una interrupción de 10 ms.

Cada Módulo de Control Remoto se encarga de tomar los datos de las medidas de Presión Arterial y Saturación de Oxígeno y enviar dicha información por medio de dispositivos inalámbricos como los Módulos XBEE. La Frecuencia Cardíaca se obtiene por medio de la medida tomada para la Saturación de Oxígeno.

2.2.2.2. Medición de la Presión Arterial

Para la medición de la Presión Arterial utilizaremos el método oscilómetro que es un método consistente en la detección de las oscilaciones sobre la onda de presión.

Está normalizado que la presión sistólica es igual a la presión del brazalete entre las dos oscilaciones sucesivas de mayor diferencia de amplitud (derivada positiva máxima) antes de la presión media y la presión diastólica es igual a la presión del brazalete entre las dos oscilaciones sucesivas de mayor diferencia de amplitud (derivada negativa máxima) después de la presión media. Se observa la representación gráfica en la Figura 2.8. [10]

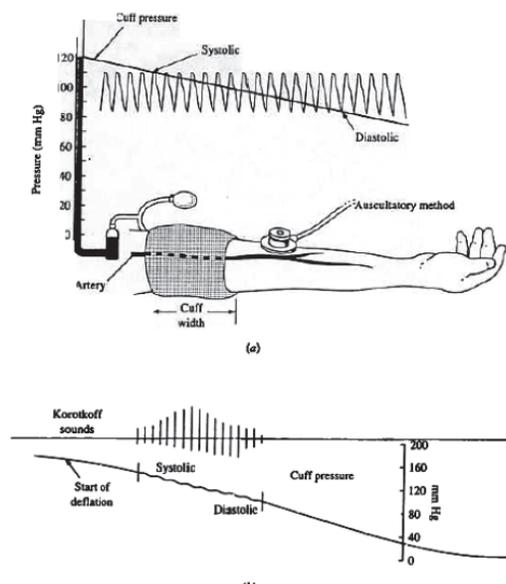


Figura 2.8. Medición de Presión Arterial [10]

El algoritmo utiliza un filtro digital integrador diferenciador para eliminar las componentes de ruido de alta frecuencia y calcular la derivada de la señal de

presión. En base a los valores máximos y mínimos calculados en la señal derivada y valores umbrales establecidos experimentalmente se logra establecer con un alto grado de precisión la presión en mm Hg en el instante de tiempo en el cual la válvula Mitral cierra (diástole final) y el valor pico de presión durante la fase de sístole, correspondiendo estos valores a la presión ventricular diastólica y sistólica respectivamente. [4]

La presión que la cinta de tela ejerce sobre la vena humeral se convierte en una señal de voltaje.

Para la medición de la presión arterial se utiliza el sensor de presión MPX4115.

2.2.2.2.1. *MPX4115*

Los sensores de presión de la serie MPX fabricados por la empresa estadounidense Motorola, están diseñados y construidos con materiales piezo-resistivos que proveen una relación lineal entre la presión aplicada y la tensión de salida. Se destacan por su bajo costo, 60 mV Span (Typ) y $\pm 0,25\%$ de linealidad.

El sensor de presión MPX4115 da una salida analógica y permite medir presiones entre 15 y 115 KPa.



Figura 2.9. Ficha técnica Sensor de Presión MPX4115 por Motorola

El sensor MPX4115 está formado por un diafragma monolítico de silicio el cual detecta pequeños cambios de voltaje y un chip que transforma las vibraciones de

presión en señales eléctricas proporcionales. En la Figura 2.10 se visualiza la función de transferencia (Volts vs. KPa).

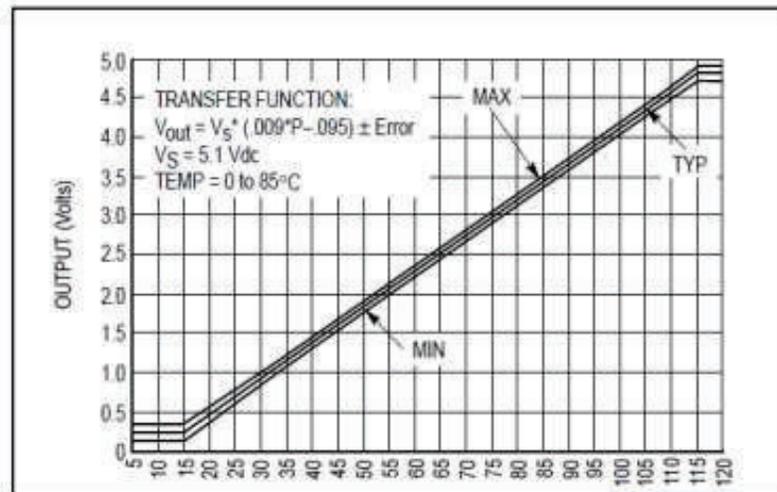


Figura 2.10. Ficha técnica del Sensor de Presión MPX4115 por Motorola

La función de transferencia del sensor de presión MPX4115 es:

$$V_{out} = V_s(0,009 * P - 0,095) \quad (2.1)$$

Donde:

V_{out} = Voltaje de salida del sensor

P = Presión en Kilo Pascal

V_s = Voltaje de alimentación del sensor = 5 V

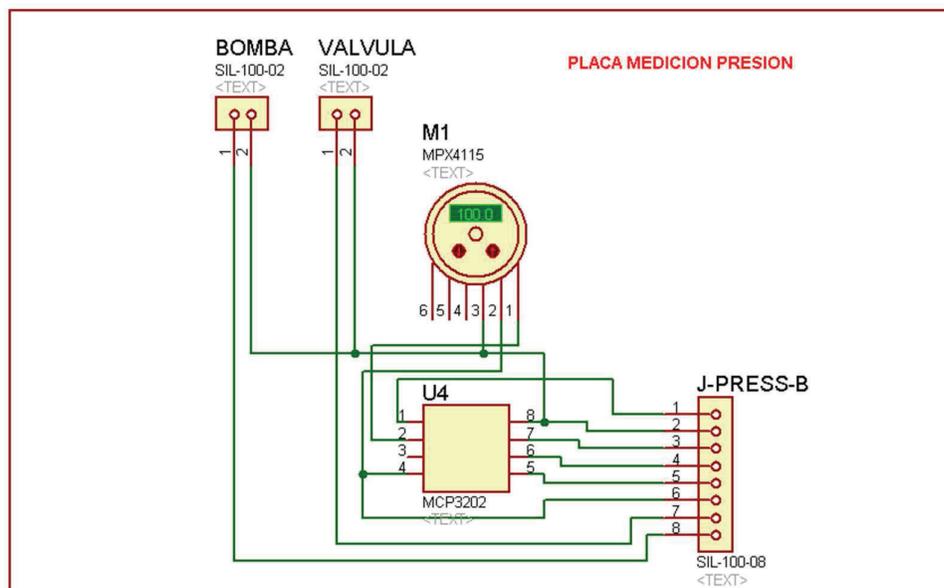
Con esta ecuación se obtiene la presión en mm Hg a partir de los valores de voltaje que en la hoja de datos del fabricante sugiere. Al aplicar un voltaje en los extremos del sensor, ésta varía en función de la presión que se está ejerciendo en el sensor, el rango de voltaje está comprendido entre 0.2 V a 4.7 V directamente proporcional a 15 y 115 KPa.

Las características del sensor de presión MPX4115 se detallan en la Tabla 2.2:

Tabla 2.2. Características del sensor de presión MPX4115

CARACTERÍSTICAS	
Tipo de presión	Manómetro ventilado
Presión de operación	7.25 PSI (50 kPa)
Tipo de salida	Analógico, Voltaje
Salida	0.2 V ~ 4.7 V
Precisión	±2.5%
Voltaje de la fuente	4.75 V ~ 5.25 V
Tamaño de puerto	Macho - 0.19" (4.93 mm) tubo
Estilo del puerto	Dentado
Características	Compensación de temperatura
Tipo de terminación	Placa CI
Presión máxima	29.01 PSI (200 kPa)
Temperatura de operación	-40°C ~ 125°C
Paquete / Caja (carcasa)	Módulo 6-SIP

En la Figura 2.11 se detalla el circuito del Sensor de Presión Arterial, que está conectado al conversor ADC MCP3202, a la microbomba y a la microválvula.

**Figura 2.11.** Circuito del sensor de Presión

2.2.2.2.2. Conversor ADC MCP3202

El Conversor MCP3202 de la Figura 2.12 es un conversor análogo digital (ADC) de 12 bits con interface de comunicación SPI, tiene un alto rendimiento y bajo consumo de energía.



Figura 2.12. Conversor MCP3202

El MCP3202 cuenta con 100 mil muestras por segundo, dos canales de entrada y de bajo consumo de energía, tiene disponible 8 pines. En la Tabla 2.3 se presentan las principales características del Conversor MCP3202.

Tabla 2.3. Características principales del Convertidor MCP3202

Características	
Resolución:	12 bit
Número de canales:	2 canales
Frecuencia de muestreo:	100 kS / s
Tipo de entrada:	Terminación única
Tipo de interfaz:	Serial, SPI

2.2.2.2.3. Diseño del Circuito del Filtro Butterworth (Pasa Bajos)

Aquí cabe mencionar que las señales de voltaje ingresan al conversor MCP3202 elaborado por Microchip. Basado en las recomendaciones de diseño del fabricante del converso A/D, se han aplicado los criterios y valores de resistencia y capacitores

que forman parte del filtro para el pin de entrada de dicho elemento, de esta forma se tiene:

$$R21 = 10k\Omega$$

$$C3 = 100pF$$

$$C4 = 0.1\mu F$$

En la Figura 2.13 se ilustra el circuito del filtro pasa bajos recomendado por el fabricante a la entrada del convertor A/D.

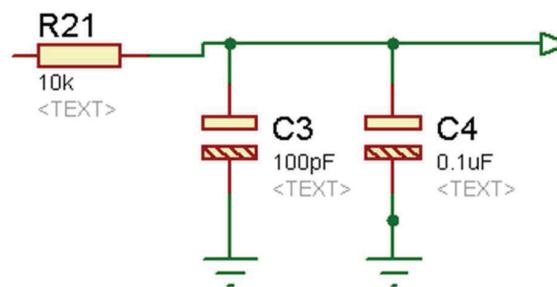


Figura 2.13. Circuito para el Filtro Butterworth (Pasa Bajos) para entradas analógicas

2.2.2.2.4. Brazaletes de la Presión Arterial

El brazalete es un instrumento de compresión que permite medir la presión arterial, mediante el cierre del flujo de sangre en la muñeca mientras se infla, mide la cantidad de presión que ejerce la sangre sobre las paredes de los vasos sanguíneos del paciente. Los brazaletes deben estar adaptados correctamente puesto que pueden causar lecturas incorrectas.

Para el brazalete de la Presión Arterial se necesita:

- **Microbomba:** Es la encargada de hacer que el brazalete se infle y es activada por el Microcontrolador. Este dispositivo puede llegar a un valor superior de 150 mm Hg que será suficiente para medir el pulso más alto.
- **Microválvula:** El funcionamiento de la microválvula está asociada al Microcontrolador que permite que el brazalete se desinfe paulatinamente

debido a que está programado para que en un cierto tiempo se cierre o se abra permitiendo de ésta manera retener o liberar aire.

2.2.2.3. Medición de la Frecuencia Cardíaca

También denominada Pulso Arterial. La Frecuencia Cardíaca se puede obtener de dos maneras: ya sea con un sensor apropiado o bien con la toma de la medida de Presión Arterial y/o Saturación de Oxígeno.

En este proyecto se determina el valor de la Frecuencia Cardíaca al momento de medir la Saturación de Oxígeno por la facilidad de obtener los datos; ya que es la frecuencia pulsátil de la sangre originada en la contracción de los ventrículos del corazón.

2.2.2.4. Medición de la Saturación de Oxígeno

El sensor de oximetría de pulso que se utiliza funciona con el principio Beer-Lambert. El sensor de oximetría calcula la saturación de oxígeno y el pulso cardíaco a través del dedo del paciente. El oxímetro realiza la medición no invasiva del oxígeno transportado por la hemoglobina en el interior de los vasos sanguíneos.

El led a utilizar requiere una alta intensidad de espectro de luz pura que no provoca un cambio en la curva de calibración del oxímetro en los niveles de Saturación de Oxígeno SpO₂ por debajo del 75%.

El oxímetro de pulso necesita dos longitudes de onda diferentes para realizar mediciones. Estas longitudes de onda son generadas usando dos diodos emisores de luz (LED); un led rojo (660 nm) y un led infrarrojo (940 nm).

Para la selección del sensor se consideraron los siguientes requerimientos: el primero es que debe trabajar a una longitud de onda lo más cercana a la de la especificación descrita, ya que no todos los sensores a pesar de funcionar bajo el mismo principio trabajan en la longitud de onda de los led rojo e infrarrojo.

Las muestras no pueden ser tomadas al mismo tiempo, ya que sólo hay un fotodetector de dos señales, por lo tanto las señales deben ser multiplexadas.

Para la multiplexación de las señales se utiliza el circuito integrado ULN2003.

2.2.2.4.1. Circuito Integrado ULN2003

El circuito integrado ULN2003 de la Figura 2.14 es un arreglo de 7 transistores Darlington que permite interconectar circuitos lógicos y de bajo nivel con periféricos que manejan cargas de potencia, cada par de canales en Darlington tiene una potencia de 500 mW y puede soportar corriente máxima de 600 mA. Las entradas y salidas se proporcionan opuestas entre sí en la disposición de las clavijas. Cada conductor también contiene un diodo de supresión de disipar los picos de tensión durante la conducción de cargas inductivas.

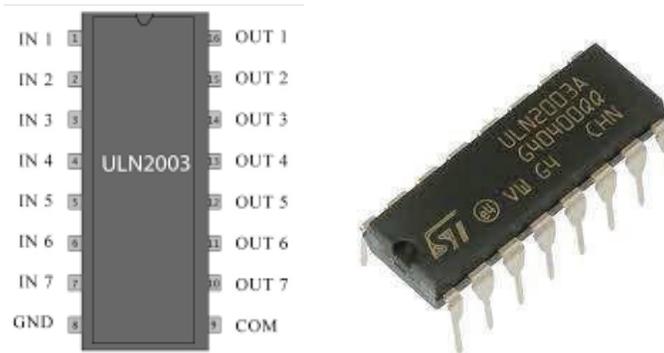


Figura 2.14. Circuito integrado ULN2003

En este proyecto se utiliza el circuito integrado ULN2003 para el manejo multiplexado de los led, para asegurar que tenga la suficiente potencia para conducir los leds de forma apropiada.

El esquema de conexión para cada conductor del circuito integrado ULN2003 se muestra en la Figura 2.15 de acuerdo al manual del fabricante:

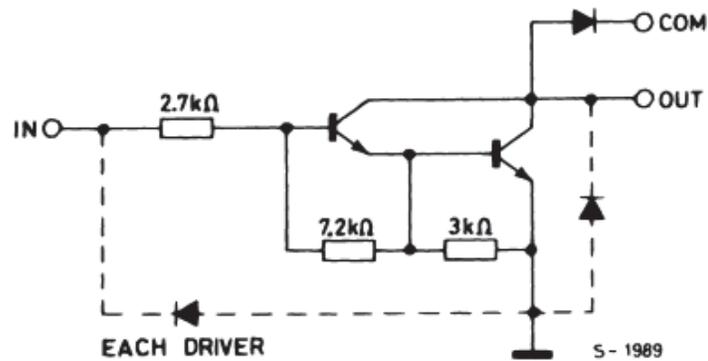


Figura 2.15. Circuito de conexión interno del Circuito Integrado ULN2003

2.2.2.4.2. Led Infrarrojo IR333

Para la detección de luz y ganancia se necesitan los fototransistores. Para efectos de este proyecto se seleccionó el Led Infrarrojo IR333 de la Figura 2.16 debido a que es un diodo emisor, es un diodo de alta intensidad, el diodo está moldeado en un paquete de plástico transparente.



Figura 2.16. Led Infrarrojo IR333

El dispositivo está espectralmente emparejado con fototransistor, fotodiodo y el módulo receptor de infrarrojos.

Se seleccionó este dispositivo debido a que tiene:

- Alta fiabilidad
- Alta intensidad radiante

- Pico λ p longitud de onda de 940 nm
- Separación de terminales de 2,54 mm
- Baja tensión directa.

2.2.2.4.3. Led Rojo R10D

El LED (Light Emitting Diode: Diodo Emisor de Luz) de la Figura 2.17 es un dispositivo semiconductor que emite luz cuando se polariza directamente. Para el presente proyecto se utilizará el Led Rojo RD10 puesto que tiene las siguientes características:

- Ultra Brillante.
- Longitud de Onda: 600-650 nm
- Corriente Nominal: 20 mA.
- Voltaje de Operación: 2.0-2.4 VCD.
- Consumo: 40 mW.
- Intensidad Luminosa: 10000-13800 mcd



Figura 2.17. Led Rojo R10D

En la Figura 2.18 se observa el circuito de conexión del circuito integrado ULN2003 con los elementos que componen en la medición de Saturación de Oxígeno, Frecuencia Cardíaca y Presión Arterial.

- *Convertor de Corriente a Voltaje*

La salida generada por el fotodetector es una corriente que representa la absorción de la luz. Esta corriente necesita ser convertida en voltaje con el fin de estar debidamente filtrada y tratada. La conversión se lleva a cabo utilizando un convertidor de corriente a voltaje que consiste en una sola fuente de alimentación, resistencia de realimentación y un capacitor para fines de filtrado.

La Figura 2.20 muestra el circuito implementado.

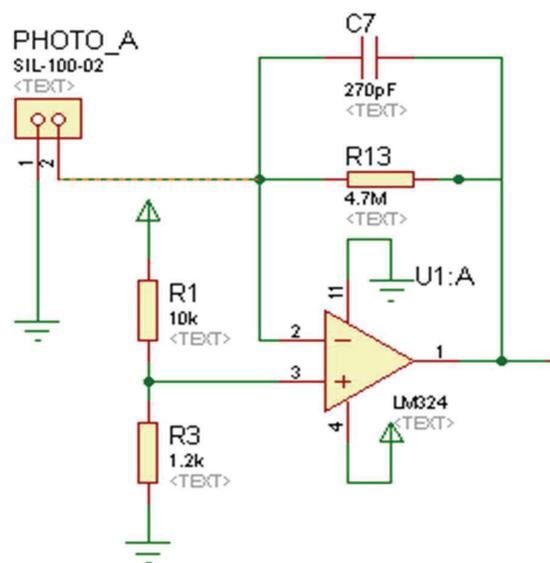


Figura 2.20. Diseño del circuito convertidor de corriente a voltaje

Los datos se calculan de la siguiente manera:

$$V_o = \frac{R_3}{R_1}(V_2 - V_1) \quad (2.1)$$

$$Ad = \frac{R_3}{R_1} \quad (2.2)$$

De acuerdo a la referencia [11] se sugiere que la ganancia tenga un valor de 4.7M, el cual se obtuvo experimentalmente y es tomado en varios proyectos; entonces se tiene los valores de R3 y R1:

$$Ad = 4,7M$$

$$R3 = 1,2k \rightarrow R1 = 10k$$

Este circuito combina un convertidor de corriente a voltaje y un filtro de paso bajo para mejorar el tratamiento de la señal.

El voltaje de salida y la frecuencia de corte son dadas por las siguientes fórmulas:

$$V_{out} = \text{Corriente de cátodo del fotosensor} * R1 \quad (2.3)$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi(R1 * C1)} = 125Hz \quad (2.4)$$

$$R1 = \frac{V_{out}}{\text{Corriente de cátodo del fotosensor}}$$

$$R13 = 4,1M\Omega$$

$$C7 = 270pF$$

Se considera un filtro de paso bajo de 125 Hz para eliminar el ruido de alta frecuencia de la señal recibida.

- *Filtrado y Amplificación*

Posteriormente esta señal es sometida a filtraje para evitar el ingreso de ruidos e interferencias. Este bloque se divide en cinco filtros, cuatro de ellos son filtros pasivos y uno de ellos es un filtro activo. Ambas señales 660 nm y 940 nm se procesan utilizando estos filtros para la eliminación de ruido y amplificación.

El primer filtro es un filtro de paso bajo con una frecuencia de corte de 6 Hz diseñado para eliminar el ruido de alta frecuencia. La siguiente ecuación obtiene la frecuencia de corte del filtro:

$$f_0 = \frac{1}{2\pi RC} \quad (2.5)$$

$$6Hz = \frac{1}{2\pi R2C1}$$

$$R2 = 2,7K \rightarrow 6Hz = \frac{1}{2\pi R2C1}$$

$$C1 = 9,8uF \rightarrow C1 = 10uF$$

El segundo filtro es un filtro de ranura 60 Hz (Filtro Notch). El propósito de este filtro es eliminar la interferencia de línea de 60 Hz.

La figura 2.21 representa las conexiones para un filtro Notch.

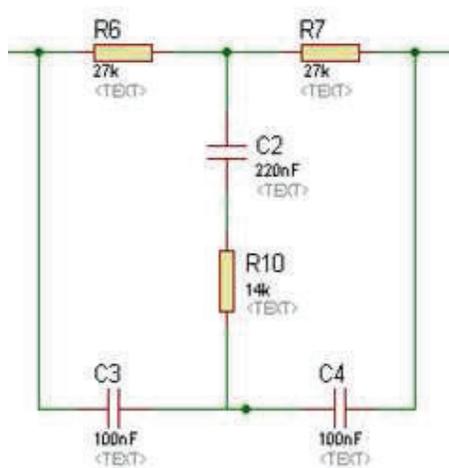


Figura 2.21. Filtro Notch

El Filtro Notch está referenciado a $V_{cc} / 2$ para añadir un voltaje de offset. La frecuencia de corte del filtro y los parámetros de diseño están representados por las siguientes ecuaciones.

$$f_o = \frac{1}{2\pi R6C3} = 60 \text{ Hz} \quad (2.6)$$

$$R6 = R7 = 2R10 = 27K \quad (2.7)$$

$$C3 = C4 = C2/2 = 100nF \quad (2.8)$$

El tercer filtro es un filtro de paso alto de 0.8 Hz. La frecuencia de corte de este filtro se calcula utilizando la misma ecuación para el primer filtro. Este filtro elimina la componente continua de la señal.

El cuarto filtro es un filtro de paso bajo activo de 6 Hz de primer orden que también proporciona una ganancia de 31.

La figura 2.22 muestra un filtro de paso bajo activo.

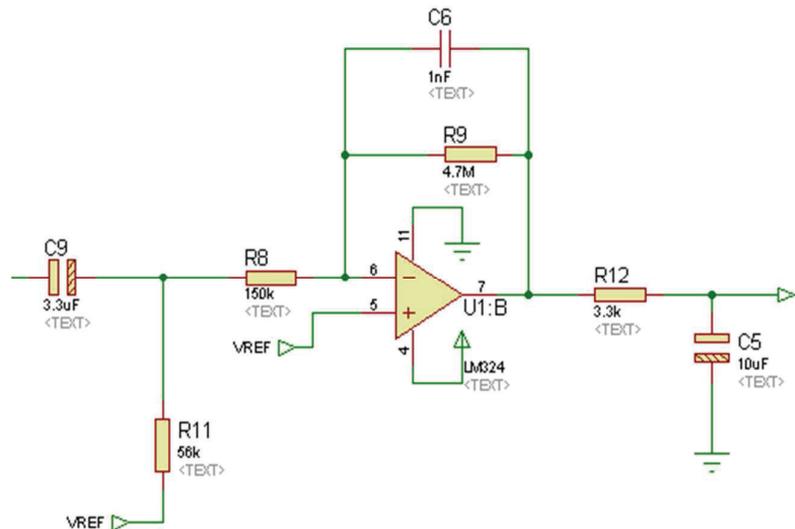


Figura 2.22. Filtro Pasa Bajo Activo

Este filtro utiliza un Amplificador Operacional interno LM324. Voltaje de referencia de entrada positiva permite el uso de un inversor amplificador. Las siguientes ecuaciones determinan la frecuencia de corte del filtro y la ganancia.

$$f_o = \frac{1}{2\pi R_9 C_6} \quad (2.9)$$

$$A = -\frac{R_9}{R_8} \quad (2.10)$$

$$R_9 = 4,7M$$

$$R_8 = 150k$$

El último filtro es un filtro de 4,8 Hz de paso bajo similar al primero y la ecuación que representa este filtro es el mismo que representa al primero. Cabe recalcar que el convertidor de corriente a voltaje y toda la etapa de Filtrado y Amplificación se

hace en base a la referencia [11] puesto que los datos se obtuvieron experimentalmente.

En la Figura 2.23 se visualiza el circuito del convertidor de corriente a voltaje y toda la etapa de Filtrado y Amplificación.

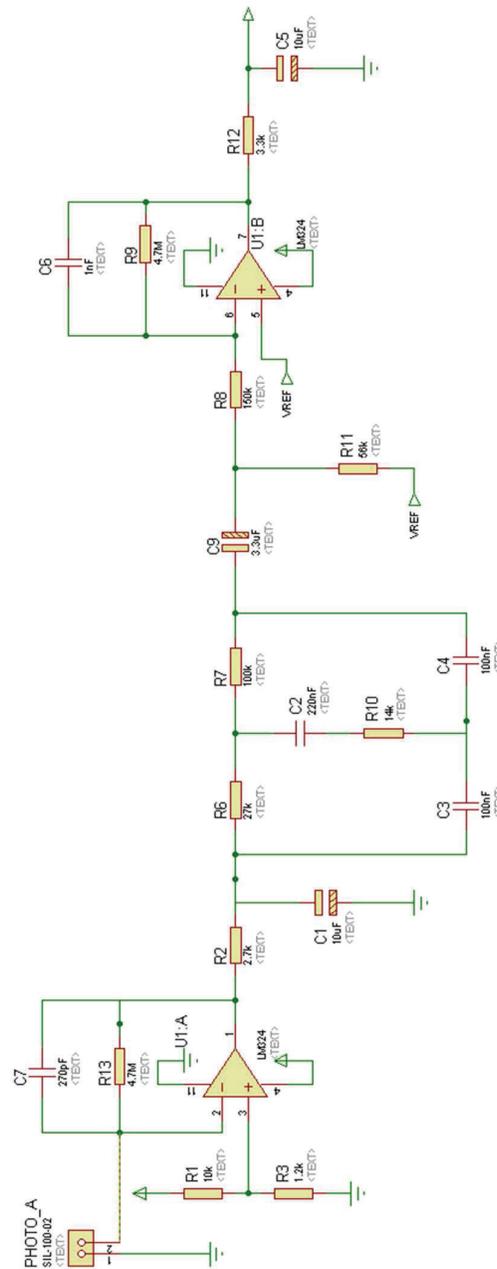


Figura 2.23. Circuito del Convertidor de Corriente a Voltaje y toda la etapa de Filtrado y Amplificación

- *Funcionamiento*

El circuito se inicia en la adquisición de la señal a través del sensor óptico, el cual va colocado en el dedo índice del paciente. El sensor óptico de la Figura 2.24 emite dos tipos de luz de longitud de onda diferente: una infrarroja ($\lambda = 960 \text{ nm}$, invisible) y otra roja ($\lambda = 660 \text{ nm}$, visible); ambas viajan a través del dedo y la luz no absorbida se recibe en el fotodetector. Usando los transistores, los Led son accionados directamente por la línea Vcc y controlados por el Microcontrolador. El control del interruptor selecciona qué Led se enciende en ese momento.

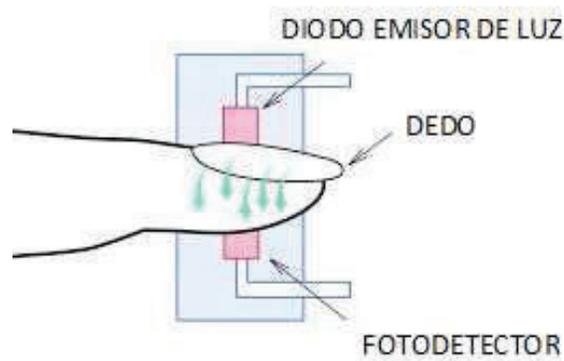


Figura 2.24. Luz de los Led Rojo e Infrarrojo

La señal pasa a través de una corriente al convertidor de voltaje. Una vez amplificada y filtrada, la señal es aplicada al Microcontrolador el cual mediante su conversor A/D convierte la señal analógica en digital y se procesa internamente un algoritmo de programación para evaluar y enviar los resultados de la saturación de oxígeno al computador.

2.2.2.5. Circuito del Módulo de Control Remoto

En la Figura 2.25 se observa la circuitería general para el Módulo de Control Remoto, donde se encuentran conectados el sensor de presión arterial, el circuito ULN2003 y los leds para la medición de saturación de oxígeno.

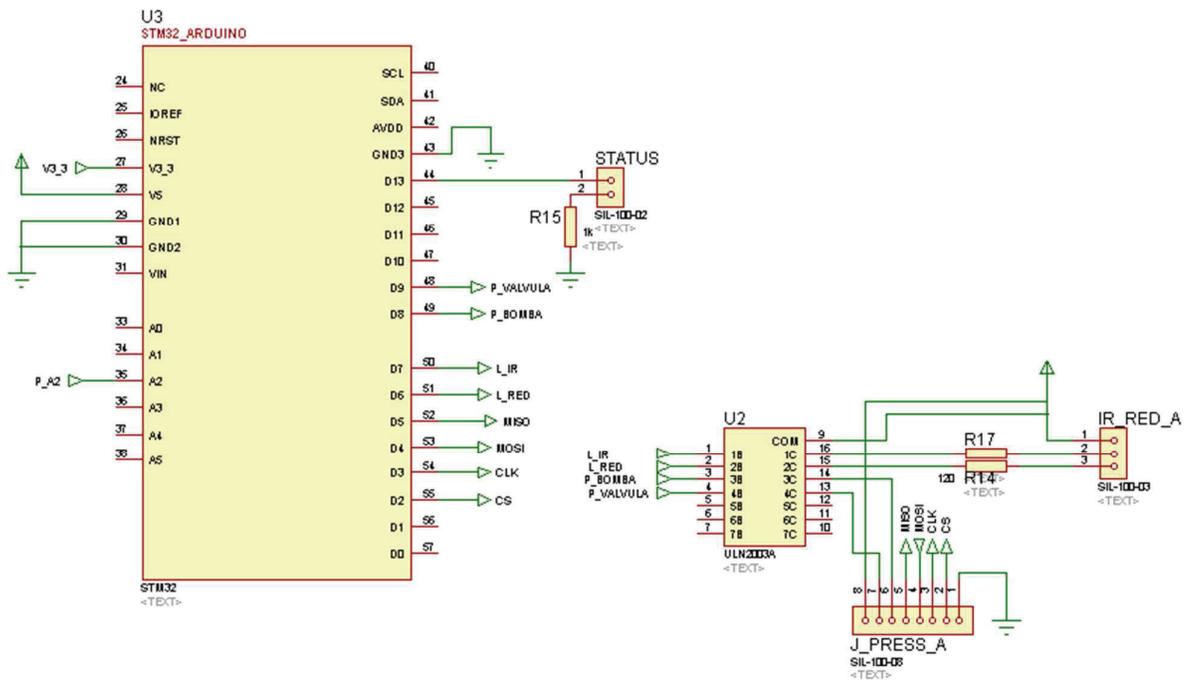


Figura 2.25. Circuitería general del Módulo de Control Remoto

2.2.3. COMUNICACIÓN

La comunicación es un parámetro importante en la medición de signos vitales, ya que permite emitir las alertas respectivas, informando de manera rápida y confiable los datos obtenidos del paciente.

La comunicación se basa en la transmisión y recepción de información entre diferentes puntos, existen algunos medios de comunicación que son: Alámbrica que utiliza un soporte físico para enviar la señal o la Inalámbrica que la información se envía mediante ondas electromagnéticas.

2.2.3.1. Comunicación Serial USART

Este protocolo de comunicación es utilizado en la comunicación interna del Módulo de Control Principal con los Módulos de Control Remoto con la computadora de la estación de Enfermería y el módulo GSM.

La comunicación USART es un interfaz de comunicación serial que tiene varios estándares entre los cuales se puede visualizar en la siguiente Tabla 2.4

Tabla 2.4. Estándares de comunicación USART.

	Nivel lógico "1"	Nivel lógico "0"
TTL	5V	0V
Lazo 20mA	20mA	0mA
RS232	-3V a -15V	3 a 15V
RS3232	3V a 5V	3 a 5V

El estándar TTL permite la comunicación entre dispositivos semiconductores a una corta distancia.

El estándar de lazo de 20mA permite la comunicación a una mayor distancia sin embargo es necesario de hardware adicional. El estándar RS232 es la norma más popular utilizada especialmente en las computadoras.

La norma RS232 resuelve tres aspectos en la comunicación que se establece entre el Equipo Terminal de Datos (DTE), por ejemplo una computadora y el Equipo para la comunicación de datos (DCE), por ejemplo un ratón.

En este proyecto se utiliza el estándar RS3232, ya que éste trabaja según:

- **Características eléctricas de la señal:**

Se establece que la longitud máxima entre el DTE y el DCE no debe ser superior a los 15 metros y la velocidad máxima de transmisión a esta distancia es de 19.200 bps. Los niveles lógicos no son compatibles TTL, considerando:

1 lógico entre -3V y -15V
0 lógico entre +3V y +15V

- **Características mecánicas de los conectores:**

Se utiliza un conector 25 patillas, DB25 o de 9 patillas, DB9, donde el conector macho identifica al DTE y el conector hembra al DCE.

- **Descripción funcional de las señales usadas:**

Las señales están básicamente divididas en dos grupos:

- ✓ Señales primarias, que son normalmente utilizadas para la transferencias de datos
- ✓ Señales secundarias, utilizadas para el control de la información que será transferida.

La norma RS232 está definida tanto para la transmisión síncrona como para la asíncrona, pero cuando se utiliza ésta última, sólo un conjunto de terminales (de los 25), es utilizado.

En la Figura 2.26 se muestra los requerimientos mínimos para una conexión full dúplex.



Figura 2.26. Requerimientos mínimos para conexión full dúplex

Los microcontroladores utilizados en todos los módulos del sistema tienen implementado un módulo que realiza la comunicación serial la misma que tiene las siguientes características:

- Operación Full Duplex (Registros independientes de recepción y transmisión serial)
- Operación Asíncrona y Síncrona.

- Operación síncrona Maestro-Esclavo.
- Generador de alta resolución de Baud rate.
- Soporte de frames con 5, 6, 7, 8 o 9 bits de datos y 1 o 2 bits de stop.
- Generación de paridad Par o Impar y Chequeo soportado por hardware.
- Detección de datos OverRun.
- Detección de framing de error.
- Filtrado de ruido incluido, detección de bit de inicio falso y filtro pasa-bajo ideal.
- Tres interrupciones separadas: Finalización de Tx, Registro de datos vacío Tx,
- Recepción Completa Rx.
- Modo de comunicación Multiprocesador.
- Modo de comunicación de doble velocidad Asíncrona.

El tipo de comunicación utilizado en todos los módulos del sistema implementado es la comunicación serial asíncrona full dúplex. Cuando se opera en modo asíncrono no existe una línea de reloj común que establezca la duración de un bit y el carácter puede ser enviado en cualquier momento. Esto conlleva que cada dispositivo tenga su propio reloj y que previamente se ha acordado que ambos dispositivos transmitirán datos a la misma velocidad.

En la transmisión asíncrona un carácter a transmitir es encuadrado con un indicador de inicio y fin de carácter, de la misma forma que se separa una palabra con una letra mayúscula y un espacio en una oración. La forma estándar de encuadrar un carácter es a través de un bit de inicio y un bit de parada.

2.2.3.2. Circuito de la Comunicación Serial

De acuerdo al manual de Texas Instruments del Circuito Integrado MAX3232 se recomienda utilizar capacitores de 0.47uF para voltajes de 3V a 5.5V; sin embargo para obtener un funcionamiento adecuado colocamos capacitores de 1uF.

En la Figura 2.27 se visualiza el conexionado para la comunicación serial.

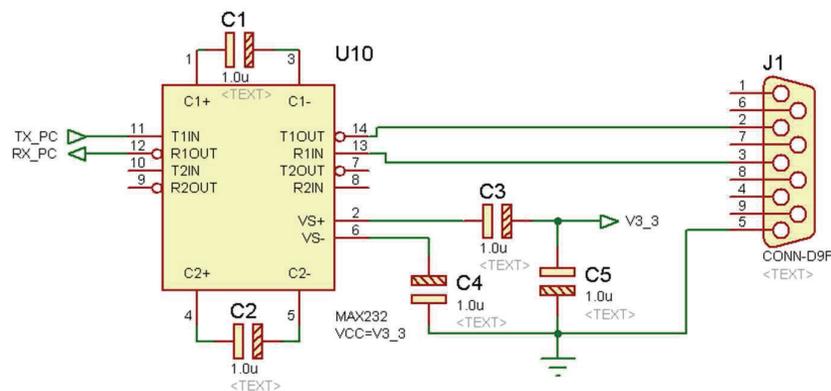


Figura 2.27. Circuito de conexión para la Comunicación Serial

2.2.3.3. Comunicación Inalámbrica

La comunicación inalámbrica o sin cables es aquella en la que la comunicación no se encuentra unida por medio de propagación física sino que utiliza la modulación de ondas electromagnéticas a través del espacio.

Para el presente proyecto se ha determinado utilizar los Módulos XBEE.

2.2.3.3.1. Módulo XBEE

Entre los diferentes modelos de módulos XBEE, se han analizado sus características con el fin de seleccionar el más adecuado para los requerimientos del sistema, teniendo siempre en cuenta dos puntos indispensables que son: disponibilidad en el mercado nacional y bajo costo.

De esta forma en primer lugar se debe identificar dos categorías dentro de los dispositivos XBEE que se encuentran dentro de la tecnología de comunicación deseada, estas categorías son las conocidas como Serie 1 y Serie 2. Analizando la información proporcionada por el fabricante y realizado indagaciones de disponibilidad en el mercado se ha escogido los módulos XBEE de la Serie 2 (S2). Los módulos XBEE de la Serie 2 (S2), son dispositivos que se pueden encontrar sin antena, con antena cerámica o chip y con antena externa.

Entre las principales razones para escoger el módulo XBEE de la Serie 2 (S2) están:

- Poseer la capacidad de comunicación bajo un método de operación en modo “AT”, uno como Coordinador (administrador de la red) y otro como Router (enrutador), por medio de la interface de configuración X-CTU (Digi). A su vez las funciones que cumplen las tarjetas de configuración (GSM USB-Serial)
- Transmisión considerablemente más rápida que los dispositivos de Serie 2
- Alcance o distancia de transmisión requeridas para el proyecto
- Ser de los dispositivos XBEE más económicos que se puede conseguir.

En la Tabla 2.5 se observa algunas características principales del dispositivo XBEE Serie 2 (S2).

Tabla 2.5. Características técnicas de dispositivos XBEE Serie 2 (S2).

Plataforma	XBEE Serie 2 (S2)
Alimentación:	3.3V
Velocidad de transferencia:	250kbps Max
Potencia de salida	1mW o 60mW (+18dBm)
Alcance:	90metros o 1500 metros aprox.
Certificado FCC	Certificado FCC
	6 pines ADC de 10-bit
	8 pines digitales IO
	Encriptación 128-bit

2.2.3.3.2. *Diseño del Receptor de señal XBEE*

Al hablar del receptor de señal se hablará del módulo XBEE receptor conectado a la placa del Módulo de Control Principal. Al diseñar el hardware y operación del módulo XBEE se debe tomar en cuenta:

Valor de Voltaje de alimentación = 2.8 - 3.4 VDC.

Valor de voltaje para comunicación serial = 3.3 VDC CMOS.

Sin embargo al trabajar con el Microcontrolador STM32 Núcleo F411RE, se puede realizar una conexión directa ya que este trabaja a los mismos niveles de voltaje tanto en su alimentación como en su comunicación.

2.2.3.3.3. Diseño del Transmisor de señal XBEE

Al hablar del transmisor de señal se hablará del módulo XBEE transmisor conectado a la placa del Módulo de Control Remoto.

De igual manera este es conectado directamente al Microcontrolador STM32 F411RE y se encargará de enviar las señales receptadas por los sensores.

2.2.3.3.4. Configuración y operación del módulo XBEE transmisor.

Para realizar el proceso de configuración se requiere dos herramientas indispensables:

- Una de las herramientas es un programa informático de configuración, el programa más usado, recomendado y hasta proporcionado por el fabricante para realizar este proceso se llama X-CTU. Dicho programa se instala en un computador y posee cuatro opciones de operación o módulos internos que son:
 - Módulo de configuración de PC: Utilizado para la configuración de los puertos seriales para la interfaz PC-Módulo GSM.
 - Módulo de test: Utilizado para realizar pruebas de rango de señal de los módulos XBEE y monitorear paquetes enviados y recibidos.
 - Módulo terminal: Utilizado para configurar y leer los parámetros del módulo XBEE por medio de comandos AT.

- Módulo de configuración modem: Utilizado para configurar y leer los parámetros del módulo GSM por medio de una interfaz gráfica.
- Otra herramienta consiste en una placa de comunicación conocida también como hardware en la cual se pueda conectar el módulo a ser programado o utilizado.

Existen diversos modelos así como constructores de estas placas entre ellos se encuentra Digi International. Sin embargo las placas en realidad son principalmente módulos o hardware que permiten la comunicación entre el computador y el módulo XBEE como tal. Con este fin se pueden usar opciones de comunicación serial como son conectores DB9 para RS-232, ya sea a través de un puerto RS-232 con el que puede contar el computador o los ya conocidos cables USB-RS232. Otra opción es la utilización de encapsulador que permiten la utilización y conexión de USB de forma directa y prácticamente transparente.

Entre los modos de operación que puede tener el módulo XBEE se tiene:

- Modo Idle o Inactivo: No recibe ni transmite información, en este modo se obtiene el máximo ahorro de energía del módulo y dependiendo de determinadas condiciones puede pasar a los otros modos de operación.
- Modo Sleep o Dormido
- Modo Comandos: Permite modificar o leer los parámetros del módulo, en este modo de operación los caracteres que ingresen será interpretado como comandos. Existen dos métodos o tipos de comandos en este modo de operación: modo de comandos AT y modo de comandos API.
- Modo Recepción: Recibe datos ya sea comunicándose a través de la interfaz inalámbrico o a través de la interfaz serial.
- Modo Transmisión: Transmite datos ya sea a través de radio frecuencia hacia la interfaz de aire o a través de la interfaz serial hacia el host. En este modo se emplea una detección de canal libre antes de transmitir y luego de transmitir de ser necesario se espera un acuse de recibo.

Las transmisiones desde los módulos pueden darse de modo directo cuando se envía los datos al momento que están listos, o de modo indirecto cuando se almacenan por un tiempo antes de enviar datos. Estos dos tipos de transmisiones son soportadas y requieren de cierta configuración para su uso.

Una razón importante de la selección de los módulos XBEE S2 es su capacidad de enlazarse y comunicarse bajo un sistema conocido como modo de cable virtual.

Este principio de funcionamiento es sencillo y se basa en que cada pin de entrada tiene su propio pin de salida ya definido entre nodos, esto permite una forma totalmente simple de enviar información, controlar o medir de manera sencilla y rápida, sin necesidad de complicadas configuraciones.

2.2.3.4. Módulo GSM

La tecnología GSM significa Global System for Mobile Communications. GSM no es más que un estándar de comunicación para la telefonía móvil, implementado mediante la combinación de satélites y antenas terrestres.

El GSM es la tecnología adecuada para realizar el proyecto ya que solo se necesita un módulo y un teléfono simple, y permita que el dispositivo pueda transmitir las alertas establecidas.

2.2.3.4.1. SIM 900

Al tener ya seleccionado el tipo de tecnología a utilizarse en el proyecto, se realiza un análisis de las shields GSM existentes en Arduino.

- **Arduino GSM Shield:** Este dispositivo conecta Arduino a internet usando red Wireless GPRS, para su utilización se debe conectar este módulo en la placa de Arduino, es necesario tener una tarjeta SIM de una operadora que ofrezca GPRS. El Arduino GPRS Shield usa un radio modem M10. Es posible la utilización con la placa usando comandos AT.

- **Arduino Cellular Shield - SM5100B:** La Celular Shield para Arduino permite enviar mensaje de texto en forma fácil con la utilización de GSM/GPRS con funcionalidades TCP/IP mediante la placa Arduino. El principal componente de este dispositivo es el módulo GSM SM5100B que permite múltiples funciones del módulo.
- **SIM900:** Es una placa muy compacta y basada en el chip SIM900, trabaja en frecuencias de 850/900/1800/1900MHz, se utiliza para realizar llamadas de voz, envío de mensajes de texto y fax. El consumo de energía es muy bajo y su diseño ofrece grandes posibilidades.

El módulo GSM es de tamaño muy compacto con capacidad de compatibilidad y conexión cuatribanda GSM 850 / EGSM 900 / DCS 1800 / PCS 1900 que lo hacen muy versátil permitiéndole ser utilizado en un gran número de proyectos inalámbricos. El módulo incluye una ranura para la tarjeta SIM, este dispositivo puede ser usado para los servicios del proveedor de telefonía celular a través de la identificación o número telefónico que el proveedor de servicio ha destinado a esa tarjeta. Éste módulo realiza casi cualquier función de comunicación básica que un teléfono celular normal puede hacer como por ejemplo:

- Envío y recepción de mensajes de texto SMS, GSM / GPRS y TCP / IP
- Envío y recepción de llamadas de voz.

Se comunica con el Microcontrolador a través de una interfaz serial y **comandos AT**. El módulo soporta reset y encendido mediante hardware. A diferencia de módulos más sencillos, el SIM900 tiene un stack TCP/IP incluido, por lo que realizar aplicaciones que involucran comunicaciones a través de internet es más fácil y todas las operaciones con sockets se realizan mediante comandos AT dedicados.

El módulo GSM trabaja como puente o traspaso de información prácticamente transparente entre la comunicación o empaquetado UART con el GSM.

Los comandos At son instrucciones codificadas que conforman un lenguaje entre el hombre y un terminal MODEM. Aunque la finalidad principal de los comandos AT

es la comunicación con los módems, la telefonía móvil GSM también ha adoptado como estándar este lenguaje para poder comunicarse con sus terminales. De esta forma, todos los teléfonos móviles GSM poseen un juego de comandos AT específicos que sirve como interfaz de comunicación y proporciona instrucciones a los terminales, permiten acciones tales como realizar llamadas de datos o voz, leer y escribir en la agenda de contactos y enviar mensajes, además de muchas opciones de configuración del terminal.

Los comandos AT que se utilizaran son:

- ATA: Permite responder la llamada entrante, este comando puede ser cancelado por el receptor durante la llamada. Si la llamada está conectada correctamente el sistema responde con OK, caso contrario indica que no hay señal.
- ATD<N>: Este comando puede ser usado para establecer voz saliente, datos o llamadas por fax, también sirve para controlar servicios suplementarios. Este comando puede ser abortado generalmente con el comando ATH o con cualquier carácter durante la ejecución. Las respuestas son de la siguiente manera: Si no hay tono de llamada la respuesta será: No dialtone (No existe tono de llamada); si la conexión no está establecida la respuesta será: No carrier (No hay señal); si el sistema está ocupado la respuesta será: Busy (Ocupado)
- ATD<STR>: Esta instrucción hace que los comandos ATA permitan intentar establecer una llamada saliente a un número almacenado. Este comando puede ser cancelado recibiendo un comando ATH o un carácter durante la ejecución. Si el sistema está ocupado la respuesta será: Busy (ocupado); si no existe respuesta del sistema remoto la respuesta será: No answer (No contesta)
- ATDL: Este comando permite llamar nuevamente al último número usado. Puede ser cancelado generalmente al recibir un comando o un carácter durante la ejecución. Si es un error es relacionado con la funcionalidad ME el sistema emitirá la siguiente respuesta: "CME error"; si no existe tono de llamada el sistema emitirá la siguiente respuesta: "No Dialtone" (No existe

tono de llamada); si está ocupado el sistema emitirá la siguiente respuesta: “Busy”; si la conexión no puede ser establecida: “No carrier” (No existe llamada).

En la Tabla 2.6 se detalla las características básicas del módulo GSM SIM 900.

Tabla 2.6. Características técnicas básicas del Módulo GSM SIM900

Características	Descripción
Frecuencia	GSM850/GSM900/GSM1800/GSM1900 cuatribanda
Máximo Poder RF	GSM850/EGSM900 clase 4 (2W) GSM1800 GSM1900 clase 1 (1W)
Sensibilidad de recepción	<-106 dBm
Temperatura de trabajo	-30°C--+85°C
Voltaje de la fuente	3.4V—4.5V (4.0V recomendado)
Corriente media STB	<2mA a modo de paginación 6 (modo espera)
Corrientes de fuga	< 0.1 mA
Protocolo	Soporte GSM/GPRS fase 2/2+
	GSM estándar AT COMMAND
AT COMMAND	V.25 AT COMMAND
	ADH definida AT COMMAND
Conector 50PIN B2B	Interfaz UART (máximo I/O velocidad: 115200 bit/s)
Interfaz SIM	Interfaz estándar del SIM (3V/1.8V)
Interfaz Audio	2 Interfaces de audio analógicas de entrada/salida
Interfaz de Potencia	Interfaz de potencia
Conector GSC RF	50Ω conector antena RF
	Soporte FR, EFR, HR y AMR códec de voz
La comunicación de voz	Soporte manos libres y exhibición de eco
	Soporte MO y MT
SMS	Soporte de punto a punto de difusión celular de mensajes cortos
	Soporte TEXT y modo PDU

2.2.3.4.2. *Diseño y hardware del Módulo GSM.*

Para este módulo los parámetros que se debe tener en cuenta al momento de la operación son básicamente conocer el número telefónico o de identificación en la red celular tanto de la tarjeta SIM con la que trabaja el módulo así como de los números que se conectaran al módulo.

La operación y control del módulo se lo hace a través de comandos AT que son enviados al módulo desde el Microcontrolador por medio del puerto serial UART.

Los códigos que más interesan para el proyecto son:

- Lectura de Mensaje SMS: AT+CMGR
- Envío de Mensaje SMS: AT+CMGS

2.2.4. FUENTE DE ALIMENTACION

2.2.4.1. Fuente de Alimentación del Módulo de Control Principal

La Fuente de Alimentación del Módulo de Control Principal será la misma que alimenta al interfaz gráfico HMI que está en la computadora.

2.2.4.2. Fuente de Alimentación de los Módulos de Control Remoto

Para la fuente de alimentación de los Módulos de Control Remoto se utilizan baterías externas o Baterías Power Bank como se muestra en la Figura 2.28 que es un cargador externo para cualquier aparato electrónico o teléfono. Gracias a su reducido peso y tamaño se puede llevar a donde se requiera. Cabe fácilmente en un bolsillo, bolso o maleta. Es ideal para viajes o eventos de larga duración. Las características de la Batería Power Bank A5 Classic 2600mAh son:

- Está equipada con dos puertos: 1 puerto de entrada micro USB para cargarla usando el cargador de tu móvil o conectándola a un ordenador usando el

cable USB/microUSB suministrado con el producto y 1 puerto de salida USB que junto al cable USB/microUSB suministrado permitirá cargar el equipo

- Especificaciones técnicas: Batería de Ion-Litio; 2600 mAh de capacidad
- Permite la recarga de modo simultáneo a la carga del dispositivo
- Puertos: Salida: USB 5V/1A; Entrada: micro USB 5V/1A; Cables/conectores incluidos: micro USB
- Dimensiones: 96mm de largo x 22mm de ancho x 24mm de alto Peso: 80 gramos
- Seguridad: Protección contra cortocircuitos, sobrecorriente, de exceso de carga y de descarga.



Figura 2.28. Batería para alimentar a los Módulos de Control Remoto

En el siguiente capítulo se describirán los diagramas de flujo, las subrutinas que constituirán el sistema.

CAPÍTULO 3

DISEÑO DE SOFTWARE

En este capítulo se describe mediante diagramas de flujo, las diferentes subrutinas que constituyen el sistema, tomando en cuenta las condiciones de diseño que fueron establecidas para la realización de este proyecto.

En la Figura 3.1 se ilustra la Arquitectura del Programa que corresponde al Módulo de Control Principal y se encuentra en el Microcontrolador, el mismo que es el encargado de gestionar las comunicaciones con la computadora del Centro de Cuidado del Adulto Mayor de los Padres Jesuitas y enviar los datos por GSM hacia el teléfono celular del especialista encargado en el caso de detectar alarmas y además se comunica con los Módulos de Control Remoto para recibir los datos de Presión Arterial, Saturación de Oxígeno y Frecuencia Cardíaca.

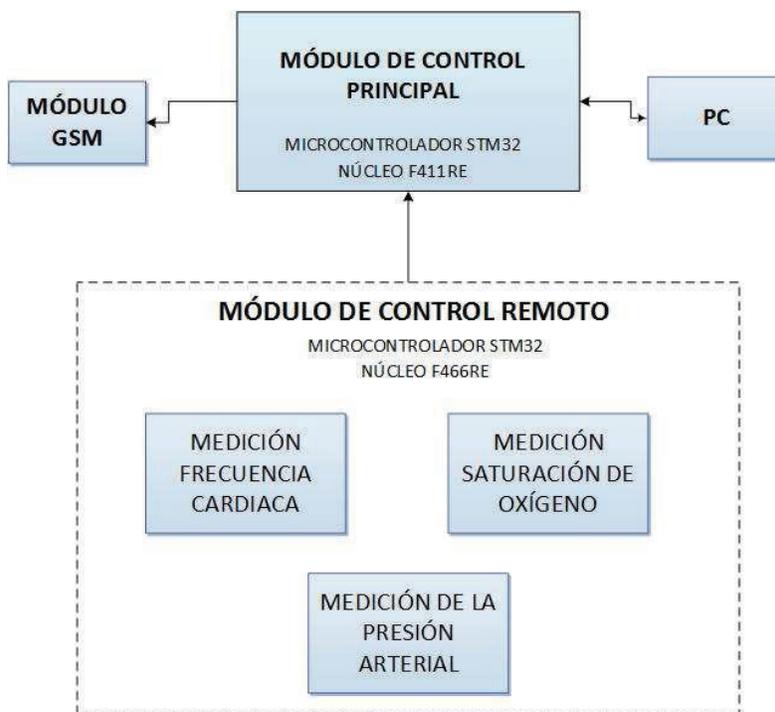


Figura 3.1. Arquitectura del Programa

3.1. DIAGRAMAS DE FLUJO

3.1.1. DIAGRAMA DE FLUJO DEL MÓDULO PRINCIPAL

En la Figura 3.2 se ilustra el diagrama de flujo del Módulo de Control Principal con sus tareas importantes.

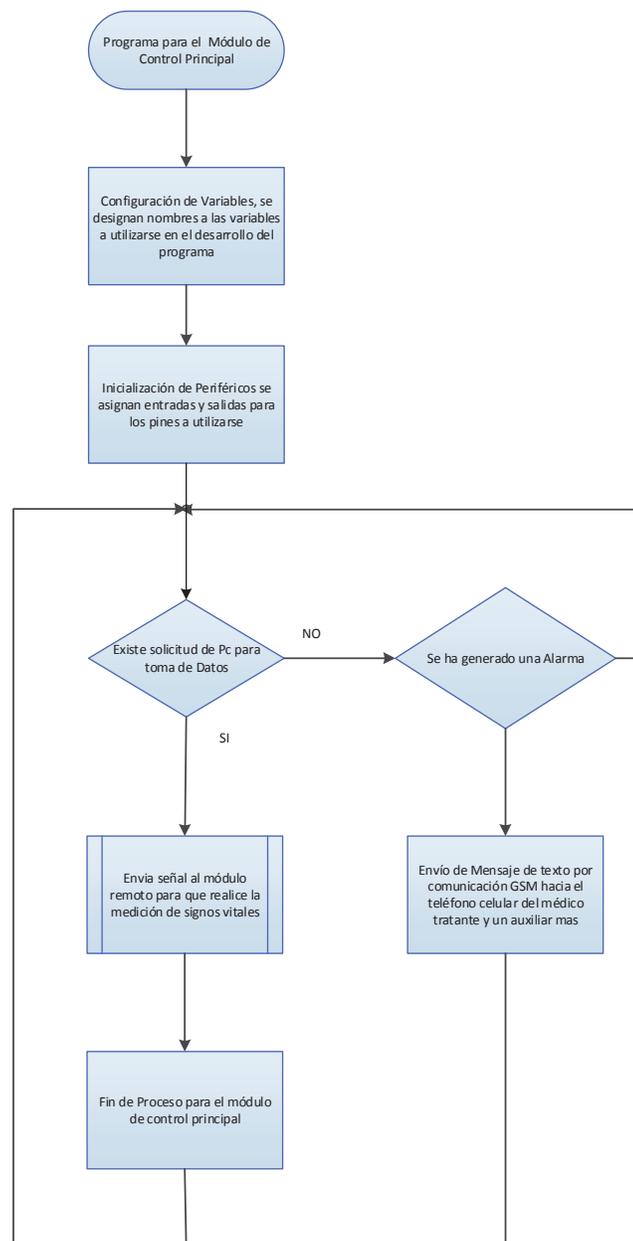


Figura 3.2. Diagrama de flujo del módulo de control principal

3.1.1.1. Subrutina de Medición de Signos Vitales

En la Figura 3.3 se explica la subrutina que administra los procesos de solicitud de las variables de Presión Arterial, Saturación de Oxígeno SpO2 y Frecuencia Cardíaca para enviar los comandos al Módulo de Control Remoto; una vez obtenido dichos datos se envían a la PC para ser tratados.

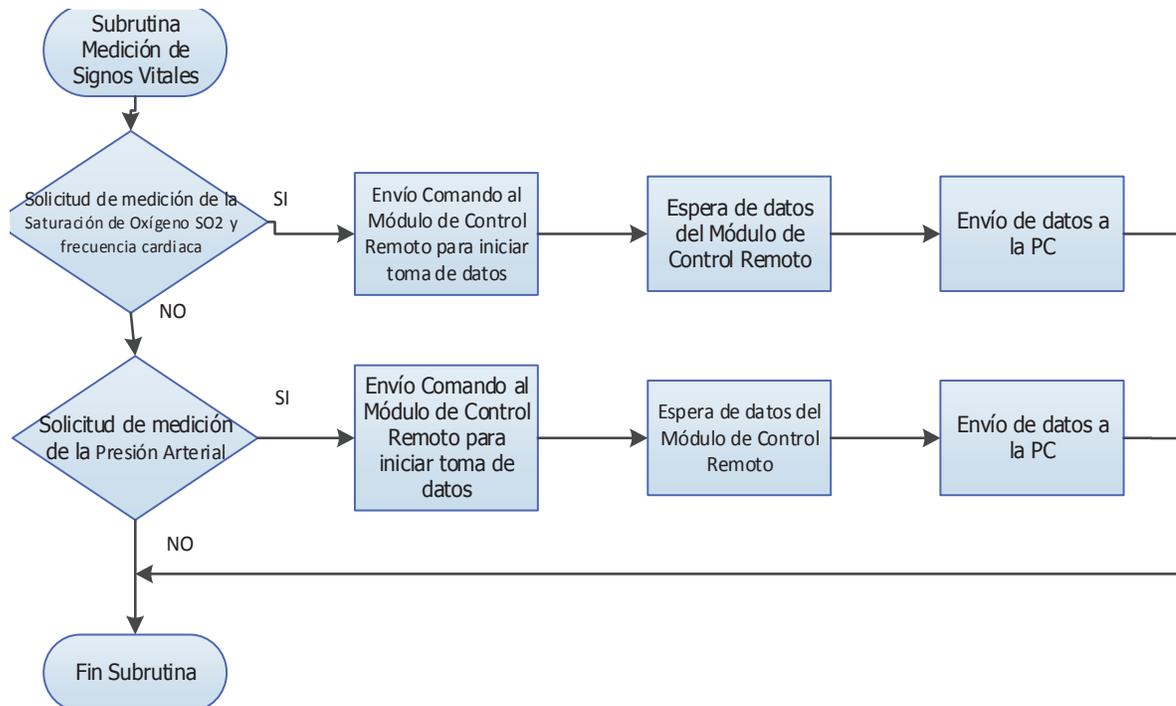


Figura 3.3. Diagrama de flujo de la subrutina de Medición de Signos Vitales

3.1.2. DIAGRAMA DE FLUJO DEL MÓDULO DE CONTROL REMOTO

El diagrama de flujo de la Figura 3.4 explica los procesos del Módulo de Control Remoto; se hacen las respectivas solicitudes y adquisición de datos de Presión Arterial, Saturación de Oxígeno SpO2 y Frecuencia Cardíaca.

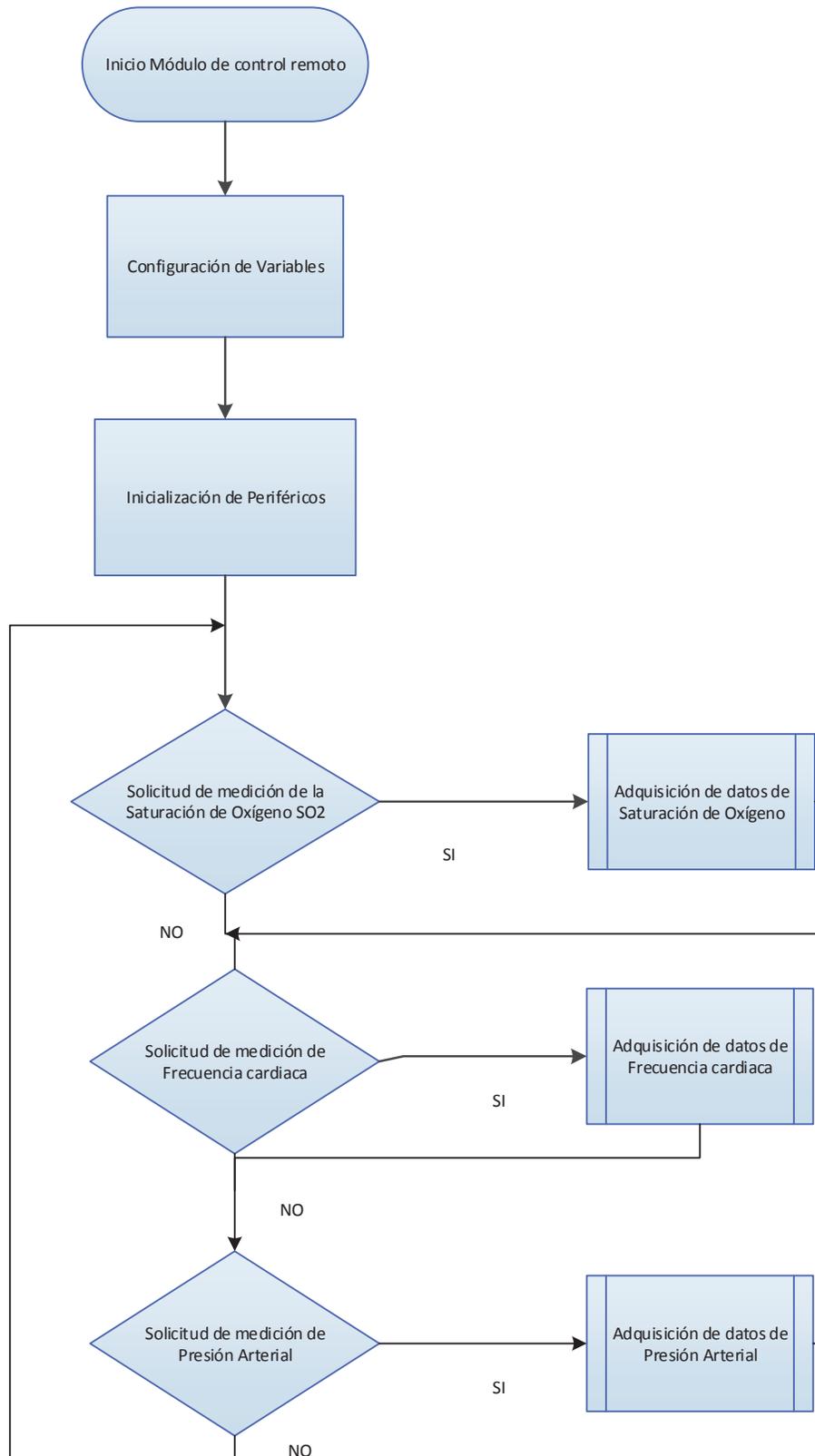


Figura 3.4. Diagrama de flujo del Módulo de Control Remoto

3.1.2.1. Subrutina de la Adquisición de datos de Presión Arterial

La subrutina de la adquisición de datos de Presión Arterial de la Figura 3.5 es la encargada de configurar los parámetros de encendido y apagado de la válvula y de la bomba para leer y recibir los datos de Presión Arterial.

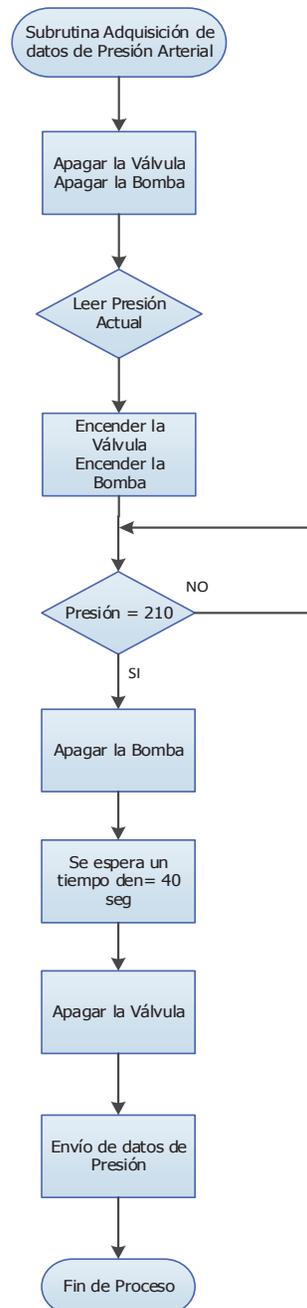


Figura 3.5 Diagrama de flujo de la adquisición de datos de Presión Arterial.

3.1.2.2. Subrutina de la Adquisición de datos de Saturación de Oxígeno SpO₂

En la Figura 3.6 se ilustra el diagrama de flujo donde se explica el proceso de configurar los parámetros de encendido y apagado del led infrarrojo (940 nm) y del led rojo (660 nm) descritos en el Capítulo I. Una vez obtenido los datos se envía al programa principal.

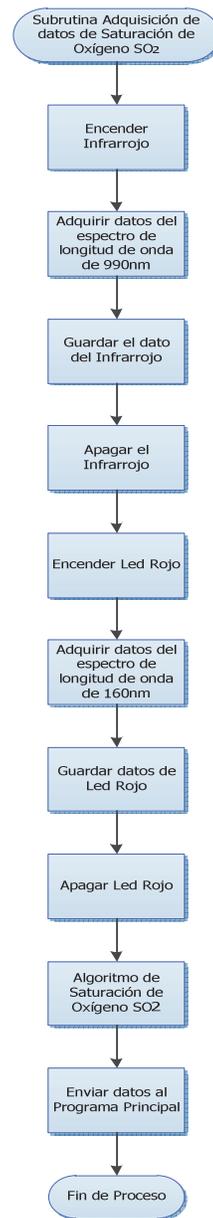


Figura 3.6 Diagrama de flujo de la adquisición de datos de Saturación de Oxígeno SpO₂

3.1.2.3. Subrutina Algoritmo de Saturación de Oxígeno SpO2

En esta subrutina se realiza la obtención del valor de Saturación de Oxígeno, para ello se toma los datos obtenidos al realizar la adquisición de los valores mediante el uso de los Leds rojo e infrarrojo. Las señales de obtenidas son una suma de la señal AC que es la absorción variable de la luz debido a la sangre arterial y la señal DC que es la absorción constante de la luz debido a componentes no arteriales. Por tanto la señal total tiene un componente AC más un componente DC.

Para eliminar la componente DC, se toman los primeros puntos máximos y mínimos de la señal AC tomando como referencia dichos puntos y a partir de ellos se toman todos los siguientes datos.

Mediante funciones matemáticas se obtiene el logaritmo de la señal AC obtenida por el led rojo y por el led infrarrojo.

Se dividen los dos valores y se obtiene el valor denominado radio mediante la ecuación:

$$\frac{\log_{10}(\text{Señal AC de la longitud de onda del Led Rojo uno})}{\log_{10}(\text{Señal AC de la longitud de onda del Led Infrarrojo})} = R \quad (3.1)$$

El cual se relaciona directamente con la Saturación de Oxígeno, se calcula dicha relación y se obtiene el valor requerido de la variable fisiológica Saturación de Oxígeno [11]

En la Figura 3.7 se visualiza el diagrama de bloques de la subrutina medida de la saturación de oxígeno

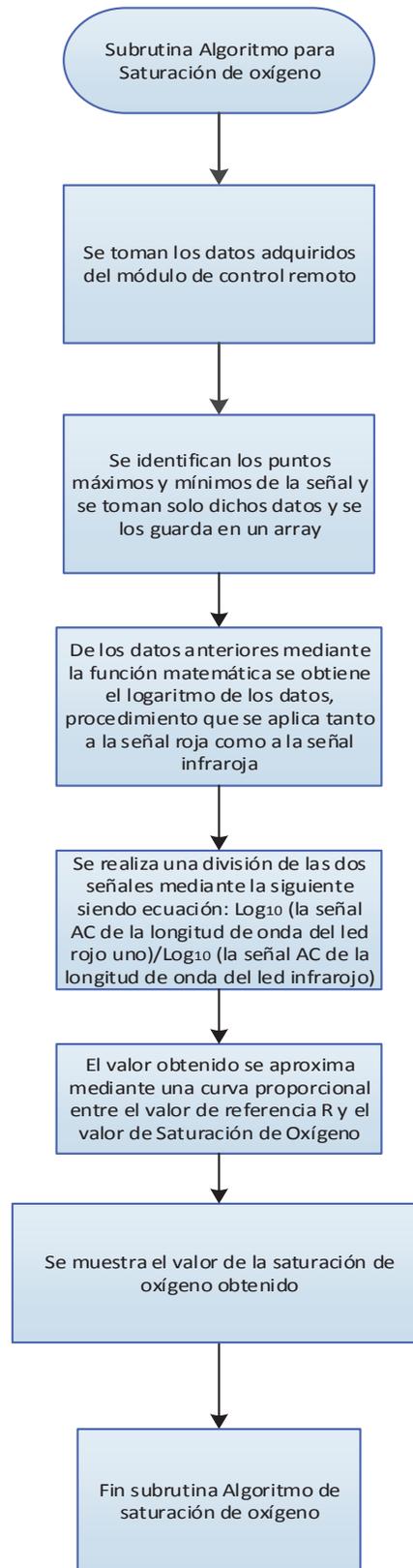


Figura 3.7. Diagrama de flujo de la subrutina medición de Saturación de oxígeno

3.1.2.4. Subrutina de la Adquisición de datos de Frecuencia Cardíaca

Los datos necesarios para obtener la medición de la Frecuencia Cardíaca se obtienen de la subrutina de adquisición de datos de Saturación de Oxígeno SO₂.

3.1.3. INTERFAZ HOMBRE – MÁQUINA (HMI)

El HMI fue desarrollado en el programa Labview 2009, esta interfaz permite al usuario ingresar datos de los valores referenciales de los signos vitales de los pacientes para de ésta manera obtener los datos medidos de Presión Arterial, Saturación de Oxígeno SpO₂ y Frecuencia Cardíaca y con ello detectar niveles fuera de lo normal para así enviar las alertas al Módulo de Control Principal y un mensaje de texto mediante la red GSM.

3.1.3.1. Menú Inicial

La pantalla inicial del HMI está conformado por dos opciones principales:

- Menú Monitoreo de Signos vitales: En éste menú se puede ingresar a inicializar el monitoreo de los signos vitales.
- Menú Fichas Pacientes: En éste menú se permite ingresar los parámetros máximos y mínimos de Presión Arterial, Saturación de Oxígeno SPO₂, y Frecuencia Cardíaca para tenerlos como valores de referencia. Además de los números de contacto de los pacientes.

En la Figura 3.8 se visualiza el diagrama de flujo de la pantalla de inicio del sistema de monitoreo de signos vitales.

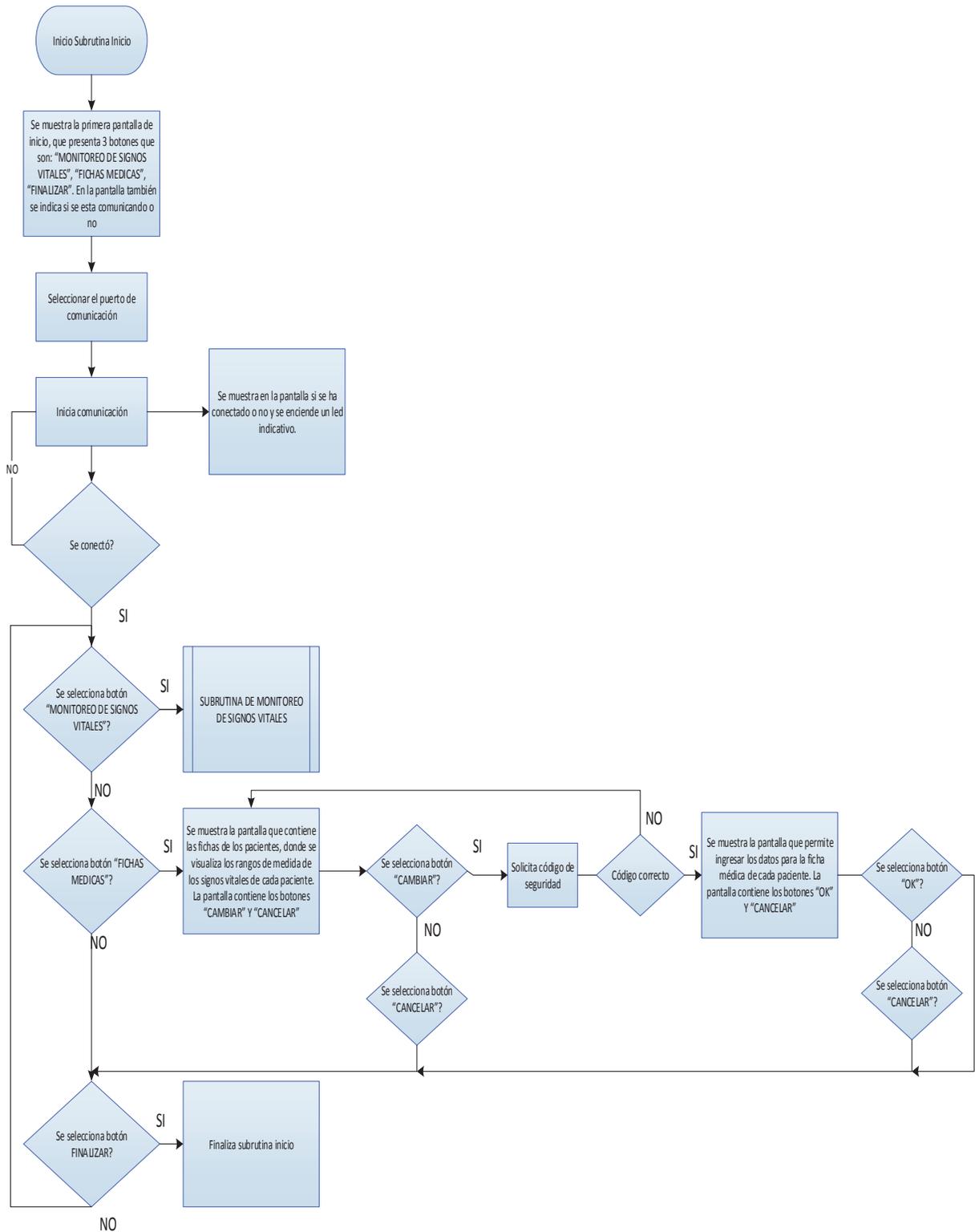


Figura 3.8. Diagrama de flujo del HMI de la pantalla de inicio implementado para el sistema de Monitoreo de Signos Vitales

3.1.3.2. La subrutina de Monitoreo de Signos Vitales

La subrutina de monitoreo de signos vitales de la Figura 3.9, muestra la pantalla en la cual se presenta el monitoreo de los pacientes con sus respectivos nombres y el valor de los datos obtenidos, también se muestra los valores referenciales con los cuales se realiza la comparación para determinar si los datos obtenidos están fuera del rango y emitir una alarma.

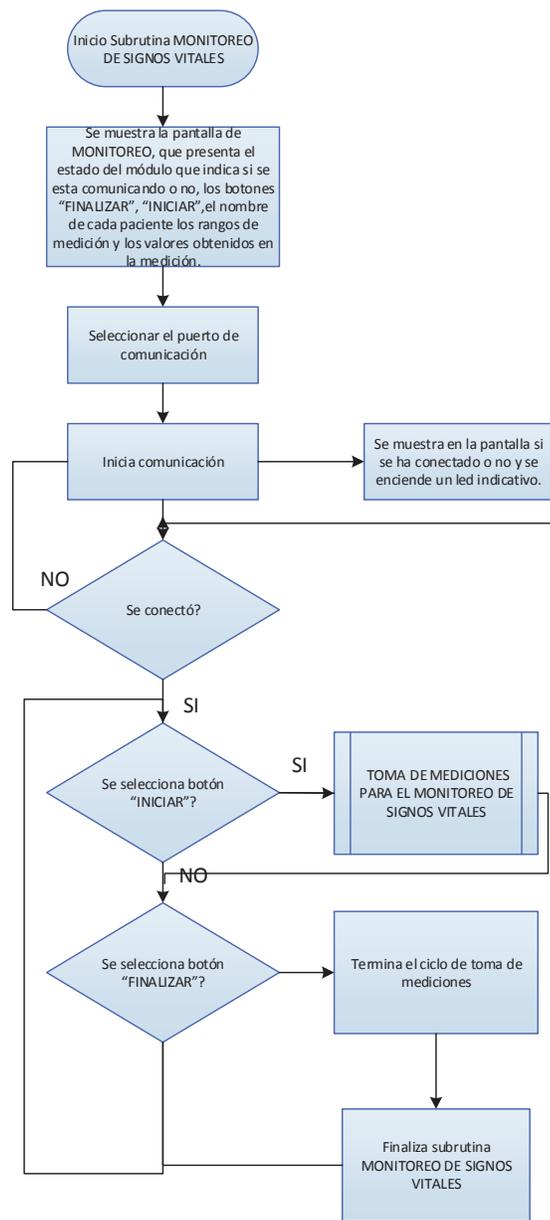


Figura 3.9. Diagrama de flujo de la subrutina de Monitoreo de Signos Vitales

3.1.3.3. Subrutina toma de mediciones para el Monitoreo de Signos Vitales

Esta subrutina se compone de la toma de medidas de los signos vitales a monitorear, por lo cual se divide en tres subrutinas: Saturación de Oxígeno, Presión Arterial y Frecuencia Cardíaca.

La Figura 3.10 visualiza la subrutina de Toma de mediciones para monitoreo de signos vitales.

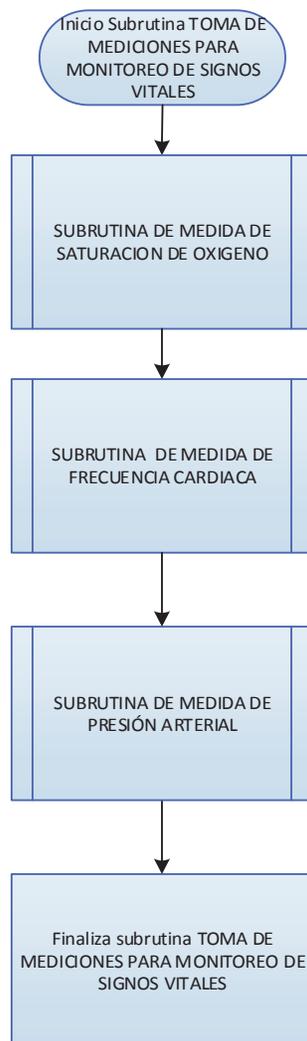


Figura 3.10. Diagrama de flujo de la subrutina de toma de mediciones para Monitoreo de Signos Vitales

3.1.3.4. Subrutina de Medición de Saturación de Oxígeno

En esta subrutina se realiza la obtención del valor de Saturación de oxígeno ya calculado en el Microcontrolador, se realiza un factor de corrección de error y se muestra la medida obtenida mediante los sensores.

En la Figura 3.11 se visualiza el diagrama de flujo de la subrutina de medición de saturación de oxígeno

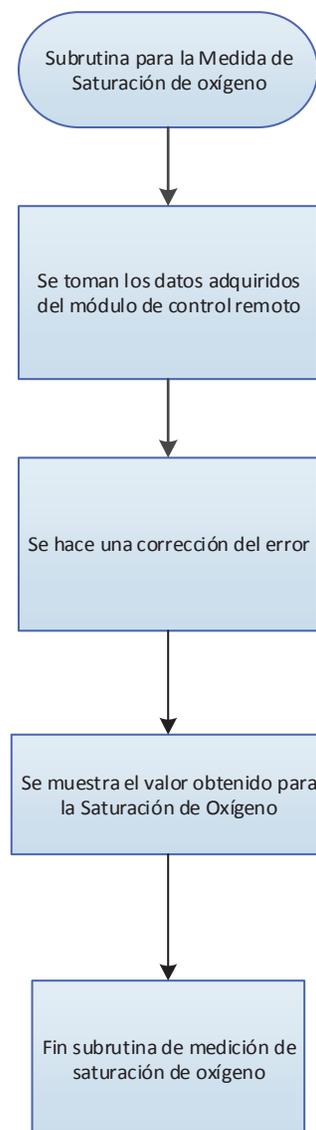


Figura 3.11. Diagrama de flujo de la subrutina medición de Saturación de Oxígeno

3.1.3.5. Subrutina de la Medición de la Presión Arterial

Para la medición de la Presión Arterial se aplica los criterios del método oscilométrico, el cual aplica criterios matemáticos a la curva envolvente, la cual se genera al graficar los datos obtenidos por el sensor de presión ya que indican cierta característica de los pulsos oscilatorios. En esta onda se identifican los puntos máximos y mínimos, se vuelve a graficar ondas solo con los puntos máximos y otra solo con los puntos mínimos, se suman las dos ondas, luego de obtenidos se realiza la gráfica con la interpolación de estos puntos. Se realiza la segunda derivada de la onda, donde se obtienen los puntos de inflexión al igualarlos a cero. Con el procedimiento anterior se obtiene un valor, el cual se le aplica a la señal envolvente primeramente graficada y se obtiene los valores de presión diastólica y sistólica. Finalmente se refleja el dato obtenido en la pantalla de monitoreo.

En la Figura 3.12 se visualiza el diagrama de flujo de la subrutina de la medición de la Presión Arterial

3.1.3.6. Subrutina de la Medición de la Frecuencia Cardíaca

Para este medida se toman los datos obtenidos en la toma de datos de la Saturación de Oxígeno, ya que al presionar la arteria hay un cambio de presión del brazalete, esto cuando el corazón expulsa sangre e indica que el corazón ha emitido un latido, es decir está expulsando la sangre para ser distribuida por las arterias. Estos se identifican por los picos de la señal graficada.

En la Figura 3.13 se visualiza el diagrama de flujo de la subrutina de la medición de la Frecuencia Cardíaca.

En el siguiente capítulo se presentarán los resultados de las pruebas realizadas verificando el comportamiento del equipo y la comprobación en la adquisición de datos de los signos vitales.

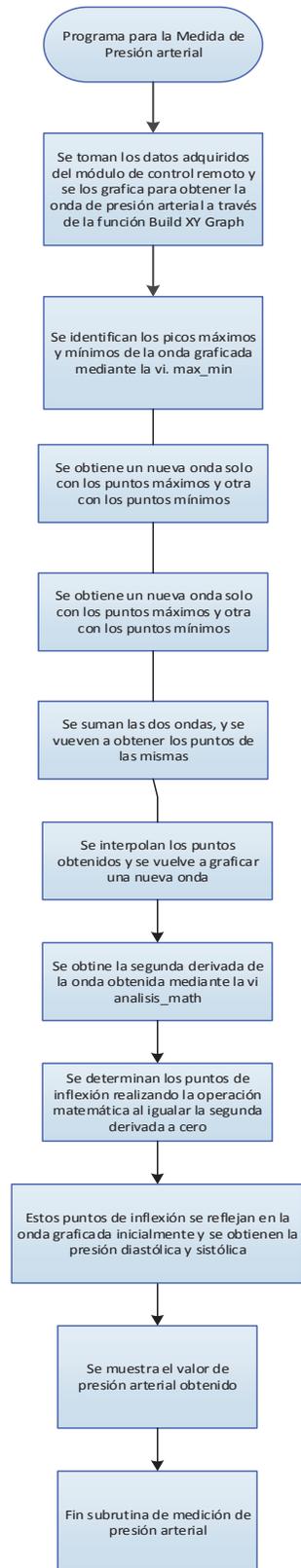


Figura 3.12. Diagrama de flujo de la subrutina medición de Presión Arterial

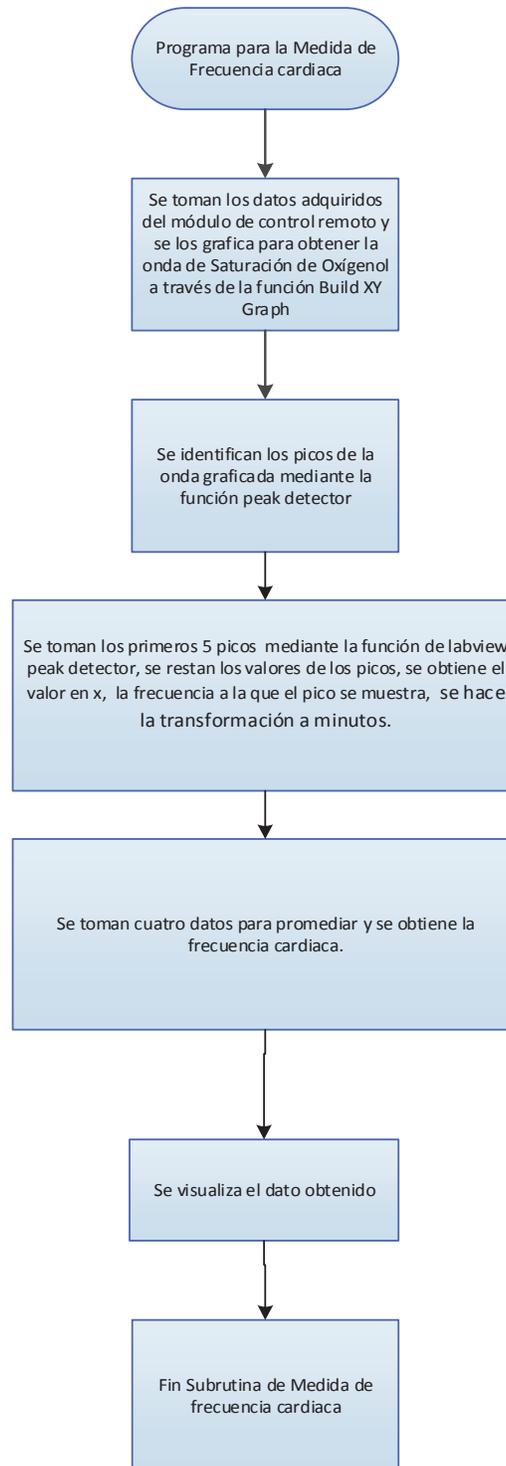


Figura 3.13. Diagrama de bloques de la subrutina medición de la Frecuencia Cardíaca

CAPÍTULO 4

PRUEBAS Y RESULTADOS

En este capítulo se presentan los resultados de las pruebas realizadas para verificar el comportamiento del equipo y comprobar la adquisición de datos de signos vitales.

4.1. PRUEBAS

Las pruebas priorizan la verificación de un correcto comportamiento de los módulos que conforman el prototipo. Para lo cual se revisaron las conexiones físicas de alimentación y comunicación, además se comprobó el correcto funcionamiento de los procesos internos del Microcontrolador para obtener los resultados deseados en el presente proyecto de titulación.

4.1.1. PRUEBAS DE HARDWARE

Para el Monitoreo de Signos Vitales, el sistema está conformado por un Módulo de Control Principal y tres Módulos de Control Remoto, en el que se utilizaron cuatro microcontroladores STM32 Núcleo de los cuales un microcontrolador se lo utilizó para el Módulo de Control Principal y los tres restantes para los Módulos de Control Remoto.

El microcontrolador del Módulo de Control Principal se encarga del procesamiento de los datos recibidos por los Módulos de Control Remoto y visualiza los datos de los parámetros de los Signos Vitales en la computadora mediante comunicación serial que se localiza en la estación de Enfermería del Centro de Cuidado del Adulto Mayor de los Padres Jesuitas por medio de una interfaz gráfica HMI y mediante los módulos GSM se envían los mensajes de texto en caso de obtener valores anormales al celular del Especialista encargado.

Los microcontroladores de los Módulos de Control Remoto se encargan de recibir los datos de los parámetros del Monitoreo de Signos Vitales como son Presión Arterial, Frecuencia Cardíaca y Saturación de Oxígeno y enviarlos al Módulo de Control Principal mediante Módulos XBEE.

Se utiliza comunicación SPI para cada Módulo de Control Remoto a cada sensor de Presión Arterial.

También se emite una señal de alerta sonora a través de un buzzer cada vez que se obtienen valores anormales de los parámetros de los Signos Vitales.

La Figura 4.1 y la Figura 4.2 muestran las placas de los módulos.



Figura 4.1. Placas que conforman el Módulo de Control Principal



Figura 4.2. Placas que conforman el Módulo de Control Remoto

La Figura 4.3 se muestra la comprobación del sistema



Figura 4.3. Comprobación del funcionamiento del Sistema

4.1.2. PRUEBAS DE SOFTWARE

Para las respectivas pruebas de software se utilizó un lenguaje de programación Labview que está diseñado específicamente para acelerar la productividad. Además es una programación gráfica que facilita visualizar, crear, codificar sistemas de ingeniería y realiza el procesamiento de las señales mediante los subVIs correspondientes a los filtros y las transformadas utilizadas para la determinación de los parámetros de los signos vitales.

En la Figura 4.4 se observa la pantalla inicio del HMI y se ilustra la pestaña de Monitoreo de Signos Vitales y la pestaña de Fichas Pacientes.

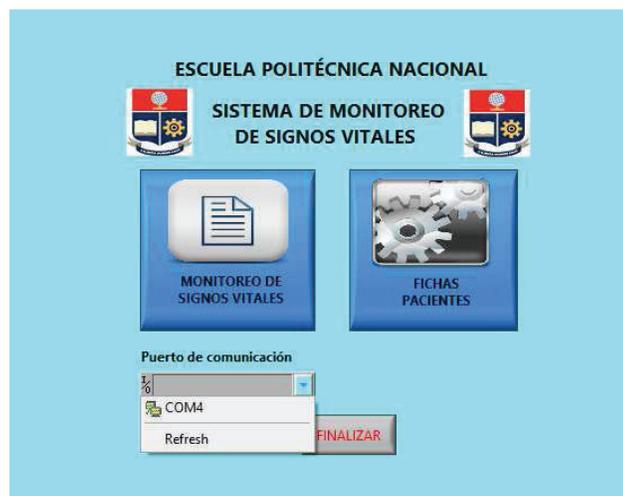


Figura 4.4. Pantalla de Fichas de Pacientes

Se selecciona el puerto de comunicación para empezar con el monitoreo de signos vitales o la configuración de Ficha Pacientes; previamente se debe configurar en el administrador de dispositivos para detectar el puerto donde se conectará el módulo de control principal. En éste proyecto se ha configurado el COM4.

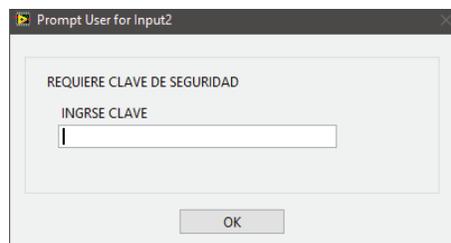
Se presiona la pestaña “FICHAS PACIENTES”; se despliega otra pantalla para ingresar los datos de los signos vitales referenciales de los pacientes, tal como se muestra en la Figura 4.5



The screenshot shows a software window titled "INGRESE LOS PARAMETROS DE LOS PACIENTES" with a close button (X) in the top right corner. Below the title bar, there are three tabs labeled "Paciente 1", "Paciente 2", and "Paciente 3", with "Paciente 3" currently selected. The main area of the window is light blue and contains several input fields for patient data. The fields are arranged in two columns. The left column includes: "Nombre" (with a dropdown menu showing "-"), "Contact" (with a dropdown menu showing "-"), "Max BPM" (with a dropdown menu showing "-"), "Presion Sistólica" (with a dropdown menu showing "-"), and "Max SpO2" (with a dropdown menu showing "-"). The right column includes: "Contacto Dr" (with a dropdown menu showing "-"), "Min BPM" (with a dropdown menu showing "-"), "Presion Diastólica" (with a dropdown menu showing "-"), and "Min SpO2" (with a dropdown menu showing "-"). At the bottom of the form, there are two buttons: "CAMBIAR" and "CANCELAR".

Figura 4.5. Ficha médica de cada paciente

Para cambiar los datos de los pacientes presionar el botón “CAMBIAR” y se ingresa la clave asignada al especialista encargado como se ilustra en la Figura 4.6.



The screenshot shows a small dialog box titled "Prompt User for Input2" with a close button (X) in the top right corner. The dialog box has a light gray background and contains the text "REQUIERE CLAVE DE SEGURIDAD" and "INGRSE CLAVE" above a single-line text input field. Below the input field, there is an "OK" button.

Figura 4.6. Pantalla de solicitud de clave de seguridad

Una vez que se ingresa la clave se despliega la pantalla de registro de ficha médica del Paciente 1. Ver Figura 4.7

Prompt User for Input

Nombre
Padre Juan Caballero

Nombre previo
Padre Juan Caballero

Contacto
0993199835

Contacto Dr.
0983055888

Max BPM
100

Min BPM
60

Presión Sistólica
130

Presión Diastólica
60

Max SpO2
99

Min SpO2
90

Contacto previo
0993199835

Contacto Dr. previo
0983055888

Max BPM previo
100

Min BPM previo
60

Presión Sistólica previo
130

Presión Diastólica previo
60

Max SpO2 previo
99

Min SpO2 previo
90

OK Cancel

Figura 4.7. Pantalla de Ficha Médica del Paciente 1

En la Figura 4.8 se visualiza la pantalla “MONITOREO DE SIGNOS VITALES” con los respectivos datos obtenidos de cada paciente y la curva de presión arterial.

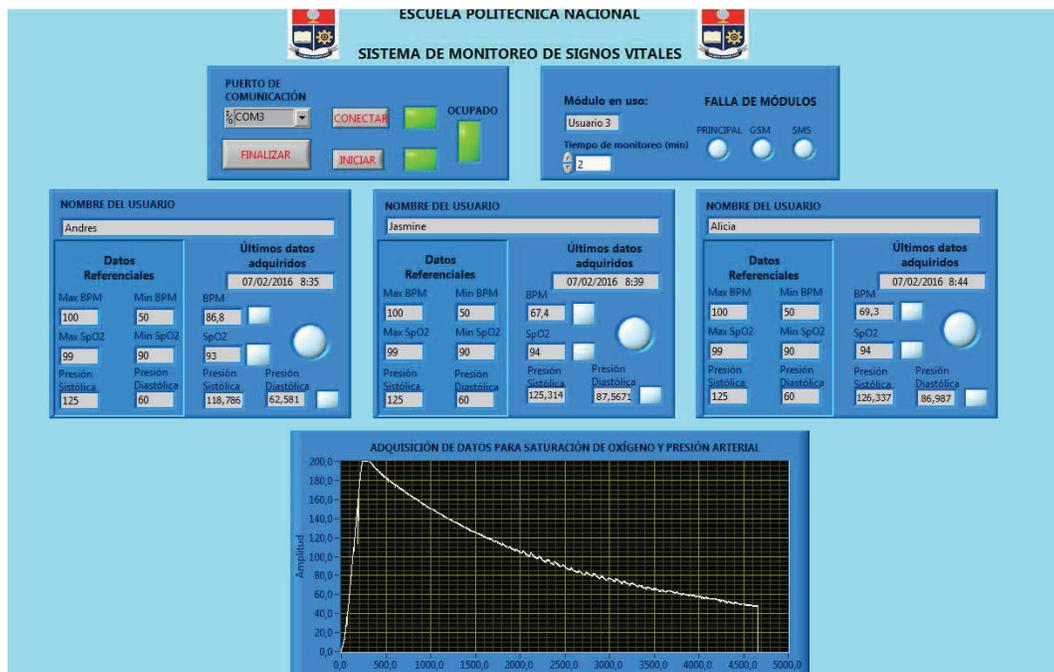


Figura 4.8. Pantalla de Monitoreo de Signos Vitales

Cuando se monitorea a cualquier paciente y se obtiene datos fuera de los rangos referenciales en la pantalla del HMI se enciende una alarma visual en el dato respectivo y el módulo de control principal emite una señal sonora y posteriormente envía un mensaje de texto al especialista encargado con la información que se ilustra en la Figura 4.9.

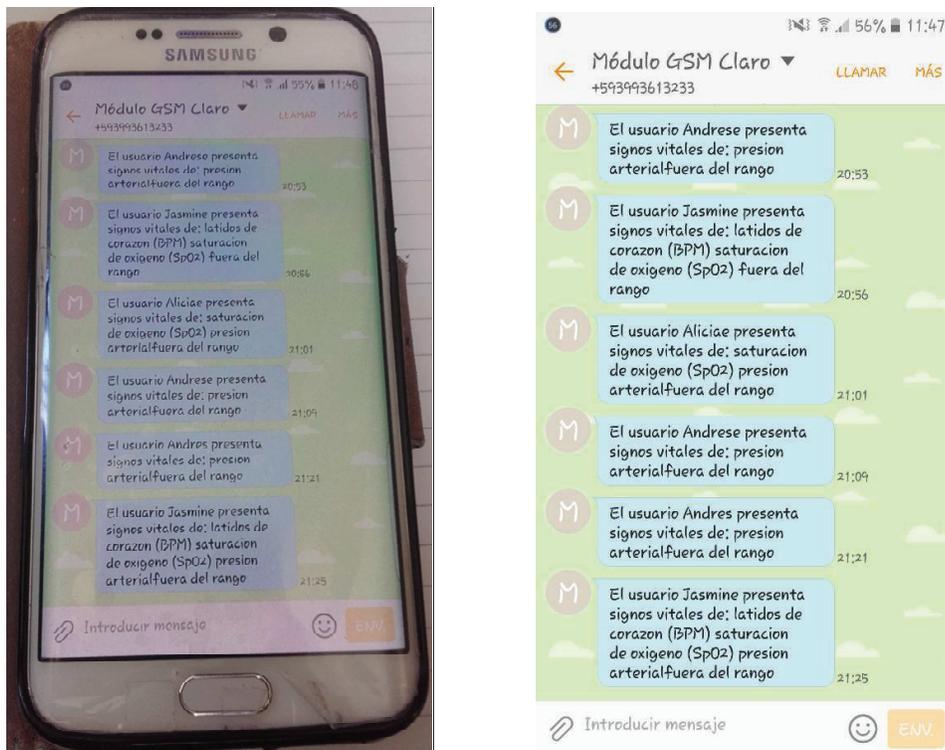


Figura 4.9. Pantalla del celular del especialista encargado y pantalla de captura del mensaje de alerta

Cabe mencionar que hicimos pruebas con diferentes operadoras de telefonía móvil llegando a la conclusión de que funciona mejor la operadora Claro por mayor cobertura comparado a las demás operadoras.

Las pruebas se realizaron en diferentes lugares para comprobar el correcto funcionamiento de las comunicaciones respectivas de los módulos de control remoto con el módulo de control principal que se encuentra ubicado en la estación de enfermería.

4.1.3. PRUEBAS EN EL CENTRO DE CUIDADO DEL ADULTO MAYOR DE LOS PADRES JESUITAS

Las pruebas se realizaron en el **CENTRO DE CUIDADO DEL ADULTO MAYOR DE LOS PADRES JESUITAS**, que se encuentra en las calles Emilio Bustamante Andrade y Piedras Negras en Quito – Ecuador.

El Centro de Cuidado del Adulto Mayor cuenta con 12 pacientes cuya edad varía entre 70 a 92 años con diferente grado de deficiencia de movilidad. Para las pruebas las realizamos con tres pacientes de diferente edad y con diferente grado de deficiencia de movilidad.

En la Figura 4.10 se observa la foto del Centro de Cuidado del Adulto Mayor en donde se realizaron las pruebas de monitoreo de signos vitales.



Figura 4.10. Ingreso principal del Centro de Cuidado del Adulto Mayor de los Padres Jesuitas

En la Figura 4.11 se observa el lugar donde se instaló el módulo de control principal para el monitoreo de Signos Vitales. Dicho lugar es la sala de enfermería.

En la Figura 4.12 se muestra el consultorio del especialista encargado donde se mostrará la pantalla con los datos obtenidos del monitoreo de los signos vitales de cada paciente, mediante cable VGA.



Figura 4.11. Instalación del equipo en la sala de Enfermería

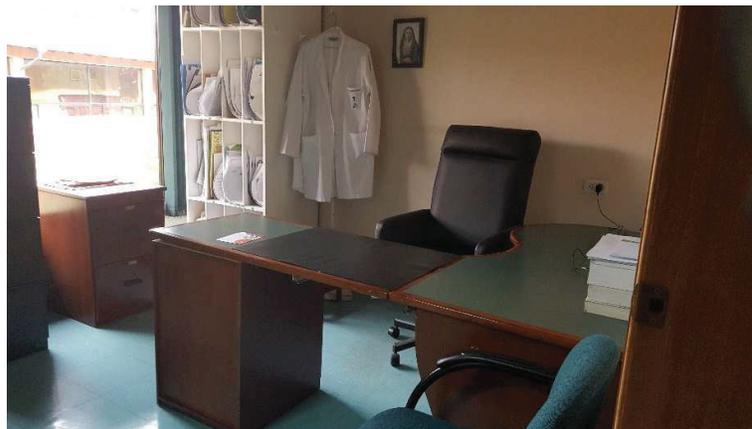


Figura 4.12. Consultorio del especialista encargado

En la Figura 4.13 se observa todo el equipo que conforma el Sistema de Monitoreo de Signos Vitales; es decir el módulo de control principal, los módulos de control remoto, medidor de presión arterial, medidor de saturación de oxígeno y frecuencia cardíaca y el HMI del proyecto.

Las pruebas se realizaron a tres pacientes de diferentes edades y diferente grado de deficiencia de movilidad, que nos colaboraron con las pruebas del proyecto. Ver Figura 4.14, Figura 4.15 y Figura 4.16.



Figura 4.13. Visualización del Sistema de Monitoreo de Signos Vitales

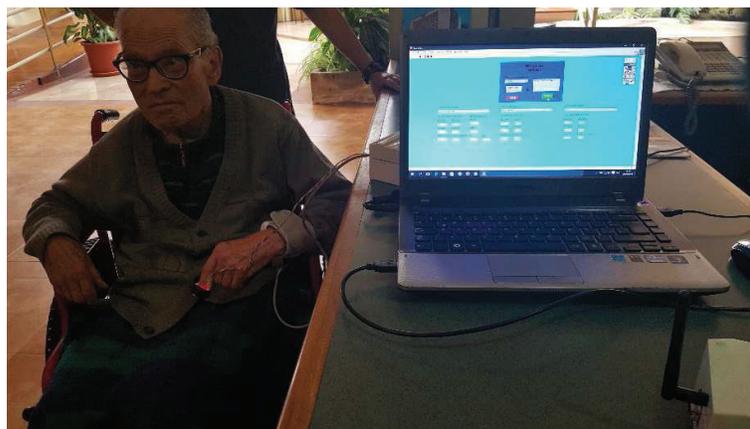


Figura 4.14. Pruebas al Paciente 1 (Padre Juan Caballero).



Figura 4.15. Pruebas al Paciente 2 (Padre Jorge Carrión).



Figura 4.16. Pruebas al Paciente 3 (Padre José Mendoza).

En el Centro de Cuidado del Adulto Mayor de los Padres Jesuitas para obtener los datos de presión arterial, frecuencia cardíaca y saturación de oxígeno utilizan equipos manuales y digitales cuyas características son:

PULSE OXIMETER:

En el Centro de Cuidado utilizan un oxímetro de pulso de la Figura 4.17 para obtener los datos de saturación de oxígeno y frecuencia cardíaca de los pacientes cuyas características son:

- Model: CMS50DL
- Battery Voltage: DC 2.6 – 3.6 V
- Operating current: ≤ 25 mA
- Safety Class: Type BF
- SN See Bar code



Figura 4.17. Pulse Oximeter

TENSIÓMETRO ANEROIDE:

En el Centro de Cuidado tienen un dispositivo que mide la presión arterial cuyas características son:

- Marca Riester
- Big ben ®
- Modelo de Pie
- Escala de gran tamaño (Ø 147,2 mm o 145,5 mm) excelente contraste para una lectura óptima; escala hasta 300 mm Hg
- Amplio cestillo en la parte posterior del aparato para tubos y brazaletes
- Pera de látex para inflar el brazalete
- Válvula de purga de aire sin desgaste, con regulación fina
- Microfiltro para proteger la válvula de purga y el sistema de medición
- Membrana muy resistente al envejecimiento de cobre – berilio especialmente endurecido, soporta presiones de hasta 600 mm Hg
- Mecanismo de presión montado sobre un puente especial para garantizar una estabilidad absoluta del sistema de medición y el punto cero
- Sin fijación del punto cero
- Máxima tolerancia de error: +/- 3 mm Hg.

En la Figura 4.18 se visualiza el Tensiómetro utilizado en el Centro de Cuidado.



Figura 4.18. Tensiómetro Marca Riester

ESTETOSCOPIO

En la Figura 4.19 se visualiza el estetoscopio utilizado en el Centro de Cuidado con el que les permite obtener los datos de presión arterial mediante los sonidos de los latidos del corazón.

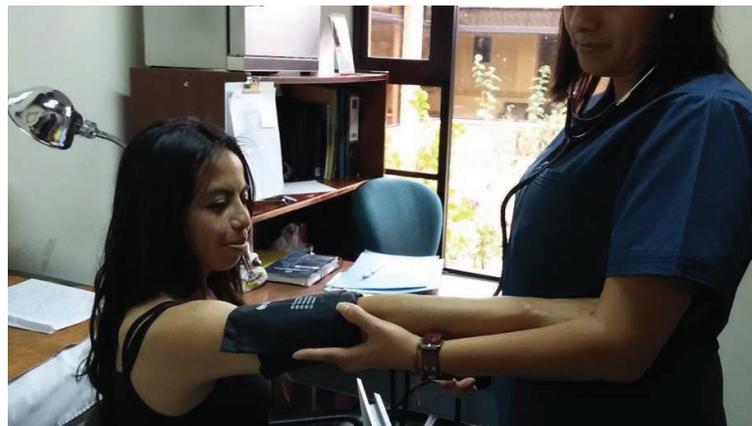


Figura 4.19. Utilización del Estetoscopio

4.2. RESULTADOS OBTENIDOS

La Tabla 4.1 muestra los resultados obtenidos en la comparación entre el equipo usado por el Centro de Cuidado y el prototipo.

Tabla 4.1. Resultados de la medición de los parámetros de Presión Arterial, Frecuencia Cardíaca y Saturación de Oxígeno

	Equipo del Centro de Cuidado del Adulto Mayor			Prototipo		
	Presión Arterial (mm Hg)	Frecuencia Cardíaca (lpm)	Saturación de Oxígeno (%)	Presión Arterial (mm Hg)	Frecuencia Cardíaca (lpm)	Saturación de Oxígeno (%)
Paciente1 Padre Juan Caballero	120 / 60	81	92	118,79 / 62,17	83,2	89
Paciente2 Padre José Mendoza	130 / 80	72	96	126,34 / 78,19	74,7	91,3
Paciente3 Padre Jorge Carrión	100 / 60	68	90	96,49 / 61,23	69,2	86

La Tabla 4.2 muestra el porcentaje de error (%) de la Presión Arterial del prototipo respecto al equipo del Centro de Cuidado para cada paciente.

La Tabla 4.3 muestra el porcentaje de error (%) de la Frecuencia Cardíaca del prototipo respecto al equipo del Centro de Cuidado para cada paciente.

La Tabla 4.4 muestra el porcentaje de error (%) de la Saturación de Oxígeno del prototipo respecto al equipo del Centro de Cuidado para cada paciente.

Tabla 4.2. Porcentaje de error (%) de la Presión Arterial del prototipo respecto al equipo del Centro de Cuidado

	Equipo del Centro de Cuidado	Prototipo	
	Presión Arterial (mm Hg)	Presión Arterial (mm Hg)	Error (%)
Paciente 1 Padre Juan Caballero	120 / 60	118,79 / 62,17	-1,02 / 3.49
Paciente 2 Padre José Mendoza	130 / 80	126,34 / 78,19	-2,90 / -2,31
Paciente 3 Padre Jorge Carrión	100 / 60	96,49 / 61,23	-3,64 / 2.01

Tabla 4.3. Porcentaje de error (%) de la Frecuencia Cardíaca del prototipo respecto al equipo del Centro de Cuidado

	Equipo del Centro de Cuidado	Prototipo	
	Frecuencia Cardíaca (lpm)	Frecuencia Cardíaca (lpm)	Error (%)
Paciente 1 Padre Juan Caballero	81	83,2	2,64
Paciente 2 Padre José Mendoza	72	74,7	3,61
Paciente 3 Padre Jorge Carrión	68	69,2	1,73

Tabla 4.4. Porcentaje de error (%) de la Saturación de Oxígeno del prototipo respecto al equipo del Centro de Cuidado

	Equipo del Centro de Cuidado	Prototipo	
	Saturación de Oxígeno (%)	Saturación de Oxígeno (%)	Error (%)
Paciente 1 Padre Juan Caballero	92	89	-3,37
Paciente 2 Padre José Mendoza	96	91,3	-5,15
Paciente 3 Padre Jorge Carrión	90	86	-4,65

En el siguiente capítulo se enfocará a las conclusiones y recomendaciones trascendentales del proyecto desarrollado. Las recomendaciones surgen de la experiencia adquirida durante el funcionamiento del mismo

CAPÍTULO 5

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

En este capítulo se enfocará a las conclusiones y recomendaciones trascendentales del proyecto desarrollado. Las recomendaciones surgen de la experiencia adquirida durante el funcionamiento del mismo

5.1. CONCLUSIONES

De los resultados obtenidos se puede concluir:

- El equipo construido permite medir la Presión Arterial, Frecuencia Cardíaca y Saturación de Oxígeno a los pacientes Adultos Mayores con deficiencia de movilidad y también es capaz de detectar si el paciente tiene valores fuera de los rangos normales por lo que emite una señal de alarma.
- El equipo construido permite visualizar mediante un computador los valores de las variables fisiológicas registradas por los módulos e indica si estos se encuentra dentro o fuera de los niveles normales.
- El equipo construido realiza un monitoreo en una red de tres pacientes tomando medidas consecutivas entre uno y otro en tiempo real y continuo.
- El equipo construido envía mensajes de alerta mediante el módulo GSM hacia un equipo celular en el cual indica que el paciente tiene valores de sus signos vitales fuera del rango normal.
- El equipo construido puede ser operado por cualquier persona sin tener conocimientos de medicina o electrónica; puesto que su uso es fácil y no precisa de más de una persona para realizar las mediciones de los signos vitales.

- El tiempo que puede permanecer operativo el equipo es dependiente de la capacidad de la batería por lo que debe estar cargado durante todo el tiempo.
- De las pruebas con el prototipo se determinó que en el momento de la medición se necesita un extremo cuidado puesto que cualquier movimiento por parte del paciente así como una iluminación excesiva afecta en el procesamiento de la señal provocando una salida de datos erróneos.
- De los resultados obtenidos en las mediciones entre el equipo usado por el Centro de Cuidado del Adulto Mayor como el prototipo se obtuvieron los resultados esperados con un margen de error menor al 3% el cual es favorable y constata el buen funcionamiento del prototipo diseñado.
- Tomando en cuenta los parámetros de los signos vitales de los pacientes Adultos Mayores con deficiencia de movilidad se concluye que el prototipo desarrollado funciona adecuadamente de acuerdo a los objetivos planteados en el mismo.
- La frecuencia cardíaca se mide al determinar la presión arterial, encontrando la frecuencia de las oscilaciones obtenidas. El error es pequeño como se puede observar en la Tabla 4.3.
- Para la medición de la Presión Arterial se encontró más apropiado el método oscilométrico ya que proporciona una medida confiable, y es un método no invasivo cuya ventaja es que la persona puede medir su presión arterial.
- El hardware del módulo de control principal como prototipo se diseñó con planes de expansión en número de pacientes.
- La utilización del programa Labview facilita el procesamiento de las señales ya que se pueden utilizar los subVIs correspondientes a los filtros y las

ecuaciones matemáticas utilizadas para la determinación de los parámetros de los signos vitales.

5.2. RECOMENDACIONES

De la experiencia obtenida durante la realización del proyecto es posible formular las recomendaciones siguientes:

- Para la medición de los parámetros de Presión Arterial, Frecuencia Cardíaca y Saturación de Oxígeno es necesario que el paciente se encuentre en reposo para evitar alarmas innecesarias.
- Para la toma de los signos vitales es necesario conocer la edad de los pacientes para tomar las precauciones necesarias durante el desarrollo y pruebas del proyecto.
- Para garantizar mediciones óptimas de los parámetros de los signos vitales se recomienda la utilización de sensores apropiados ya que influye el estado de los pacientes y además la correcta colocación del sensor.
- Para la toma de signos vitales se recomienda colocar un sistema de aviso de audio y/o visual que indique la incorrecta posición del paciente.
- Al momento de tomar las medidas de los signos vitales se recomienda colocar un sistema de aviso que indique al paciente que empezará con la toma respectiva de la toma de signos vitales y se encuentre preparado.
- Para planes de mejora a futuro se recomienda desarrollar el proyecto, incluyéndole al equipo un cargador de baterías, añadirle alarmas visuales cuando los pacientes presenten valores anormales, la grabación de los datos históricos en una memoria USB y la impresión del historial clínico de los pacientes.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Consejo Nacional para la Igualdad Intergeneracional: Adulto Mayor, Referencia: <http://igualdad.gob.ec/122-adulto-mayor.html> y <http://www.igualdad.gob.ec/adulto-a-mayor/cuantos-son-adulto-mayor.html>
- [2] Guía técnica de control de signos vitales KINE, Facultad Ciencias de la Salud Kinesiología Chillán, Universidad Pedro de Valdivia, E.U. Angela Aguayo P., E.U. Ana Paulina Lagos T., Enfermería y Primeros Auxilios. Referencia: <http://academico.upv.cl/doctos/KINE-4068/%7B328B1B37-2C2A-4747-8B38-169806A27753%7D/2012/S1/GUIA%20TECNICA%20DE%20CONTROL%20ODE%20SIGNOS%20VITALES%20KINE.pdf>
- [3] Manual de Semiología, Universidad Católica de Chile. Referencia: <http://escuela.med.puc.cl/publ/manualesemiologia/210PresionArterial.htm>
- [4] Carlos A. Ramírez. R., Algoritmo para el cálculo de la Presión Sistólica y Diastólica en el Ventrículo Izquierdo, Grupo de Bioingeniería, Decanato de Investigación, Universidad Nacional Experimental del Táchira Av. Universidad, Sector Paramillo, San Cristóbal, Táchira, Venezuela. Referencia: <http://www.sld.cu/eventos/habana2001/arrepdf/00219.pdf>
- [5] Rita Beatriz Rodríguez Salazar, “Monitor Portátil de Signos Vitales con un PDA”, Ingeniería Electrónica y Control, Escuela Politécnica Nacional, 2006.
- [6] Aguilera Enderson, Delgado Yudeima, Hernández Sandra, Maldonado Yesenia, Prieto Luisanggela, Torres Georgina, “Signos Vitales”, Universidad de Oriente Núcleo Bolívar, Escuela de Ciencias de la Salud Cátedra ITPP2. Referencia: <http://es.slideshare.net/nazarcast/seminario-4-signos-vitales>
- [7] Guillermo Pérez, “Gasometría.com”, Saturación de Oxígeno en Sangre. Referencia: http://www.gasometria.com/saturacion_de_oxigeno_en_sangre

- [8] Noguerol Casado MJ, Seco González A, “Técnicas en AP: Pulsioximetría”, Médico de Familia, Sergas. A Coruña España. Referencia: <https://www.fisterra.com/material/tecnicas/pulsioximetria/pulsioximetria.pdf>
- [9] Irvin Samamé, Manuel Gómez, Joel Castillo, “Diseño y Construcción de un Sistema para la Medición del Pulso Cardíaco usando Técnicas Pletismográficas”, Escuela Profesional de Ingeniería Electrónica, Universidad Ricardo Palma. Referencia: http://www.urp.edu.pe/pdf/ingenieria/electronica/CIR-12_Pulso_cardiaco.pdf
- [10] Transducers for Biomedical Measurements: Principles and Applications, R.S.C. Cobbold, Ed. John Wiley & Sons. Referencia: http://www.ele.uva.es/~lourdes/docencia/Master_Biosensores/Sensores_Presion.pdf y <http://gama.fime.uanl.mx/~mplatas/temas/tema13.pdf>
- [11] Pulse oximeter fundamentals and desing, Santiago López, freescale Semiconductor. Referencia: http://www.nxp.com/files/32bit/doc/app_note/AN4327.pdf?tid=AMdIDR

ANEXOS

ANEXO A. MANUAL DE USUARIO

IMPORTANTE:

Para prevenir cualquier mal funcionamiento y evitar daños, lea detalladamente este manual de usuario antes de conectar y operar el equipo.

Conserve este manual de usuario para futuras referencias.

A.1. DESCRIPCIÓN GENERAL DEL EQUIPO

El prototipo para Monitoreo de Signos Vitales para adultos mayores con deficiencia de movilidad es un equipo que puede monitorear tres de los cuatro signos vitales como son: Frecuencia cardíaca, Saturación de oxígeno y Presión arterial en tiempo real y continuo, además realiza monitoreo en red, es decir a más de dos pacientes con un solo centro de control. Envía mensaje de texto en caso de detectar valores de signos vitales fuera del rango normal.

El prototipo consta de cuatro equipos uno que es el módulo de control principal y tres módulos de control remotos, todos están equipados de un sistema microprocesador y un módulo de comunicación inalámbrica XBEE, el módulo de comunicación principal también contienen un módulo GSM.

El módulo de control principal se conecta directamente en uno de los puertos USB del computador siendo este puerto de comunicación de datos y de alimentación.

El módulo de control remoto se alimenta por una fuente de poder de 5Vdc, 1A, con una capacidad de 12000mAh.

A.1.1. MÓDULO DE CONTROL PRINCIPAL

PANEL FRONTAL



Figura A.1. Vista Frontal del Módulo de Control Principal

- 1.- Antena de comunicación para módulo GSM
- 2.- Panel frontal Módulo Remoto
- 3.- Cable de comunicación con el computador

PANEL SUPERIOR



Figura A.2. Vista Superior del Módulo de Control Principal

- 1.- Antena de comunicación para módulo GSM
- 2.- Conector para transmisión serial DB9

A.1.2. MÓDULO DE CONTROL REMOTO

PANEL FRONTAL



Figura A.3. Vista Frontal del Módulo de Control Remoto

- 1.- Panel frontal del módulo de control remoto
- 2.- Brazaete para medición de Presión arterial
- 3.- Equipo de medición para saturación de oxígeno

A.2. FUNCIONAMIENTO DEL MÓDULO DE CONTROL PRINCIPAL

ANTES DE COMENZAR A UTILIZAR

Asegúrese de encender el computador y conectar el equipo al mismo.

INICIO DEL PROGRAMA DE MONITOREO

Para iniciar el programa de monitoreo, primero abrimos el acceso directo creado en su escritorio llamado "Main", como se representa en la Figura A.4



Figura A.4. Representación del ícono “Main” en la pantalla de la PC

Al momento que se inicia, aparece la pantalla de la Figura A.5:

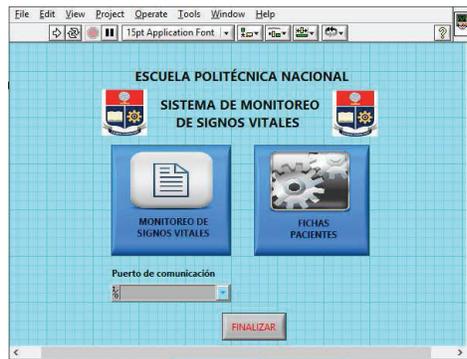


Figura A.5. Pantalla de inicio del Programa

Iniciamos el programa dando un clic en la flecha, tal como se muestra en la Figura A.6

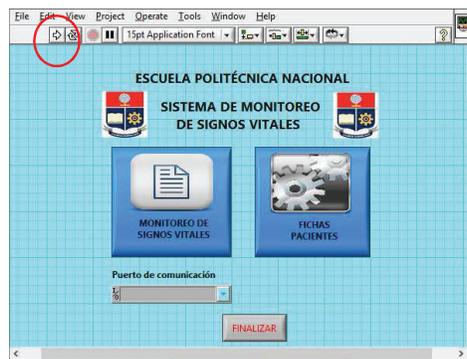


Figura A.6. Señalización flecha inicial del Programa

La pantalla de inicio presenta tres botones uno para iniciar el monitoreo de signos vitales, otro para fichas pacientes y otro de parada. Adicional se presenta una lista de selección para determinar el puerto de comunicación.

SELECCIONAR EL PUERTO DE COMUNICACIÓN.

Para iniciar el funcionamiento del prototipo es muy importante seleccionar el puerto al que está conectado, ya que mediante este, se realizará la comunicación entre el módulo de control principal y el computador.

Para ello primero se debe verificar que el módulo de control principal se encuentre conectado a uno de los puertos USB del computador.

Una vez conectado el equipo en el computador, el programa detecta automáticamente el puerto en el cual está conectado y presenta la opción de selección en la lista de opciones del puerto, tal como se muestra en la figura A.7

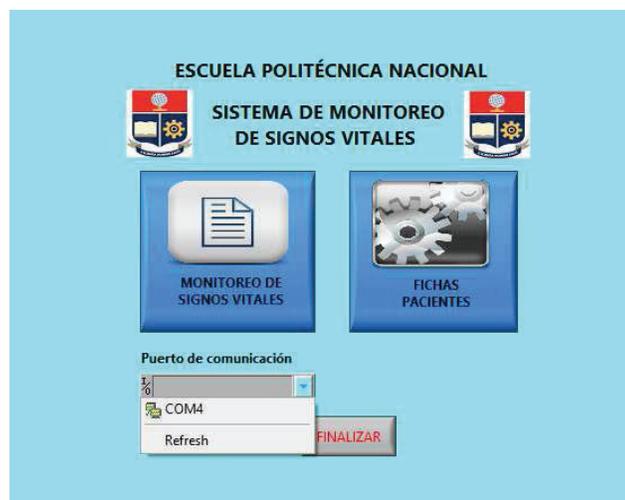


Figura A.7. Selección del puerto de comunicación

Una vez seleccionado el puerto de comunicación el programa está listo para trabajar.

BOTÓN FICHAS PACIENTES

Este botón nos ayuda a acceder a las fichas médicas de los pacientes, donde se presentan los valores de referencia de sus signos vitales y los números telefónicos de contacto del paciente, se puede ingresar y/o cambiar los datos de cada paciente. Tal como se presenta en la figura A.8



Figura A.8. Pantalla de fichas médicas de los pacientes

La figura A.8 muestra la ficha del paciente donde se encuentran los valores referenciales de las variables fisiológicas a monitorear de cada paciente, además de los botones “CAMBIAR” y “CANCELAR”.

Al seleccionar el botón “CAMBIAR”, se está indicando que se van a ingresar o cambiar los datos de cada paciente, para lo cual por seguridad se despliega una pantalla que requiere una clave de acceso, como se presenta en la Figura A.9

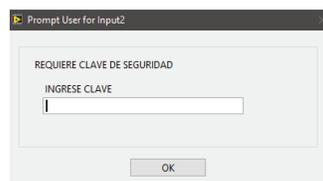


Figura A.9. Pantalla de clave de seguridad

Una vez ingresada la clave correcta se despliega la pantalla de la Figura A.10, caso contrario regresa a la pantalla de fichas médicas de los pacientes.

Nombre
Padre Juan Caballero

Nombre previo
Padre Juan Caballero

Contacto
099199835

Contacto previo
099199835

Contacto Dr.
098305888

Contacto Dr. previo
098305888

Max BPM
100

Max BPM previo
100

Min BPM
60

Min BPM previo
60

Presión Sistólica
130

Presión Sistólica previo
130

Presión Diastólica
60

Presión Diastólica previo
60

Max SpO2
99

Max SpO2 previo
99

Min SpO2
90

Min SpO2 previo
90

OK Cancel

Figura A.10. Pantalla de ingreso de datos de la ficha médica del paciente

Si se escribieron los datos del paciente se selecciona el botón “OK” lo que guarda automáticamente los datos ingresados, si elegimos la opción “CANCELAR” vuelve a la pantalla de fichas médicas pacientes.

BOTÓN MONITOREO DE SIGNOS VITALES

Al elegir la opción de monitoreo de signos vitales, se despliega la pantalla de monitoreo, tal como se muestra en la Figura A.11

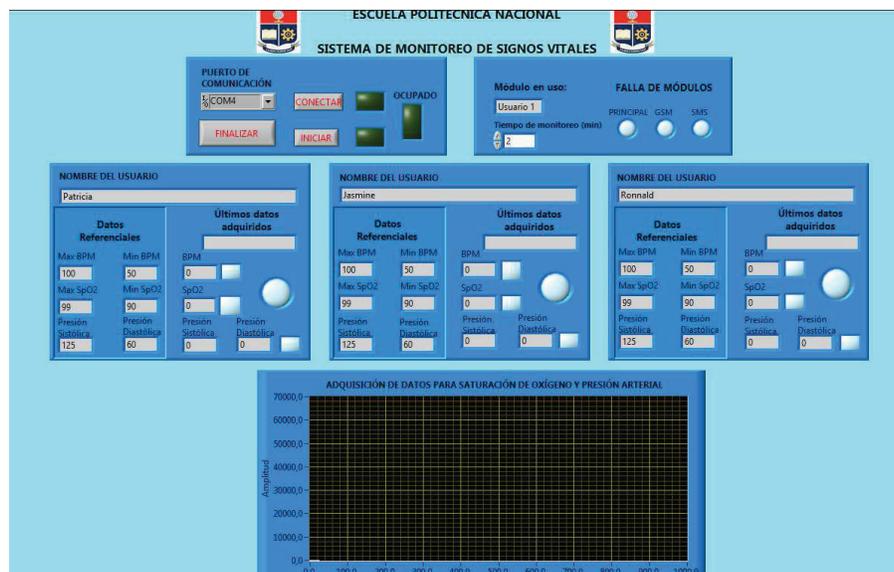


Figura A.11. Pantalla de monitoreo de los signos vitales

Para empezar el monitoreo se debe presionar el botón “CONECTAR”, una vez conectado se enciende el led verde, como se presenta en la Figura A.12

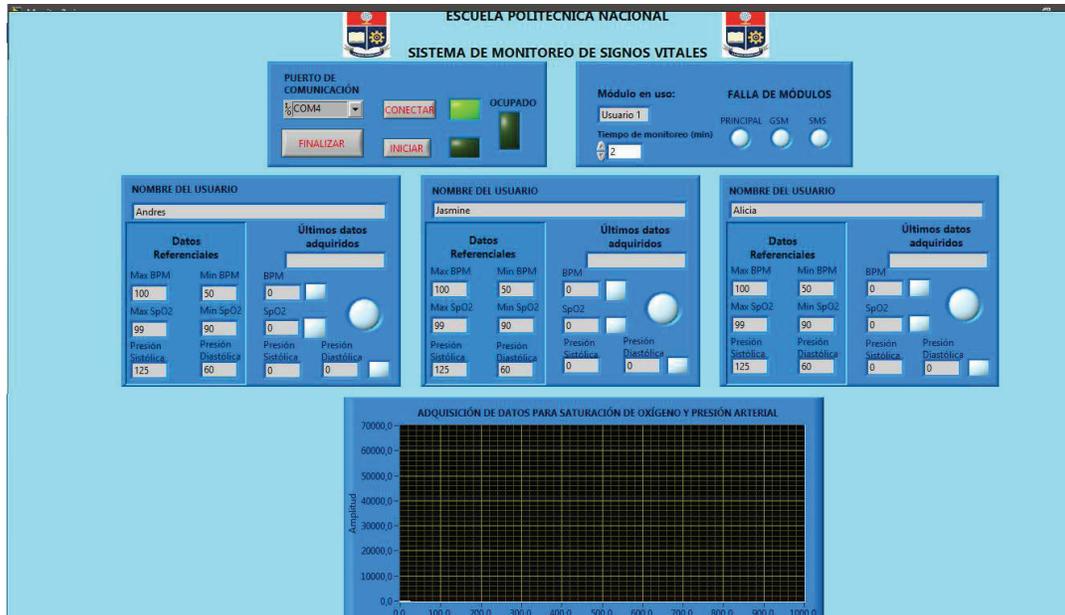


Figura A.12. Encendido del led verde que indica conexión de equipo

En la opción “Tiempo de monitoreo” se ingresa el tiempo que se va a realizar la toma de datos en cada paciente.

Una vez que se ha cumplido con los pasos anteriores, se presiona el botón “INICIAR”, se enciende el led indicativo que indica que se inició el monitoreo.

El botón “OCUPADO” de la Figura A.13 indica que el sistema está funcionando y por tanto no se debe desconectar el equipo ni apagarlo, para que no haya fallas en el sistema.

La pantalla gráfica indica la forma de onda obtenida a partir de los datos tomados de los diferentes sensores, esta es presentada en tiempo real mientras se están tomando los datos requeridos.

Ver Figura A.13

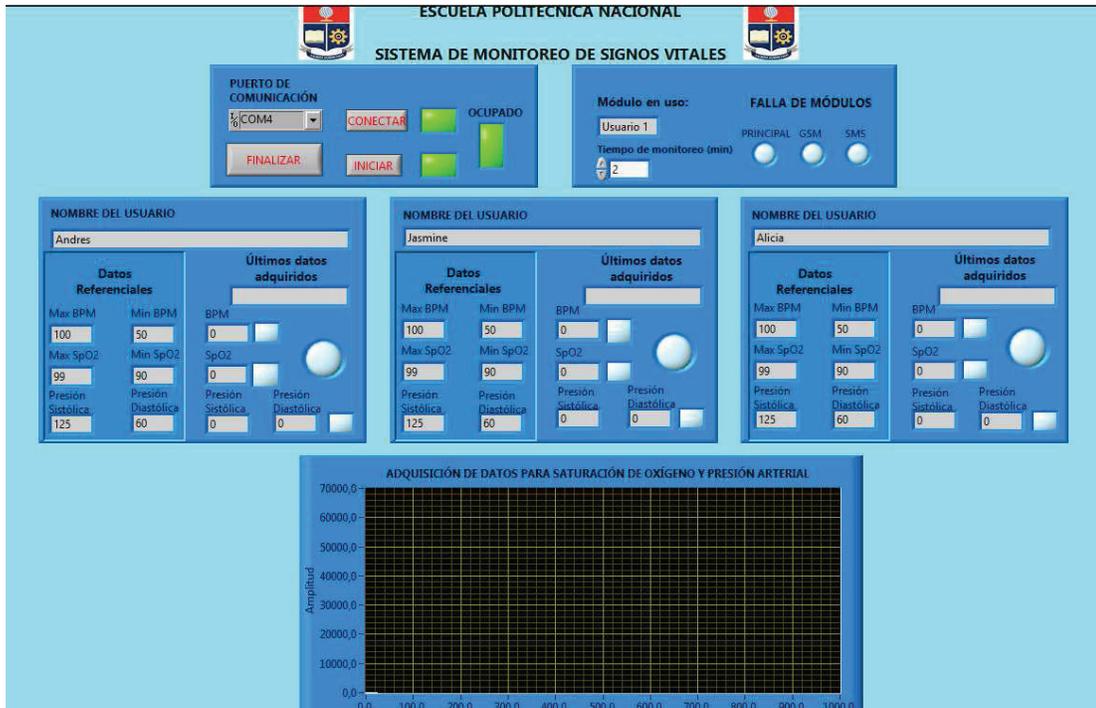


Figura A.13. Pantalla de monitoreo de signos vitales con luces indicadoras de funcionamiento

A.3. FUNCIONAMIENTO DE LOS MÓDULOS DE CONTROL REMOTO

Los tres módulos de control remoto, tienen el mismo comportamiento por lo que se va a referir a éstos como uno solo.

El módulo de control remoto está compuesto de un brazalete para muñeca y una pinza para el dedo.

El brazalete sirve para medir presión arterial, y debe ser colocado en la muñeca a 1cm más abajo de la misma, su sujeción debe ser adecuada a la contextura del brazo de manera que no se encuentre demasiado ajustada ni demasiado floja.

La pinza para el dedo sirve para tomar la medida de saturación de oxígeno y latidos por minutos, para ello se debe colocar de manera que los diodos emisores de luz

se encuentren a la altura de la uña de modo que no haya obstrucción por la estructura ósea del dedo.

Para obtener datos adecuados de las medidas de los signos vitales el paciente debe colocar su mano al recto de corazón y mantenerse lo más relajado posible como se muestra en la Figura A.14, ya que una posición inadecuada puede receptor datos erróneos de medidas.



Figura A.14. Posición adecuada del brazo para medir la presión arterial

CARGA DE BATERÍA

Los módulos de control remoto, poseen una batería de 5Vdc, 1A, 12000mAh, la misma que es recargable, para lo cual se debe identificar su estado para que el equipo pueda trabajar todo el tiempo posible.

Esta batería posee dos luces indicativas, uno en color rojo y uno en color azul, el color rojo indica que la misma está cargada, si la luz roja se encuentra titilando, esta indica que la batería está en estado de carga. La luz azul indica que la batería está entregando energía a los elementos provistos por ella, cuando la luz azul se encuentra titilando, está indicando que la batería se está descargando.

Una vez reconocidos los estados de la batería hay que proceder a recargarla cuando el sistema este titilando frecuentemente en color de luz azul. Para ello hay que desconectar el equipo ubicando el interruptor del estado ON al estado OFF y

colocar el cable USB al enchufe previsto para dicho fin. El tiempo de recarga completa toma 2 horas aproximadamente y dura aproximadamente dos días.

A.4. COMUNICACIONES GSM

Como ya se mencionó anteriormente, el módulo de control principal posee un módulo GSM, éste se encarga de enviar los mensajes de texto en los casos de generación de alarmas, mediante la tarjeta SIM, la cual se conecta a la red celular para realizar los envíos. La tarjeta SIM con la que es dotado este prototipo tiene el número celular 099 361 3233, sin embargo se puede colocar otra tarjeta de cualquier operadora de telefonía móvil. Es importante tomar en cuenta que para que exista envío de mensajes la tarjeta SIM a usar debe tener saldo suficiente que cubra el costo del mensaje, o a su vez tener activo el paquete de mensajes escritos.

Se recomienda no realizar cambio de tarjeta SIM, en caso de requerirlo, se debe comunicar con el servicio técnico del prototipo.

ANEXO B. ESQUEMÁTICOS PLACAS FOTOS

Se visualizan las fotos de las placas diseñadas para el proyecto tanto para el Módulo de Control Principal como del Módulo de Control Remoto; contiene además los elementos utilizados.

B.1. MÓDULO DE CONTROL PRINCIPAL

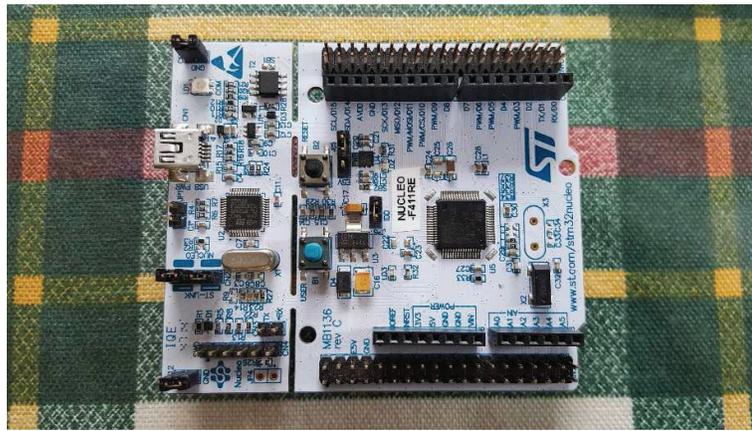


Figura B.1. Microcontrolador STM32 Núcleo F411RE



Figura B.2. Circuito del Módulo de Control Principal con sus tres placas



Figura B.3. Módulo de Control Principal con el cable USB que se conecta a la PC



Figura B.4. Módulo de Control Principal incorporada en la caja



Figura B.5. Funcionamiento del Módulo de Control Principal

B.2. MÓDULO DE CONTROL REMOTO

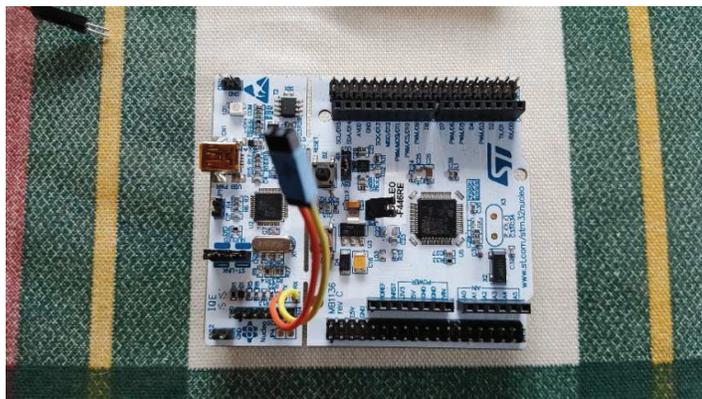


Figura B.6. Microcontrolador ST32 Núcleo F446RE



Figura B.7. Brazaletes

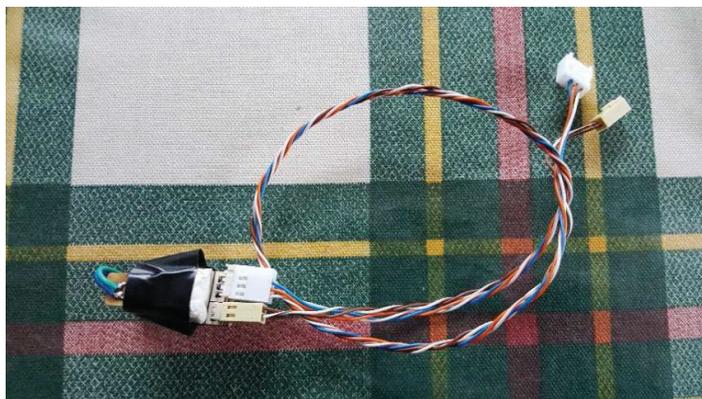


Figura B.8. Sensor de Saturación de Oxígeno



Figura B.9. Circuito del Módulo de Control Remoto



Figura B.10. Funcionamiento del Módulo de Control Remoto



Figura B.11. Funcionamiento del Módulo de Control Principal con el Módulo de Control Remoto

ANEXO C. DATASHEET



NUCLEO-XXXXRX

STM32 Nucleo-64 boards

Data brief

Features

- STM32 microcontroller with LQFP64 package
- Two types of extension resources
 - Arduino Uno Revision 3 connectivity
 - STMicroelectronics Morpho extension pin headers for full access to all STM32 I/Os
- mbed-enabled (<http://mbed.org>)
- On-board ST-LINK/V2-1 debugger/programmer with SWD connector
 - selection-mode switch to use the kit as a standalone ST-LINK/V2-1
- Flexible board power supply
 - USB VBUS or external source (3.3 V, 5 V, 7 - 12 V)
 - Power management access point
- Three LEDs
 - USB communication (LD1), user LED (LD2), power LED (LD3)
- Two push buttons: USER and RESET
- USB re-enumeration capability: three different interfaces supported on USB
 - Virtual Com port
 - Mass storage
 - Debug port
- Supported by wide choice of Integrated Development Environments (IDEs) including IAR™, Keil®, GCC-based IDEs



1. Picture not contractual

Description

The STM32 Nucleo board provides an affordable and flexible way for users to try out new ideas and build prototypes with any STM32 microcontroller line, choosing from the various combinations of performance, power consumption and features. The Arduino™ connectivity support and ST Morpho headers make it easy to expand the functionality of the STM32 Nucleo open development platform with a wide choice of specialized shields. The STM32 Nucleo board does not require any separate probe as it integrates the ST-LINK/V2-1 debugger and programmer. The STM32 Nucleo board comes with the STM32 comprehensive software HAL library together with various packaged software examples, as well as direct access to mbed online resources.

Table 1. Device summary

Reference	Part number
NUCLEO-XXXXRX	NUCLEO-F030R8, NUCLEO-F070RB,
	NUCLEO-F072RB, NUCLEO-F091RC,
	NUCLEO-F103R8, NUCLEO-F302R8,
	NUCLEO-F303RE, NUCLEO-F334R8,
	NUCLEO-F401RE, NUCLEO-F410RB,
	NUCLEO-F411RE, NUCLEO-F446RE,
	NUCLEO-L053R8, NUCLEO-L073RZ,
	NUCLEO-L152RE, NUCLEO-L475RG

Integrated Silicon Pressure Sensor Altimeter/Barometer Pressure Sensor On-Chip Signal Conditioned, Temperature Compensated and Calibrated

The MPX4115 series is designed to sense absolute air pressure in an altimeter or barometer (BAP) applications. Freescale's BAP sensor integrates on-chip, bipolar op amp circuitry and thin film resistor networks to provide a high level analog output signal and temperature compensation. The small form factor and high reliability of on-chip integration makes the Freescale BAP sensor a logical and economical choice for application designers.

Features

- 1.5% Maximum Error over 0° to 85°
- Ideally suited for Microprocessor or Microcontroller-Based Systems
- Available in Absolute, Differential and Gauge Configurations
- Durable Epoxy Unibody Element
- Easy-to-Use Chip Carrier Option

Typical Applications

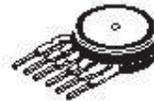
- Altimeter
- Barometer

ORDERING INFORMATION ⁽¹⁾				
Device	Options	Case No.	MPX Series Order No.	Marking
Basic Element	Absolute, Element Only	Case 867-08	MPX4115A	MPX4115A
Ported Elements	Absolute, Ported	Case 867B-04	MPX4115AP	MPX4115AP
	Absolute, Stove Pipe Port	Case 867E-03	MPX4115AS	MPX4115A
	Absolute, Axial Port	Case 867F-03	MPX4115ASX	MPX4115A

1. The MPX4115A BAP Sensor is available in the Basic Element package or with pressure port fittings that provide mounting ease and barbed hose connections.

MPX4115 SERIES

OPERATING OVERVIEW
INTEGRATED
PRESSURE SENSOR
15 to 115kPa
(2.18 to 16.7 psi)
0.2 to 4.8 Volts Output



MPX4115A
CASE 867-08



MPX4115AP
CASE 867B-04



MPX4115AS
CASE 867E-03



MPX4115ASX
CASE 867F-03

PIN NUMBERS

1	$V_{out}^{(1)}$	4	N/C ⁽²⁾
2	GND	5	N/C ⁽²⁾
3	V_S	6	N/C ⁽²⁾

1. Pin 1 is noted by the notch in the lead.
2. Pins 4, 5, and 6 are internal device connections. Pin 1 is noted by the notch in the Lead. Do not connect to external circuitry or ground.



MAX3232

SLLS410K – JANUARY 2000 – REVISED JANUARY 2015

MAX3232 3-V to 5.5-V Multichannel RS-232 Line Driver/Receiver With ± 15 -kV ESD Protection

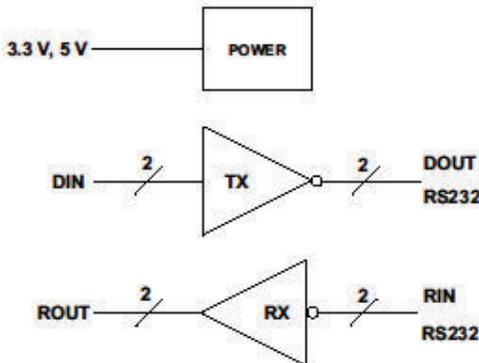
1 Features

- RS-232 Bus-Terminal ESD Protection Exceeds ± 15 kV Using Human-Body Model (HBM)
- Meets or Exceeds the Requirements of TIA/EIA-232-F and ITU V.28 Standards
- Operates With 3-V to 5.5-V V_{CC} Supply
- Operates up to 250 kbit/s
- Two Drivers and Two Receivers
- Low Supply Current: 300 μ A Typical
- External Capacitors: $4 \times 0.1 \mu$ F
- Accepts 5-V Logic Input With 3.3-V Supply
- Alternative High-Speed Terminal-Compatible Devices (1 Mbit/s)
 - SN65C3232 (-40°C to 85°C)
 - SN75C3232 (0°C to 70°C)

2 Applications

- Battery-Powered Systems
- PDAs
- Notebooks
- Laptops
- Palmtop PCs
- Hand-Held Equipment

4 Simplified Schematic



3 Description

The MAX3232 device consists of two line drivers, two line receivers, and a dual charge-pump circuit with ± 15 -kV ESD protection terminal to terminal (serial-port connection terminals, including GND). The device meets the requirements of TIA/EIA-232-F and provides the electrical interface between an asynchronous communication controller and the serial-port connector. The charge pump and four small external capacitors allow operation from a single 3-V to 5.5-V supply. The devices operate at data signaling rates up to 250 kbit/s and a maximum of 30-V/ μ s driver output slew rate.

Device Information⁽¹⁾

PART NUMBER	PACKAGE (PIN)	BODY SIZE
MAX3232	SOIC (16)	9.90 mm \times 3.91 mm
	SSOP (16)	6.20 mm \times 5.30 mm
	SOIC (16)	10.30 mm \times 7.50 mm
	TSSOP (16)	5.00 mm \times 4.40 mm

(1) For all available packages, see the orderable addendum at the end of the data sheet.



An IMPORTANT NOTICE at the end of this data sheet addresses availability, warranty, changes, use in safety-critical applications, intellectual property matters and other important disclaimers. PRODUCTION DATA.

SIM900
The GSM/GPRS Module for M2M applications

SIM900 GSM/GPRS Module



The SIM900 is a complete Quad-band GSM/GPRS solution in a SMT module which can be embedded in the customer applications.

Featuring an industry-standard interface, the SIM900 delivers GSM/GPRS 850/900/1800/1900MHz performance for voice, SMS, Data, and Fax in a small form factor and with low power consumption. With a tiny configuration of 24mm x 24mm x 3 mm, SIM900 can fit almost all the space requirements in your M2M application, especially for slim and compact demand of design.

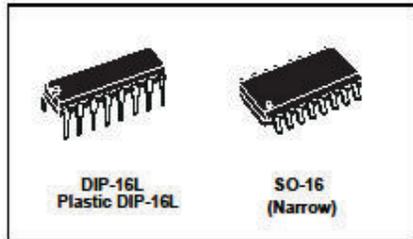
- SIM900 is designed with a very powerful single-chip processor integrating AMR926EJ-S core
- Quad - band GSM/GPRS module with a size of 24mmx24mmx3mm
- SMT type suit for customer application
- An embedded Powerful TCP/IP protocol stack
- Based upon mature and field-proven platform, backed up by our support service, from definition to design and production



ULN2001, ULN2002 ULN2003, ULN2004

Seven Darlington array

Datasheet - production data



Features

- Seven Darlington pairs per package
- Output current 500 mA per driver (600 mA peak)
- Output voltage 50 V
- Integrated suppression diodes for inductive loads
- Outputs can be paralleled for higher current
- TTL/CMOS/PMOS/DTL compatible inputs
- Inputs pinned opposite outputs to simplify layout

Description

The ULN2001, ULN2002, ULN2003 and ULN2004 are high voltage, high current Darlington arrays each containing seven open collector Darlington pairs with common emitters. Each channel rated at 500 mA and can withstand peak currents of 600 mA. Suppression diodes are included for inductive load driving and the inputs are pinned opposite the outputs to simplify board layout.

The versions interface to all common logic families: ULN2001 (general purpose, DTL, TTL, PMOS, CMOS); ULN2002 (14 - 25 V PMOS); ULN2003 (5 V TTL, CMOS); ULN2004 (6 - 15 V CMOS, PMOS).

These versatile devices are useful for driving a wide range of loads including solenoids, relays DC motors, LED displays filament lamps, thermal printheads and high power buffers.

The ULN2001A/2002A/2003A and 2004A are supplied in 16 pin plastic DIP packages with a copper leadframe to reduce thermal resistance. They are available also in small outline package (SO-16) as ULN2001D1/2002D1/2003D1/2004D1.

ANEXO D. CÓDIGO DE PROGRAMACIÓN DEL MICROCONTROLADOR (MBED)

D.1 PROGRAMA PARA EL MÓDULO DE CONTROL PRINCIPAL

```
#include "mbed.h"
unsigned char buffer_PC[255];
unsigned char buffer_GSM[255];
unsigned char buffer_XBEE[512];
unsigned char slave_name[6]="ZONA0";
unsigned char nombre[25];
unsigned int nombre_size=0;
unsigned int celular1_size=0;
unsigned int celular2_size=0;
unsigned char celular1[11];
unsigned char celular2[11];
unsigned int slave_cmd=0;
unsigned int slave_alarma=0;
bool slave_B=0;
bool slave_S=0;
bool slave_A=0;
unsigned int puntero_str[3];
unsigned int j=0;
bool slave_envio=0;
bool sms_envio=0;
unsigned int xbee_OK=0;
unsigned int GSM_OK=0;
bool READY_OK=0;
unsigned char c_P=0;
unsigned char c_G=0;
unsigned char c_X=0;
unsigned int received_PC=0;
```

```

unsigned int received_XBEE=0;
unsigned int received_GSM=0;
Serial PC(SERIAL_TX, SERIAL_RX);
Serial XBEE(D8,D2);
Serial GSM(PA_11,PA_12);
DigitalOut myled(LED1);
DigitalOut Led_Paciente1(D4);
DigitalOut Led_Paciente2(D5);
DigitalOut Led_Paciente3(D6);
PwmOut Alarma_buzzer(D7);
DigitalOut Power_GSM(D9);
void serialRx_GSM()
{
    c_G=GSM.getc();          // receive the charracter
    buffer_GSM[received_GSM++]=c_G;      // save the charracter to the next
place in buffer, increments number of received charactbers
    PC.putc(c_G);
    if (received_GSM>=250)
    {
        received_GSM=0;
    }
    if (c_G==13)
    {
        if (buffer_GSM[received_GSM-3]=='O' && buffer_GSM[received_GSM-
2]=='R')
        {
            GSM_OK=2;
        }
        if (buffer_GSM[received_GSM-3]=='O' && buffer_GSM[received_GSM-
2]=='K')
        {
            GSM_OK=1;
        }
    }
}

```

```

    }
}
void serialRx_XBEE()
{
c_X=XBEE.getc();          // receive the character
    buffer_XBEE[received_XBEE++]=c_X;    // save the character to the next
place in buffer, increments number of received characters
    PC.putc(c_X);
    if (c_X=='$')
    {
        xbee_OK=2;
        PC.printf("#%d:\r\n",xbee_OK);
        wait(1);
    }
    if (received_XBEE>500)
    {
        received_XBEE=0;
    }
    if (c_X==0x4B) //character "K"
    {
        if (buffer_XBEE[received_XBEE-2]=='O')
        {
            xbee_OK=1;
        }
    }
    if (c_X==0x52) //character "R"
    {
        if (buffer_XBEE[received_XBEE-2]=='E')
        {
            //xbee_OK=2;
            PC.printf("EXISTE ERROR \n\r");
        }
    }
}

```

```

}
void serialRx_PC()
{
    //received_PC=0;
    while (PC.readable()) {          // while there is a character to read from the serial
port.
        c_P=PC.getc();              // receive the charracter
        buffer_PC[received_PC++]=c_P;    // save the charracter to the next place
in buffer, increments number of received charctbers
        if (received_PC>250)
        {
            received_PC=0;
        }
        if (c_P=='s')
        {
            XBEE.printf("s");
        }
        if (c_P=='L')
        {
            sms_envio=1;
            buffer_PC[received_PC]=0;
        }
        if (c_P=='R')
        {
            Led_Paciente1=0;
            Led_Paciente2=0;
            Led_Paciente3=0;
        }
        if (c_P=='$')
        {
            PC.printf("#Ready:");
            READY_OK=1;
        }
    }
}

```

```
if (c_P=='#')
{
//PC.printf("MSG recibido: %s %d\r\n",buffer_PC,received_PC);
switch (buffer_PC[received_PC-3])
{
case '1':
slave_name[4]='1';
break;
case '2':
slave_name[4]='2';
break;
case '3':
slave_name[4]='3';
break;
}
switch (buffer_PC[received_PC-2])
{
case 'O':
slave_cmd=1;
slave_envio=1;
break;
case 'P':
slave_cmd=2;
slave_envio=1;
break;
case 'B':
slave_B=1;
j=0;
for (int i=0;i<received_PC;i++)
{
if (buffer_PC[i]==':')
{
puntero_str[j]=i;
```

```

        j++;
    }
}
nombre_size=puntero_str[0];
celular1_size=puntero_str[1]-puntero_str[0]-1;
celular2_size=puntero_str[2]-puntero_str[1]-1;
for (int i=0;i<nombre_size;i++)
{
    nombre[i]=buffer_PC[i];
}
for (int i=0;i<celular1_size;i++)
{
    celular1[i]=buffer_PC[i+puntero_str[0]+1];
}
for (int i=0;i<celular2_size;i++)
{
    celular2[i]=buffer_PC[i+puntero_str[1]+1];
}
//sms_envio=1;
break;
case 'S':
    slave_S=1;
    j=0;
    for (int i=0;i<received_PC;i++)
    {
        if (buffer_PC[i]==':')
        {
            puntero_str[j]=i;
            j++;
        }
    }
    nombre_size=puntero_str[0];
    celular1_size=puntero_str[1]-puntero_str[0]-1;

```

```

        celular2_size=puntero_str[2]-puntero_str[1]-1;
    for (int i=0;i<nombre_size;i++)
    {
        nombre[i]=buffer_PC[i];
    }
    for (int i=0;i<celular1_size;i++)
    {
        celular1[i]=buffer_PC[i+puntero_str[0]+1];
    }
    for (int i=0;i<celular2_size;i++)
    {
        celular2[i]=buffer_PC[i+puntero_str[1]+1];
    }
    //sms_envio=1;
    break;
    case 'A':
    slave_A=1;
    j=0;
    for (int i=0;i<received_PC;i++)
    {
        if (buffer_PC[i]==':')
        {
            puntero_str[j]=i;
            j++;
        }
    }
    nombre_size=puntero_str[0];
    celular1_size=puntero_str[1]-puntero_str[0]-1;
    celular2_size=puntero_str[2]-puntero_str[1]-1;
    for (int i=0;i<nombre_size;i++)
    {
        nombre[i]=buffer_PC[i];
    }

```

```
    for (int i=0;i<celular1_size;i++)
    {
        celular1[i]=buffer_PC[i+puntero_str[0]+1];
    }
    for (int i=0;i<celular2_size;i++)
    {
        celular2[i]=buffer_PC[i+puntero_str[1]+1];
    }
    break;
}
received_PC=0;
}
}
}
void alarma_on()
{
    for (int i=0;i<5;i++)
    {
        for(float p = 0.0f; p < 2.0f; p += 0.02f) {
            Alarma_buzzer= p;
            wait(0.004);
        }
        Alarma_buzzer= 0;
        wait(0.5);
    }
}
void config_gsm()
{
    Power_GSM=1;
    wait(1);
    Power_GSM=0;
    wait(5);
    int cont_wait=0;
```

```
GSM.printf("AT");
GSM.putc(13);
GSM_OK=0;
while(GSM_OK==0)
{
    wait(0.5);
    if (GSM_OK==1)
    {
        PC.printf("Modulo GSM conectado\r\n");
        GSM.printf("ATE0");
        GSM.putc(13);
        GSM_OK=0;
        while (GSM_OK==0)
        {
            wait(0.1);
        }
        GSM.printf("AT+CMGF=1");
        GSM.putc(13);
        GSM_OK=0;
        while (GSM_OK==0)
        {
            wait(0.1);
        }
        PC.printf("Modulo GSM configurado\r\n");
    }
}
if (cont_wait >10)
{
    PC.printf("Modulo GSM sin respuesta\r\n");
    //alarma_on();
    GSM_OK=2;
}
cont_wait++;
}
```

```
Power_GSM=1;
wait(1);
Power_GSM=0;
wait(5);
}
void envio_SMS()
{
    Power_GSM=1;
    wait(1);
    Power_GSM=0;
    wait(7);
    GSM.printf("AT+CMGS=");
    GSM.putc(34);
    GSM.printf("%s", celular1);
    GSM.putc(34);
    GSM.putc(13);
    wait(1);
    GSM.printf("El usuario %s presenta signos vitales de: ", nombre);
    if (slave_B==1)
    {
        GSM.printf("latidos de corazon (BPM) ");
    }
    if (slave_S==1)
    {
        GSM.printf("saturacion de oxigeno (SpO2) ");
    }
    if (slave_A==1)
    {
        GSM.printf("presion arterial");
    }
    GSM.printf("fuera del rango");
    GSM.putc(26);
    GSM.putc(13);
}
```

```

GSM_OK=0;
int a=0;
while(GSM_OK==0)
{
    wait(0.2);
    PC.printf("%d:\r\n",a);
    if (GSM_OK==2)
    {
        PC.printf("El sms no se envio correctamente #%d:",GSM_OK);
        goto power_off_gsm;
    }
    if (a>50)//revisar
    {
        GSM_OK=3;
        PC.printf("El modulo GSM no responde #%d:",GSM_OK);
        goto power_off_gsm;
    }
    a++;
}
PC.printf("El SMS con destinatario %s ha sido enviado correctamente",celular1);
power_off_gsm:
wait(5);
GSM.printf("AT+CMGS=");
GSM.putc(34);
GSM.printf("%s",celular2);
GSM.putc(34);
GSM.putc(13);
wait(1);
    GSM.printf("El usuario %s presenta signos vitales de ",nombre);
if (slave_B==1)
{
    GSM.printf(" latidos de corazon (BPM) ");
}

```

```

if (slave_S==1)
{
    GSM.printf(" saturacion de oxigeno (SpO2) ");
}
if (slave_A==1)
{
    GSM.printf(" presion arterial ");
}
GSM.printf("fuera del rango");
GSM.putc(26);
GSM.putc(13);
GSM_OK=0;
a=0;
while(GSM_OK==0)
{
    wait(0.2);
    PC.printf("%d\r\n",a);
    if (GSM_OK==2)
    {
        PC.printf("El sms no se envio correctamente #%d:",GSM_OK);
        goto power_off_gsm2;
    }
    if (a>50)//revisar
    {
        GSM_OK=3;
        PC.printf("El modulo GSM no responde #%d:",GSM_OK);
        goto power_off_gsm2;
    }
    a++;
}
PC.printf("El SMS con destinatario %s ha sido enviado
correctamente\r\nr:",celular2);
power_off_gsm2:

```

```
    slave_B=0;
    slave_S=0;
    slave_A=0;
Power_GSM=1;
wait(1);
Power_GSM=0;
wait(5);
//PC.printf("F SMS\r\n",GSM_OK);
PC.printf("#%d:\r\n",GSM_OK);
}
void rx_xbee()
{
    int x=0;
    xbee_OK=0;
    while(xbee_OK==0)
    {
        wait_ms(500);
        PC.printf("%d:\r\n",x);
        if (xbee_OK==2)
        {
            PC.printf("#%d:\r\n",xbee_OK);
        }
        if (x>15)
        {
            xbee_OK=3;
            PC.printf("#%d:\r\n",xbee_OK);
        }
        x++;
    }
    PC.printf("#%d:\r\n",xbee_OK);
}
int main() {
    PC.baud(115200);
```

```

XBEE.baud(115200);
GSM.baud(115200);
PC.printf("Hello World !\n");
XBEE.printf("Hello World !\n");
XBEE.attach(&serialRx_XBEE,Serial::RxIrq);
PC.attach(&serialRx_PC,Serial::RxIrq);
GSM.attach(&serialRx_GSM,Serial::RxIrq);
slave_alarma=0;
wait(1);
READY_OK=0;
/* while (READY_OK==0)
{
    wait(0.1);
}*/
config_gsm();
while(1) {
    if (slave_envio==1)
    {
        slave_envio=0;
        switch (slave_cmd)
        {
            case 1:
                PC.printf("Envio CMD oximetro a %s",slave_name);
                PC.printf("+++");
                XBEE.printf("+++");
                rx_xbee();
                if (xbee_OK==3)
                {
                    goto fin_tx_xbee;
                }
                PC.printf("ATDN%s\n\r",slave_name);
                XBEE.printf("ATDN%s",slave_name);
                XBEE.putc(13);

```

```

rx_xbee();
if (xbee_OK==3)
{
    goto fin_tx_xbee;
}
/* PC.printf("ATCN\n\r");
XBEE.printf("ATCN");
XBEE.putc(13);
xbee_OK=0;
while(xbee_OK==0)
{
    wait_ms(1);
} */
wait (1);
XBEE.printf("O");
fin_tx_xbee:
break;
case 2:
PC.printf("Envio CMD presion a %s",slave_name);
PC.printf("+++");
XBEE.printf("+++");
rx_xbee();
if (xbee_OK==3)
{
    goto fin_tx_xbee2;
}
PC.printf("ATDN%s\n\r",slave_name);
XBEE.printf("ATDN%s",slave_name);
XBEE.putc(13);
rx_xbee();
if (xbee_OK==3)
{
    goto fin_tx_xbee2;
}

```

```
    }
    /* PC.printf("ATCN\n\r");
    XBEE.printf("ATCN");
    XBEE.putc(13);
    xbee_OK=0;
    while(xbee_OK==0)
    {
        wait_ms(1);
    } */
    wait (1);
    XBEE.printf("P");
    fin_tx_xbee2:
    break;
}
}
if (sms_envio==1)
{
    sms_envio=0;
    switch (slave_name[4])
    {
        case '1':
            Led_Paciente1=1;
            break;
        case '2':
            Led_Paciente2=1;
            break;
        case '3':
            Led_Paciente3=1;
            break;
    }
    alarma_on();
    PC.printf("Envio SMS al celular %s y celular %s \n\r",celular1,celular2);
    PC.printf("El usuario %s presenta signos vitales de, ",nombre);
```

```

if (slave_B==1)
{
    PC.printf("latidos de corazon (BPM) ");
}
if (slave_S==1)
{
    PC.printf("saturacion de oxigeno (SpO2) ");
}
if (slave_A==1)
{
    PC.printf("presion arterial ");
}
    PC.printf("fuera del rango\r\n:");
envio_SMS();
/* switch (slave_alarma)
{
    case 1:
        PC.printf("Envio SMS alarma BPM a %s celular: %s y celular: %s
\n\r",nombre,celular1,celular2);
        envio_SMS();
        for (int i=0;i<25;i++)
        {
            nombre[i]=0;
        }
        break;
    case 2:
        PC.printf("Envio SMS alarma SpO2 a %s celular: %s y celular: %s
\n\r",nombre,celular1,celular2);
        envio_SMS();
        for (int i=0;i<25;i++)
        {
            nombre[i]=0;
        }
}

```

```

        break;
        case 3:
            PC.printf("Envio SMS alarma Presion arterial a %s celular: %s y celular:
%s \n\r",nombre,celular1,celular2);
            envio_SMS();
            for (int i=0;i<25;i++)
                {
                    nombre[i]=0;
                }
            break;
        }*/
    }
}
}

```

D.2 PROGRAMA PARA EL MÓDULO DE CONTROL REMOTO

```

#include "mbed.h"
#include <stdio.h>
#include <math.h>
#include <errno.h>
#include <fcntl.h>
char buffer[255];           // for receiving more characters from the computer
int received=0;           // how many characters were received from computer
int sent=0;               // how many characters were sent to computer
char c=0;
float dato_IR, dato_Red;
float saturacion[1000];
//Variables oximetro
int num_datos_IR;
bool IR_OK=0;
bool RED_OK=0;
bool RX_OK =0;

```

```

bool press_OK=0;
bool STOP_=0;
uint16_t IR_array[500];
uint16_t OFF_array[500];
uint16_t MaxIr=0;
uint16_t MinIr=65535;
float Dclr=0;
float DcRed=0;
float Aclr=0;
float AcRed=0;
float Ratio=0;
float Sat=0;
int num_datos_Red=0;
int num_datos_OFF=0;
uint16_t Red_array[500];
uint16_t MaxRed=0;
uint16_t MinRed=65535;
int32_t DATOPA=0;
uint16_t Presion_array[10000];
int32_t DatoPresion=0;
uint32_t limit=0;
uint32_t limitInf=0;
int flagKeyPress=0;
int ini_cont=0;
unsigned short dato16b_IR, dato16b_RED;
int ContDatPress=0;
int contP=0;
Serial Xbee(PA_2, PA_3);    // initialize SERIAL_TX=PA_9, SERIAL_RX=PA_10
DigitalOut blue(PA_6);    // initialize blue LED on STM32F0 discovery
DigitalOut green(PA_5);    // initialize green LED on STM32F0 discovery
//DigitalIn Boton(PC_13);
//Declaraciones para datos de presion arterial
AnalogIn Ain_Press(A1);

```

```

DigitalOut Bomba(D8);
DigitalOut Valvula(D9);
SPI MCP3202(D4, D5, D3); // mosi, miso, sclk
DigitalOut cs(D2);
Ticker timer_Presion;
Ticker timer_Bat;
//Declaraciones para datos del oximetro de pulsos
Ticker timer_IR;
Ticker timer_IRSP;
Ticker timer_RedSP;
AnalogIn Ain_Pulso(A0);
DigitalOut LedIr(D7);
DigitalOut LedRed(D6);
PwmOut Alarma_Bat(PB_0);
//Declaraciones medicion bateria
AnalogIn N_Bat(A2);
void serialRx()
{
    while(Xbee.readable()) { // while there is a character to read from the serial port.
        c=Xbee.getc();        // receive the charracter
        buffer[received++]=c;    // save the charracter to the next place in buffer,
        increments number of received charactbers
        RX_OK=1;
        if (received>250)
        {
            received=0;
        }
    }
}
void adq_IR() //tiempo de la adquisiscion 1mS
{
    LedRed=1;
    wait_ms(3);
}

```

```

Red_array[num_datos_Red] =Ain_Pulso.read_u16();
wait_ms(3);
LedRed=0;
num_datos_Red++;
LedIr=1;
wait_ms(3);
IR_array[num_datos_IR] =Ain_Pulso.read_u16();
wait_ms(3);
LedIr=0;
num_datos_IR++;
wait_ms(4);
OFF_array[num_datos_OFF] =Ain_Pulso.read_u16();
num_datos_OFF++;
// wait_us(3000);
/* if (num_datos_IR < 1000) {
    saturacion[num_datos_IR]=dato_IR - dato_Red;
}
*/
if (num_datos_IR>500) {
    timer_IR.detach();
    for (int i=0; i<500; i++)
    {
        Xbee.printf("%d:",Red_array[i]);
    }
    for (int i=0; i<500; i++) {
        Xbee.printf("%d:",IR_array[i]);
    }
    for (int i=0; i<500; i++) {
        Xbee.printf("%d:",OFF_array[i]);
    }
    Xbee.printf("&");
    //Xbee.printf("Max:%d\n\r",MaxIR);
    //Xbee.printf("Min:%d\n\r",MinIR);

```

```

        green=!green;
    }
}
void AdqIrSP()
{
    //LedIr=1;
    //wait_us(2500);
    IR_array[num_datos_IR] =Ain_Pulso.read_u16();
    //wait_us(1000);
    //LedIr=0;
    Xbee.printf("%d:",IR_array[num_datos_IR]);
    num_datos_IR++;
    /* if (IR_array[num_datos_IR]>MaxIR)
        {
            MaxIR=IR_array[num_datos_IR];
        }
    if (IR_array[num_datos_IR]<MinIR)
        {
            MinIR=IR_array[num_datos_IR];
        }
    */
    if (num_datos_IR>500) {
        timer_IRSP.detach();
        IR_OK=1;
        green=0;
    }
}
void AdqRedSP()
{
    //LedRed=1;
    //wait_us(2500);
    Red_array[num_datos_Red] =Ain_Pulso.read_u16();
    //wait_us(1000);

```

```

//LedRed=0;
Xbee.printf("%d:",Red_array[num_datos_Red]);
num_datos_Red++;
/* if (Red_array[num_datos_Red]>MaxRed)
    {
        MaxRed=Red_array[num_datos_Red];
    }
if (Red_array[num_datos_Red]<MinRed)
    {
        MinRed=Red_array[num_datos_Red];
    }
*/
if (num_datos_Red>500) {
    timer_RedSP.detach();
    RED_OK=1;
    //for (int i=0; i<500; i++) {
    //  Xbee.printf("%d:",Red_array[i]);
    //}
    //Xbee.printf("&");
    // xbee.printf("max:%d\n\r",maxred);
    // xbee.printf("min:%d\n\r",minred);
    green=0;
}
}
void Adq_Presion()
{
    cs = 1;
    // Setup the spi for 8 bit data, high steady state clock,
    // second edge capture, with a 1MHz clock rate
    MCP3202.format(8,3);
    MCP3202.frequency(1000000);
    // Select the device by setting chip select low
    cs = 0;

```

```

// Send 0x8f, the command to read the WHOAMI register
MCP3202.write(0x01);
// Send a dummy byte to receive the contents of the WHOAMI register
int DatoMSB = MCP3202.write(0xA0);
int DatoLSB = MCP3202.write(0x00);
uint16_t DATO= DatoMSB & 0x0F;
//Presion_array[ContDatPress] = (DATO<<8) | DatoLSB;
DatoPresion=(DATO<<8) | DatoLSB;
DatoPresion=DatoPresion-DATOPA;
if(DatoPresion>1000)
{
DatoPresion=983;
}
if(DatoPresion<0)
{
DatoPresion=0;
}
// Deselect the device
cs = 1;
Xbee.printf("%d:",DatoPresion);
ContDatPress++;
if (ContDatPress>4500)
{
press_OK=1;
}
}
void RevBat()
{
int nivel_bat=N_Bat.read_u16();
if (nivel_bat<1985) //valor aproximado equivalente en digital para 3.2V nivel real
de bateria
{
for (int i=0;i<3;i++)

```

```

    {
        for(float p = 0.0f; p < 0.5f; p += 0.01f)
        {
            Alarma_Bat= p;
            wait(0.004);
        }
        Alarma_Bat= 0;
        wait(0.5);
    }
}
int main()
{
    Xbee.baud(115200); // increments
every second
    Xbee.printf("Program started !\r\n"); // text displayed
on a computer
    Xbee.attach(&serialRx,Serial::RxIrq); // Attach a
function serialRx to be called whenever a serial interrupt is generated
    Bomba=0;
    Valvula=0;
    timer_IR.detach();
    //Boton.mode (PullUp);
    wait(0.001);
    green=1;
    wait(1);
    green=0;
    wait(1);
    LedIr=1;
    wait(2);
    LedIr=0;
    LedRed=1;
    wait(1);

```

```

LedRed=0;
RX_OK=0;
timer_Bat.attach(&RevBat,600);
while(1)
{
/* if (Boton==0) {
    while (Boton==0) {
        }
        ini_cont=1;
    }
    while(sent<received) { // while the number
of received characters is greater than the number of sent characters
        //pc.printf("Received char: %c (%d).\r\n", buffer[sent],(int)buffer[sent]); //
send the character and the character number
        blue = !blue; // indicate this by LED - inverse value of blue LED
        sent++; // increment number of sent charracters
        if(sent>received) { // if it sent all characters
            received=0; // number of received charracters is 0
            sent=0; // number of sent charracters is 0
        }
    }
}
*/
//if (RX_OK==1)
{
    if (c==79)
    { // caracter recibido es O, oximetro completo
        c=0;
        LedIr=0;
        LedRed=0;
        STOP_=0;
        Xbee.printf("$:");
        wait(0.5);
        ini_cont=0;
    }
}
}

```

```
// wait 1 second
//Xbee.printf("Datos IR\r\n");
num_datos_Red=0;
num_datos_IR=0;
LedIr=1;
LedRed=0;
wait(1);
timer_IRSP.attach(&AdqIrSP, 0.02);
green = 1;
IR_OK=0;
while (IR_OK==0)
{
  wait_ms(10);
  if (c==115) //caracter "s" para parar
  {
    c=0;
    timer_IRSP.detach();
    green=0;
    goto salir_oxi;
  }
}
LedIr=0;
LedRed=0;
MinIr=65535;
MaxIr=0;
for (int i=150; i<400; i++)
{
  if (IR_array[i]<MinIr)
  {
    MinIr= IR_array[i];
  }
  if (IR_array[i]>MaxIr)
  {
```

```
        MaxIr= IR_array[i];
    }
    Dclr= Dclr+IR_array[i];
}
Dclr=Dclr/250;
Aclr=MaxIr-MinIr;
if (c==115) //caracter "s" para parar
{
    c=0;
    goto salir_oxi;
}
LedRed=1;
LedIr=0;
wait(1);
timer_RedSP.attach(&AdqRedSP, 0.02);
green = 1;
RED_OK=0;
while (RED_OK==0)
{
    wait_ms(10);
    if (c==115) //caracter "s" para parar
    {
        c=0;
        timer_RedSP.detach();
        green=0;
        goto salir_oxi;
    }
}
LedRed=0;
LedIr=0;
MinRed=65535;
MaxRed=0;
for (int i=150; i<400; i++)
```

```

{
  if (Red_array[i]<MinRed)
  {
    MinRed= Red_array[i];
  }
  if (Red_array[i]>MaxRed)
  {
    MaxRed= Red_array[i];
  }
  DcRed= DcRed+Red_array[i];
}
DcRed=DcRed/250;
AcRed=MaxRed-MinRed;
if (c==115) //caracter "s" para parar
{
  c=0;
  goto salir_oxi;
}
Xbee.printf("%d:",MaxRed);
Xbee.printf("%d:",MinRed);
Xbee.printf("%d:",MaxI);
Xbee.printf("%d:",MinI);
Xbee.printf("%f:",DcRed);
Xbee.printf("%f:",AcRed);
Xbee.printf("%f:",DcI);
Xbee.printf("%f:",AcI);
AcRed=log(AcRed);
AcI=log(AcI);
Ratio=AcRed/AcI;
Sat=2.2312*pow(Ratio,3)-13.836*pow(Ratio,2)-9.1102*Ratio+105.72;
Xbee.printf("%f:",Ratio);
Xbee.printf("%f:",Sat);
salir_oxi:

```

```

    STOP_=0;
    Xbee.printf("&:");
}
if (c==83) { // caracter recibido es S
    c=0;
    timer_IR.detach();
    timer_IRSP.detach();
    Xbee.printf("%d datos IR recibidos\r\n",num_datos_IR);
    green = 0;
    num_datos_IR=0;
}
if (c==73) {
    // caracter recibido es I ver solo espectro IR
    c=0;
    ini_cont=0;
    num_datos_IR=0;
    num_datos_Red=0;
    num_datos_OFF=0;
    //Xbee.printf("Datos IR\r\n");
    timer_IR.attach(&adq_IR, 0.02);
    green = 1;
}
if (c==82) { // caracter recibido es R ver solo espectro ROJO
    c=0;
    ini_cont=0;
    num_datos_Red=0;
    //Xbee.printf("Datos RED\r\n");
    timer_RedSP.attach(&AdqRedSP, 0.02);
    green = 1;
}
if (c==80)
{ // caracter recibido es P, adquirir la presion
    c=0;

```

```

STOP_=0;
Xbee.printf("$:");
wait(0.5);
ContDatPress=0;
Xbee.printf("Mideindo presion arterial\n",num_datos_IR);
green = 1;
wait(1);
wait(0.2);
Valvula=1;
    cs = 1;
    MCP3202.format(8,3);
    MCP3202.frequency(1000000);
    cs = 0;
    MCP3202.write(0x01);
    int DatoMSB = MCP3202.write(0xA0);
    int DatoLSB = MCP3202.write(0x00);
    DATOPA= DatoMSB & 0x0F;
    DATOPA = (DATOPA<<8) | DatoLSB;
    cs = 1;
    limit=885; //885 ==> 180mmHg; 983==>200mmHg
//Xbee.printf("%d:",DATOPA);
    wait(0.5);
    Bomba=1;
    timer_Presion.attach(&Adq_Presion, 0.01);
    contP=0;
// wait(8);
    while (DatoPresion<limit)
    {
        Bomba=1;
        wait(0.5);
        if (contP>30)
        {
            Bomba=0;

```

```

Xbee.printf("%d/%d/%d//",DatoPresion,limit,contP);
//Xbee.printf("&");
goto fin_press;
}
contP++;
if (c==115) //caracter "s" para parar
{
c=0;
timer_Presion.detach();
green=0;
Bomba=0;
Valvula=0;
goto salir_press;
}
//Xbee.printf("%d/%d/%d//",DatoPresion,limit,contP);
}

fin_press:
ContDatPress=0;
Bomba=0;
press_OK=0;
while (press_OK==0)
{
wait(0.01);
if (c==115) //caracter "s" para parar
{
c=0;
timer_Presion.detach();
green=0;
Bomba=0;
Valvula=0;
goto salir_press;
}
}

```

```
Valvula=0;
timer_Presion.detach();
salir_press:
Xbee.printf("&:");
green = 0;
STOP_=0;
}
RX_OK=0;
}
}
}
// inverse value of green LED
```

ANEXO E. CÓDIGO DE PROGRAMACIÓN DEL HMI (LABVIEW)

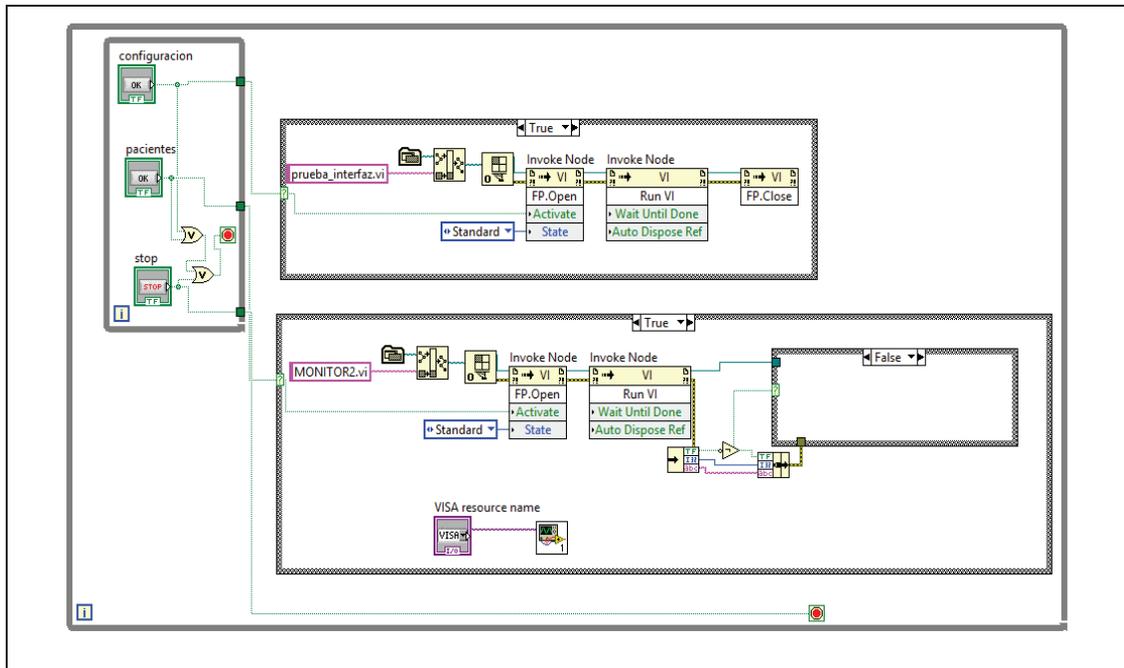


Figura E.1. Diagrama de programación en Labview de la Pantalla de Fichas Pacientes

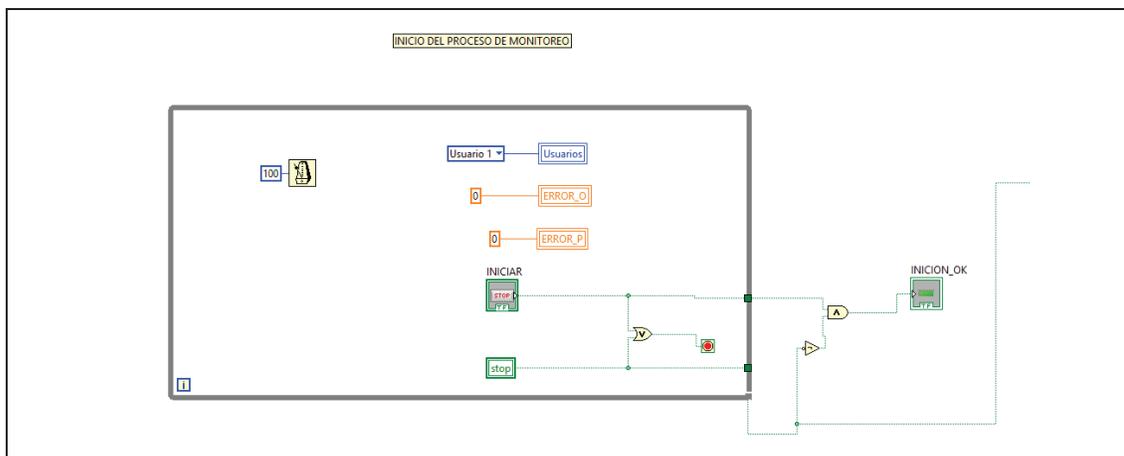


Figura E.2. Diagrama de programación en labview para verificación de comunicación con los Módulos de Control Remotos.

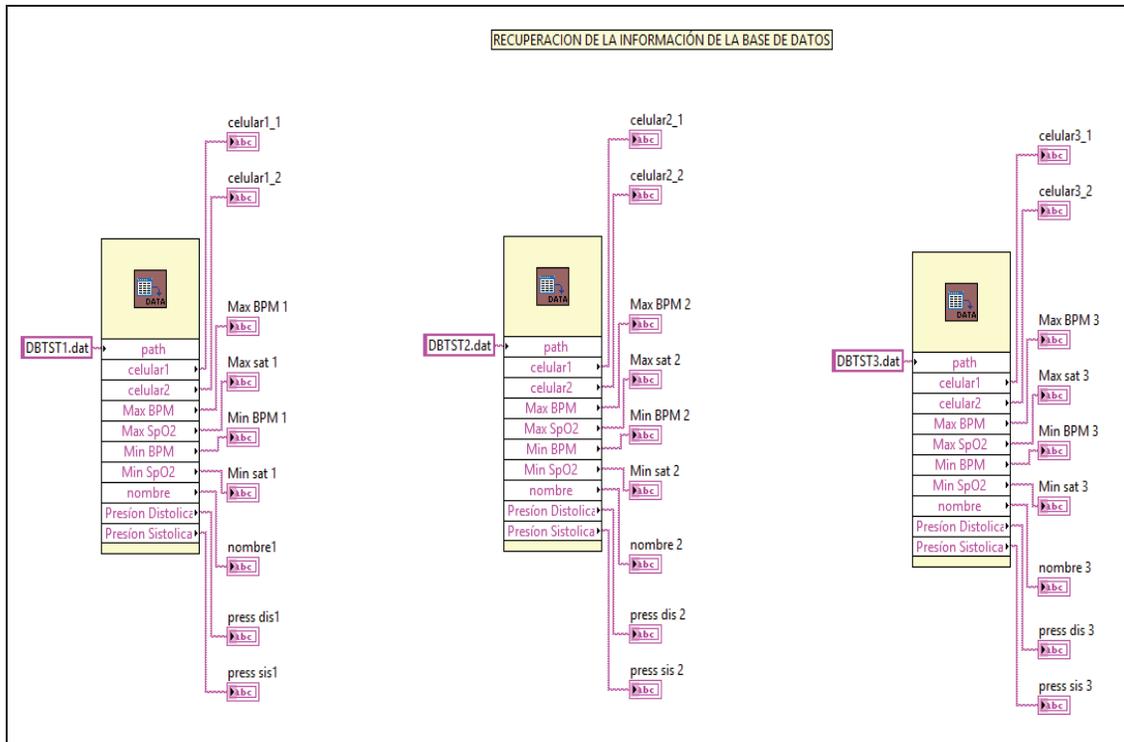


Figura E.3. Diagrama de programación en labview para la recopilación de los datos de los pacientes

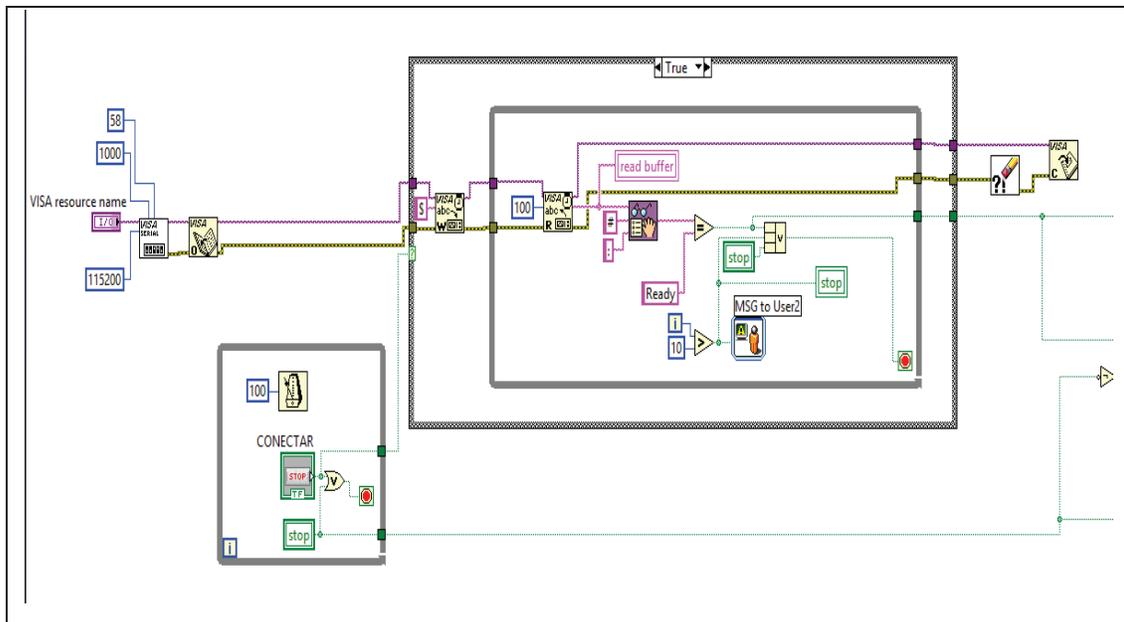


Figura E.4. Diagrama de programación en labview de la conexión de los Módulos de Control Remoto

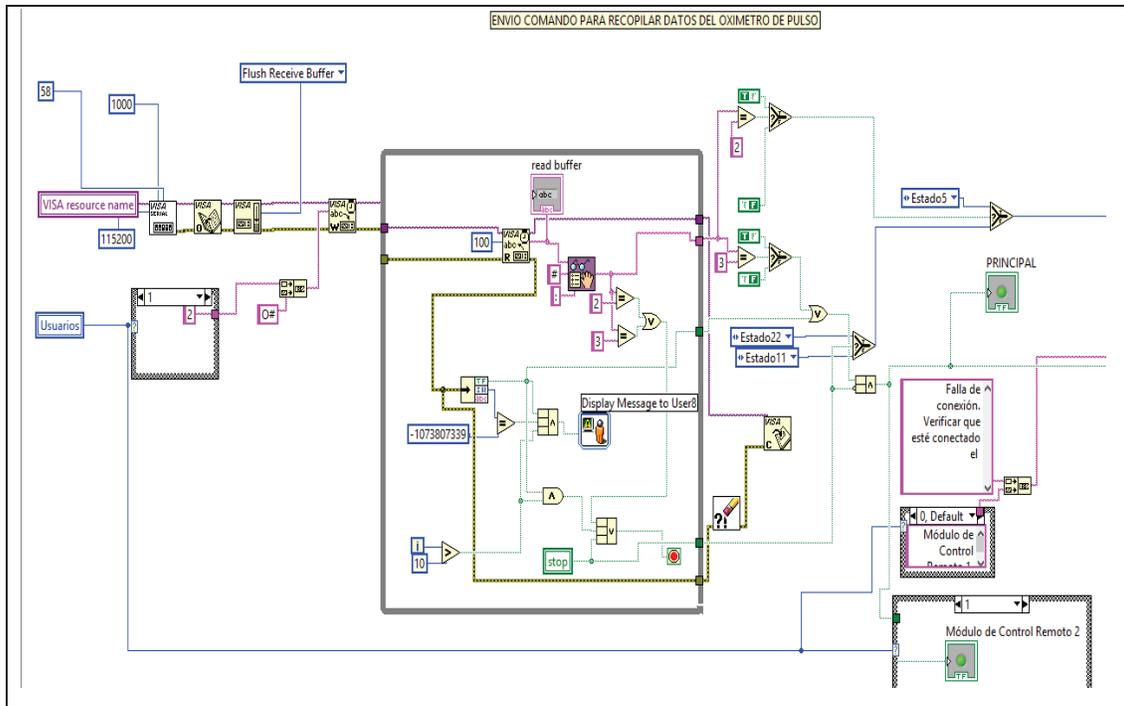


Figura E.5. Diagrama de programación en labview para recopilar datos del Saturación de Oxígeno.

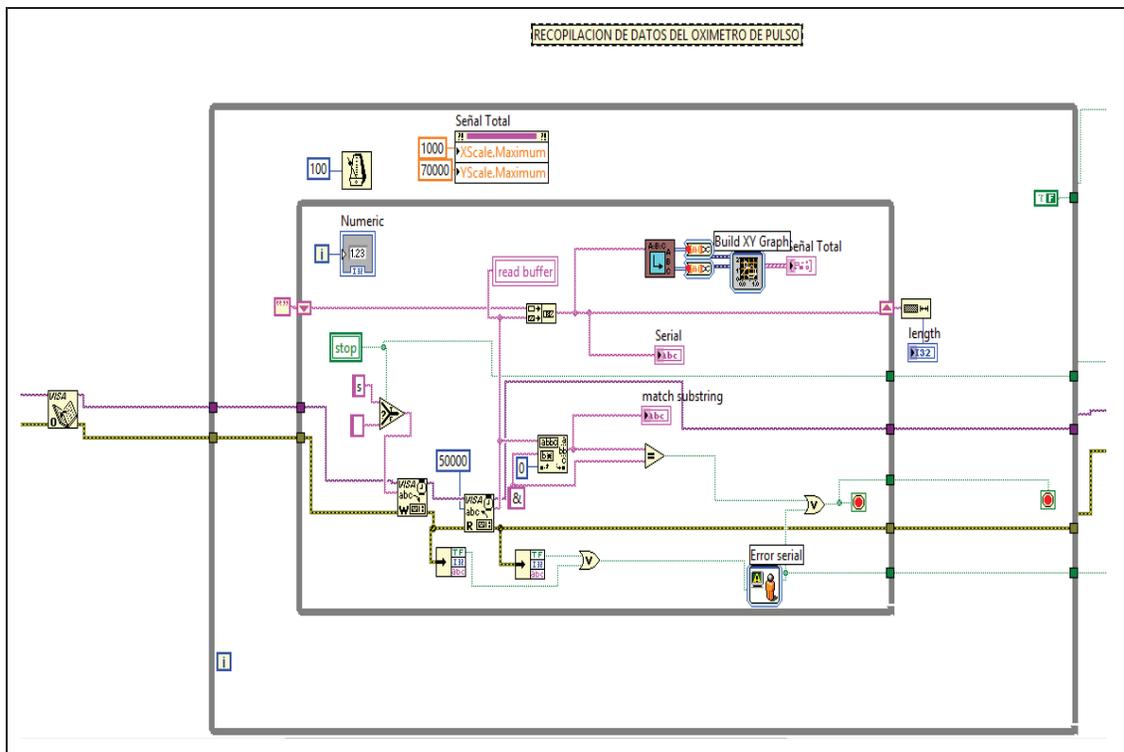


Figura E.6. Diagrama de programación en labview para tomar y enviar los datos de la Saturación de Oxígeno hacia la computadora.

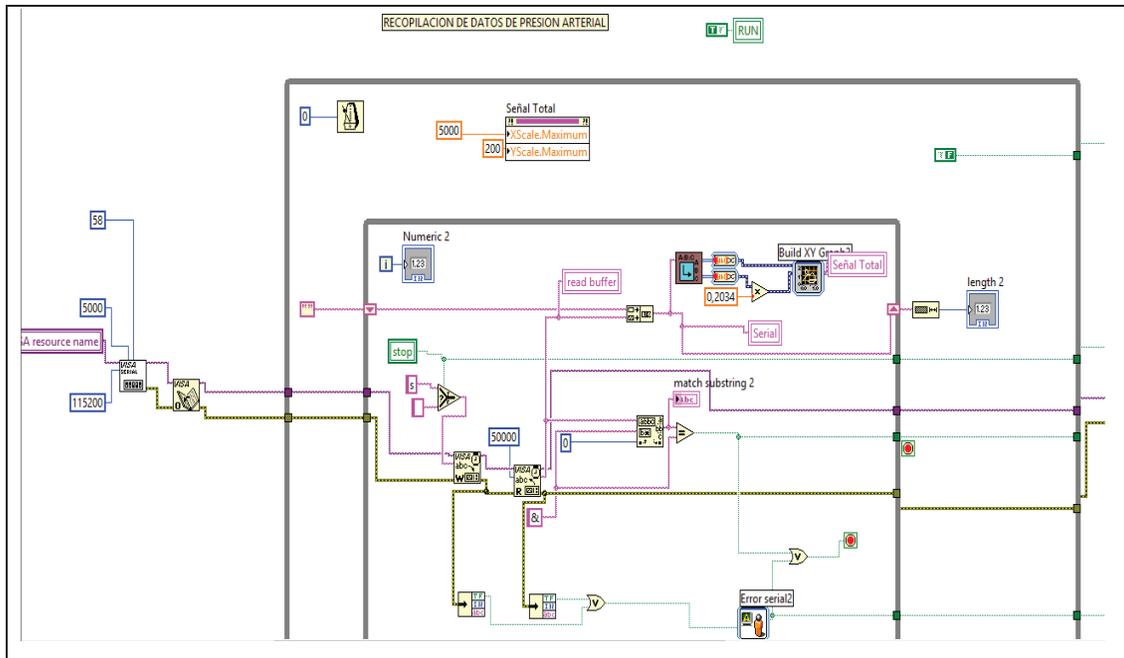


Figura E.9. Diagrama de programación en labview para tomar y enviar los datos de Presión Arterial hacia la computadora.

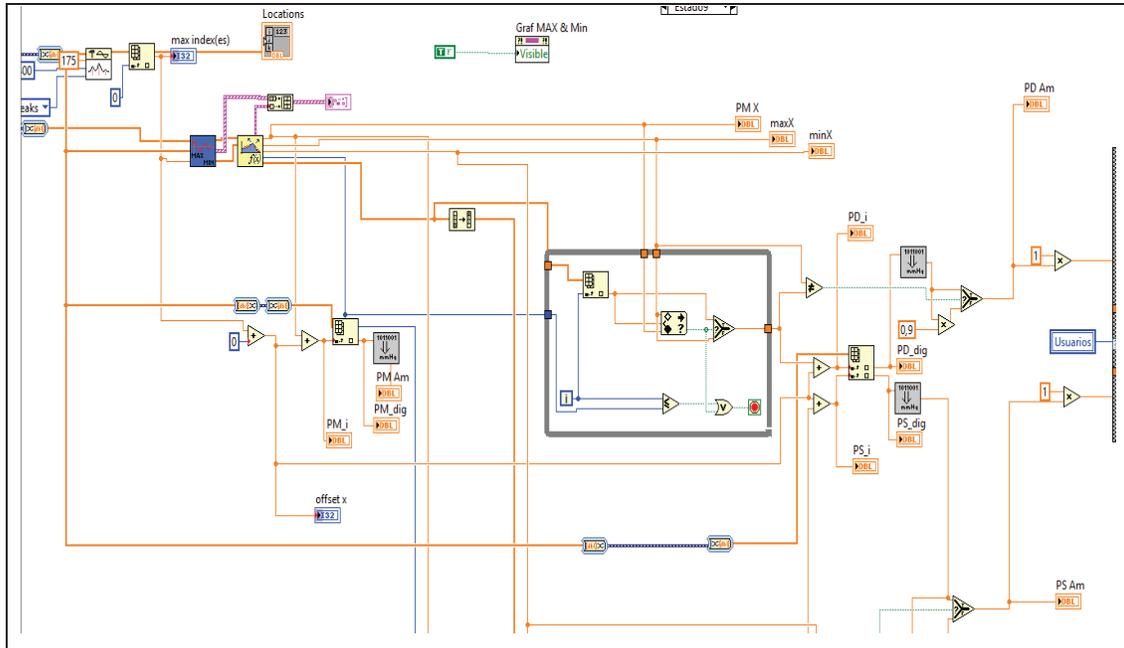


Figura E.10. Diagrama de programación en labview para analizar los datos y obtener la medida de Presión Arterial.

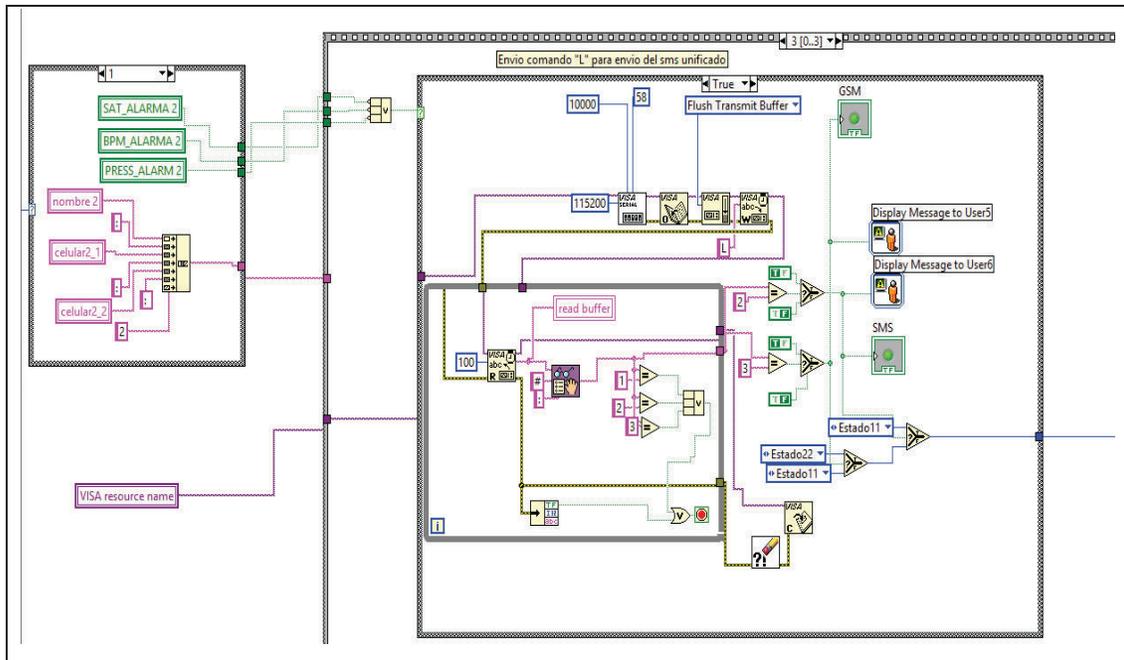


Figura E.11. Diagrama de programación en labview para verificación de alarmas

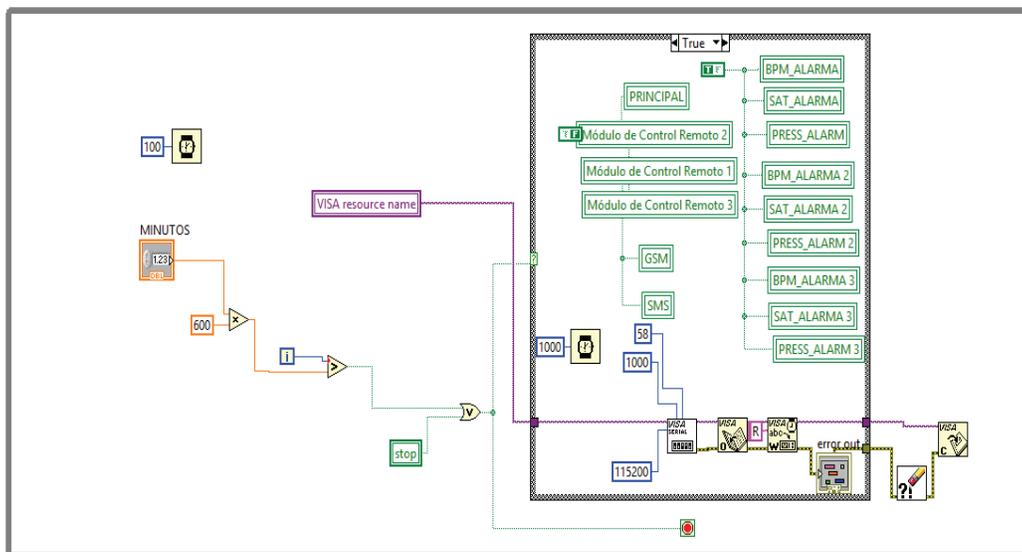


Figura E.12. Diagrama de programación en labview para envío de alarmas y espera de tiempo para próxima medición.