REPÚBLICA DEL ECUADOR
Escuela Politécnica Nacional
"E SCIENTIA HOMINIS SALUS"

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 UN PROTOTIPO DE OXÍMETRO DE PULSO

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

SERGIO ROLANDO GÓMEZ VIZCAÍNO
sergiog_v@yahoo.es

FAUSTO ROBERTO SUNTASIG SORIA
f_srobert@hotmail.com

DIRECTOR: PhD. LUIS ANIBAL CORRALES PAUCAR
luis.corrales@epn.edu.ec

Quito, Octubre 2011

DECLARACIÓN

Nosotros, Sergio Rolando Gómez Vizcaíno, Fausto Roberto Suntasig Soria 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.

Sergio Rolando Gómez Vizcaíno

Fausto Roberto Suntasig Soria

CERTIFICACIÓN

Certifico que el presente trabajo fue desarrollado por Sergio Rolando Gómez Vizcaíno y Fausto Roberto Suntasig Soria, bajo mi supervisión.

PhD. LUIS CORRALES P.
DIRECTOR DEL PROYECTO

AGRADECIMIENTO

Agradezco el presente trabajo a mis padres que aunque no han participado de forma directa me han brindado su apoyo incondicional.

A todos quienes han colaborado en el desarrollo de este trabajo mi director de proyecto Dr. Luis Corrales y a mis amigos.

Roberto.

AGRADECIMIENTO

Agradezco el presente trabajo a mis padres y a mi director de proyecto.

Sergio.

DEDICATORIA

Dedico el presente trabajo a mi madre Laura a mi padre José y a todos aquellos que ven lo que los demás no ven; a los que ven lo que todos han decidido no ver, por temor, conformidad o pereza... a todos aquellos que ven un mundo nuevo cada día.

Roberto.

DEDICATORIA

A mi hijo Héctor y a mi esposa Nancy.

Sergio.

ÍNDICE GENERAL

DECLARACIÓN i
CERTIFICACIÓN ii
AGRADECIMIENTO iii
DEDICATORIA v
ÍNDICE GENERAL vii
ANEXOS xiii
RESUMEN xiv
PRESENTACIÓN xiv

CAPÍTULO 1 1
SUSTENTO TEÓRICO DE LA PULSIOXIMETRÍA 1
1.1 INTRODUCCIÓN 1
1.2 EL OXÍGENO 2
1.3 LA SANGRE 2
1.3.1 COMPOSICIÓN DE LA SANGRE 3
1.3.2 VOLUMEN SANGUÍNEO TOTAL 4
1.3.3 FUNCIONES PRINCIPALES DE LA SANGRE 4
1.3.4 SUMINISTRO DE OXÍGENO AL CUERPO 5
1.4 LOS GLÓBULOS ROJOS 5
1.4.1 HEMOGLOBINA 6
1.4.2 ESTRUCTURA DE LA HEMOGLOBINA 6
1.4.3 FUNCION DE LA HEMOGLOBINA 7
1.4.4 TIPOS DE HEMOGLOBINAS 8
1.4.4.1 Oxihemoglobina (HbO_2) 8
1.4.4.2 Deoxihemoglobina (HHb) 8
1.5 LA PULSIOXIMETRÍA (SpO_2) 9
1.5.1 TIPOS DE OXÍMETROS DE PULSO 11
1.5.1.1 Oxímetro de mesa 11
1.5.1.2 Oxímetro de mano o portátil 11
1.5.2 TIPOS DE SENSORES DE PULSIOXIMETRÍA 11

1.5.3 FUENTE DE LUZ DE LOS SENSORES (DIODOS LED) 12
1.5.4 PROPIEDADES FÍSICAS UTILIZADAS EN LA MEDICIÓN DE LA PULSIOXIMETRÍA 13
1.5.4.1 La cantidad de luz absorbida es proporcional a la concentración de la sustancia que absorbe la luz 14
1.5.4.2 la cantidad de luz absorbida es proporcional a la longitud de la trayectoria de la luz..... 15
1.5.4.3 La oxihemoglobina (HbO_2) absorbe más luz infrarroja que luz roja y la deoxihemoglobina (HHb) absorbe más la luz roja que luz infrarroja ... 16
1.5.5 AJUSTE DE CALIBRACIÓN EN LOS OXÍMETROS DE PULSO 21
1.5.6 OXÍMETROS DE PULSO ARTERIAL (MEDIDA PULSÁTIL)..... 23
1.5.7 LA SEÑAL (AC) PULSÁTIL ES MUY PEQUEÑA 26
1.5.8 LA LUZ EXTERNA DEL AMBIENTE EN LA PULSIOXIMETRÍA 26
1.5.9 LIMITACIONES Y CAUSAS DE ERROR EN LA PULSIOXIMETRÍA 28
1.5.10 INTERPRETACIÓN CLÍNICA PULSIOXIMETRÍA..... 30
1.6 LA ONDA DE PRESIÓN ARTERIAL..... 30
1.6.1 COMPONENTES DE LA ONDA DE PRESIÓN 31
1.7 LA ONDA DE PULSO POR PLETISMOGRAFÍA 31
1.7.1 LA FRECUENCIA DEL PULSO 32
1.7.2 DETERMINACIÓN E INTERPRETACIÓN DE LA ONDA PLETISMOGRÁFICA 32
1.7.3 APLICACIÓN CLÍNICA DE LA ONDA PLETISMOGRÁFICA 34

CAPÍTULO 2 35
DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL OXÍMETRO 35
2.1 INTRODUCCIÓN……35
2.2 SENSOR DE OXIMETRÍA DE PULSO……...……36
2.2.1 ASIGNACIÓN DE PINES DEL SENSOR……...……37
2.3 DESCRIPCIÓN DEL MÓDULO OEM III……..……38
2.3.1 ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DEL MÓDULO OEM III……39
2.3.2 ASIGNACIÓN DE PINES DEL MÓDULO OEM III……..…..…39
2.3.3 SELECCIÓN DE LA INFORMACIÓN SERIAL ENTREGADA POR MÓDULO OEM III……..……..……..40

2.4 SELECCIÓN DEL LCD GRÁFICO…….43
2.4.1 ASIGNACIÓN DE PINES DEL LCD GRÁFICO……44
2.4.2 DISEÑO DEL CIRCUITO DEL LCD GRÁFICO CON PANEL…….
TÁCTIL…….….45
2.5 SELECCIÓN DE LA MEMORIA EXTERNA……..45
2.5.1 DISEÑO DEL CIRCUITO DE LA MEMORIA SD……...……47
2.6 SELECCIÓN DEL MICROCONTROLADOR PRINCIPAL……..49
2.7 SELECCIÓN DEL MICROCONTROLADOR SECUNDARIO..……..49
2.8 FUENTE DE PODER……51
2.9 ETAPA DE REGULACIÓN…..……51
2.10 PROTECCIONES……54
2.11 CIRCUITO ESQUEMÁTICO TOTAL……54
2.12 CONSTRUCCIÓN DEL HARDWARE…..……56
2.12.1 CIRCUITO RUTEADO VISTA FRONTAL.……56
2.12.2 CIRCUITO RUTEADO VISTA POSTERIOR.……56
2.12.3 TARJETA DEL CIRCUITO IMPRESO VISTA FRONTAL..……57
2.12.4 TARJETA DEL CIRCUITO IMPRESO VISTA POSTERIOR.…….58
2.12.5 CONSTRUCCIÓN DE LA CAJA VISTA FRONTAL……...…….59
2.12.6 VISTA LATERAL IZQUIERDA.……..……...…….60
2.12.7 VISTA LATERAL DERECHA...……..……...…….61
2.12.8 VISTA POSTERIOR.……..……..……...…….61
2.12.9 VISTA ISOMÉTRICA.……..……...…….62

CAPÍTULO 3 63
DESARROLLO DEL SOFTWARE DEL OXÍMETRO 63
3.1 INTRODUCCIÓN 63
3.2 SELECCIÓN DEL LENGUAJE DE PROGRAMACIÓN 63
3.2.1 DIFERENCIA ENTRE EL LENGUAJE BASIC Y EL ENSAMBLADOR
……63
3.2.2 BASCOM-AVR..... 64
3.2.3 SISTEMA DE ARCHIVOS FAT..... 65
3.3 PROGRAMA DEL MICROCONTROLADOR PRINCIPAL..... 66
3.3.1 PROGRAMA PRINCIPAL DEL MICROCONTROLADOR PRINCIPAL

……66
3.3.1.1 Rutina inicio..... 67
3.3.1.2 Rutina configuración 69
3.3.1.3 Rutina mute..... 70
3.3.1.4 Enviar información 71
3.3.2 SUBRUTINA DE INTERRUPCIÓN SERIAL DEL MÓDULO USART 1 DEL MICROCONTROLADOR PRINCIPAL..... 71
3.4 PROGRAMA DEL MICROCONTROLADOR SECUNDARIO..... 73
3.4.1.1 Rutina inicio 74
3.4.1.2 Configurar reloj 75
3.4.1.3 Activar memoria SD..... 76
3.4.1.4 Generar archivo CSV 76
3.4.1.5 Solicitar información al microcontrolador principal 76
3.4.1.6 Escribir en la memoria externa SD 76
3.4.1.7 Suspender escritura en la memoria externa SD 76
3.5 DESARROLLO DEL SOFTWARE PARA EL MANEJO DE LOS DATOS HISTÓRICOS DEL OXÍMETRO 77
3.6 DISEÑO DE LA INTERFAZ GRÁFICA DE USUARIO (GUI)..... 77
3.7 DESARROLLO DE LOS COMPONENTES DE AYUDA EN LA INTERFAZ GRÁFICA 78
3.7.1 FORMAS DE CERRAR EL PROGRAMA……..80
3.7.2 DESARROLLO DE LA IMAGEN DE LA INTERFAZ GRÁFICA PRINCIPAL “DATOS HISTÓRICOS DEL OXÍMETRO DE PULSO”……...80
3.8 INTERFAZ GRÁFICA DEL “MÓDULO INICIO”..... 82
3.8.1 DIAGRAMAS DE FLUJO DEL MÓDULO INICIO..……82
3.8.2 DESARROLLO DE LA IMAGEN DE LA INTERFAZ GRÁFICA DEL MÓDULO INICIO……82
3.9 INTERFAZ GRÁFICA DE LAS “TENDENCIAS HISTÓRICAS DEL OXÍMETRO DE PULSO” 84
3.9.1…DIAGRAMA DE FLUJO TENDENCIAS HISTÓRICAS DEL OXÍMETRO.....…84
3.9.2 DESARROLLO DE LA IMAGEN DE LA INTERFAZ GRÁFICA DE LAS TENDENCIAS HISTÓRICAS DEL OXÍMETRO…..……85

3.10 INTERFAZ GRÁFICA DE LA “SATURACIÓN DE OXIGENO (SPO_2)”... 87
3.10.1…DIAGRAMA DE FLUJO DE LA SATURACIÓN DE OXIGENO (SPO_2)……..87
3.10.2…DESARROLLO DE LA IMAGEN DE LA INTERFAZ GRÁFICA DE LA SATURACIÓN DE OXIGENO (SPO_2)……..88
3.11 INTERFAZ GRÁFICA DE LA “FRECUENCIA DE PULSO (FP)"..... 90
3.11.1 DIAGRAMA DE FLUJO DE LA FRECUENCIA DE PULSO (FP)…90
3.11.2…DESARROLLO DE LA IMAGEN DE LA INTERFAZ GRÁFICA DE LA FRECUENCIA DE PULSO (FP)……91
3.12 INTERFAZ GRÁFICA DE LA “OPCIÓN IMPRIMIR” 93
3.12.1 DIAGRAMA DE FLUJO DE LA OPCIÓN IMPRIMIR……93
3.12.2…DESARROLLO DE LA IMAGEN DE LA INTERFAZ GRÁFICA DE LA OPCIÓN IMPRIMIR……95
3.13 DENTRO DEL ÁMBITO DE WORD “OPCIÓN EDITAR” 98
3.13.1 DIAGRAMA DE FLUJO DE LA OPCIÓN EDITAR……98
3.13.2…DESARROLLO DE LA IMAGEN DENTRO DEL ÁMBITO DE WORD “OPCIÓN EDITAR”……..99

CAPÍTULO 4 102
PRUEBAS Y RESULTADOS 102
4.1 PRUEBA DE EXACTITUD 102
4.1.1 RESULTADOS Y ANÁLISIS DE LA PRUEBA DE EXACTITUD..... 106
4.2 PRUEBA DE PRECISIÓN..... 108
4.2.1 RESULTADOS Y ANÁLISIS DE LA PRUEBA DE PRECISIÓN 108

CAPÍTULO 5 111
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES 111
5.1 CONCLUSIONES 111
5.2 RECOMENDACIONES 113

GLOSARIO……115
BIBLIOGRAFÍA.....……116

ANEXOS

ANEXO A: OEM III MODULE SPECIFICATION AND TECHNICAL INFORMATION.

ANEXO B: DECOUPLING (BYPASS) CAPACITORS PUBLICADO POR: THE NEWSLETTER OF THE SEATTLE ROBOTICS SOCIETY.

ANEXO C: PLANOS DE LA CAJA DEL OXÍMETRO.

ANEXO D: MANUAL DE USUARIO.

RESUMEN

En este trabajo se presenta una alternativa local para el diseño y construcción de un oxímetro de pulso que permite la visualización de los valores de la Saturación de Oxigeno en la sangre SpO_2 (%), la Frecuencia de Pulso FP (bpm), la forma de onda pletismográfica. Además, permite realizar un seguimiento al paciente mediante una interfaz de visualización de las tendencias históricas y gráficos históricos de SpO_2 y FP.

Para la implementación del oxímetro se utilizó un sensor de oximetría de pulso no invasivo para adulto NONIN® PureLight®, un módulo OEM III de adquisición de datos de oximetría de pulso NONIN®, un sistema microprocesado, un pantalla LCD gráfica 240x128 píxeles con panel táctil, un buzzer, una memoria extraíble SD y se desarrolló de soporte el software en Visual Basic 6.0.

Pruebas realizadas de exactitud y precisión mostraron que el prototipo construido tiene un error de medición de SpO_2 de 2,11 % con una dispersión de ± 2% y la FP tiene un error de medición de 3,64 % con una dispersión de ± 4 bpm para un nivel de confianza de 95.5% comparado con equipos comerciales de similares características.

PRESENTACIÓN

La necesidad que existe en nuestro país de comprar tecnología a otros países que en el caso de equipo médico no es la excepción, nos ha llevado a proponer el desarrollo de un prototipo de oxímetro de pulso, el cual permitirá abrir la posibilidad a estudiantes y profesionales para que emprendan el viaje en el diseño de aplicaciones mucho más exigentes.

Para presentar de mejor manera el desarrollo de este trabajo ha sido estructurado en 5 capítulos de la siguiente manera:

Capítulo 1: Se detalla el sustento teórico de la pulsioximetría, argumentos teóricos necesarios para el diseño del oxímetro.

Capítulo 2: Se realiza el diseño y construcción del hardware del oxímetro.

Capítulo 3: Se realiza el desarrollo del software del oxímetro el mismo que involucra el firmware del sistema microprocesado y el software de la HMI diseñada en Visual Basic 6.0.

Capítulo 4: En este capítulo se presentan los resultados de las pruebas realizadas para determinar la exactitud y la precisión del prototipo construido.

Capítulo 5: En este capítulo se presentan las conclusiones y recomendaciones trascendentales del proyecto desarrollado.

Para concluir se adjunta, glosario, referencias bibliográficas y anexos, que fundamentan lo escrito en este trabajo.

CAPÍTULO I

SUSTENTO TEÓRICO DE LA PULSIOXIMETRÍA

OBJETIVO GENERAL

Diseñar y construir un prototipo de oxímetro de pulso no invasivo.

1.1 INTRODUCCIÓN

El oxímetro de pulso sirve para medir la saturación de oxígeno (SpO_2) en la sangre arterial del paciente, expresado en porcentaje, mediante un método llamado pulsioximetría.

La pulsioximetría constituye una de las herramientas fundamentales en la monitorización de SpO_2 en tiempo real y no invasiva de los pacientes hospitalizados y, en especial, en pacientes en situación crítica, tanto de tipo médico como quirúrgico. Su uso permite el monitoreo continuo e instantáneo de la oxigenación; la detección temprana de **hipoxia** antes de que ocurran otros signos como **cianosis**, **taquicardia**[1] o **bradicardia**[2] y reducir la frecuencia de punciones arteriales y el análisis de gases sanguíneos en el laboratorio.

Los oxímetros de pulso están destinados al uso en pacientes neonatos (recién nacidos), pediátricos (niños) y adultos, en ambulancias, clínicas, hospitales, durante el transporte intra-hospitalario y en el hogar.

El sensor del oxímetro de pulso se coloca en una región del cuerpo, colocado habitualmente en el dedo de una mano, aunque a veces se utilicen otras localizaciones como el dedo de un pie, la nariz, el lóbulo de la oreja o la frente (o alrededor de la mano o el pie en un neonato).

---

[1] ***Taquicardia:*** Incremento del ritmo cardíaco. Se considera taquicardia una frecuencia cardiaca superior a 100 bpm (*pulsaciones por minuto) en reposo.*

[2] ***Bradicardia:*** *Descenso del ritmo cardíaco. Se considera bradicardia una frecuencia cardiaca inferior a 40 bpm (pulsaciones por minuto) en reposo.*

En el hospital se puede encontrar en los servicios de quirófanos, unidad de cuidados intensivos, emergencias, hospitalización, **tococirugía**[3], cirugía ambulatoria, las consultas de los médicos, los laboratorios de sueño, las instalaciones de enfermería especializada, las salas de recuperación postoperatoria y neonatología.

La saturación de oxigeno (SpO_2) a menudo se considera la quinta muestra vital, después del ritmo cardíaco, la presión arterial, temperatura y frecuencia respiratoria.

1.2 EL OXÍGENO

El **oxígeno** es un elemento químico de número atómico 8 y símbolo **O**. En su forma molecular más frecuente, $\mathbf{O_2}$, es un gas a temperatura ambiente. Representa aproximadamente el 20,9% en volumen de la composición de la atmósfera terrestre. Es uno de los elementos más importantes de la química orgánica y participa de forma muy importante en el ciclo energético de los seres vivos, esencial en la respiración celular de los organismos aeróbicos. Es un gas incoloro, inodoro (sin olor) e insípido.

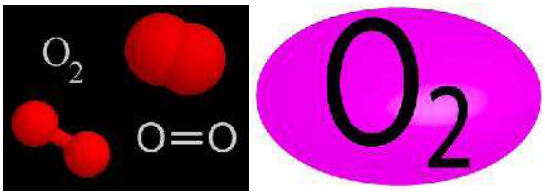


FIGURA 1.1 : Representaciones que utilizan los químicos para el oxígeno molecular

Todo ser humano necesita oxígeno para respirar, pero como ocurre con muchas sustancias, un exceso de oxígeno no es bueno. Si uno se expone a grandes cantidades de oxígeno durante mucho tiempo, se pueden producir daños en los pulmones.

1.3 LA SANGRE

Líquido, de color rojo en los vertebrados, que, impulsado por el corazón, circula

---

[3] ***Tococirugía:*** *Es el servicio auxiliar de tratamiento encargado de otorgar la atención oportuna y adecuada en el periodo de alumbramiento tanto* para la madre como para el recién nacido.

por los vasos sanguíneos del cuerpo de las personas y los animales, transportando oxígeno, alimentos y productos de desecho. La sangre está formada por el plasma, que lleva el agua y sustancias en disolución, y por las células sanguíneas; la sangre hace de intermediaria entre los elementos anatómicos y el medio exterior.

1.3.1 COMPOSICIÓN DE LA SANGRE

La sangre está compuesta de plasma en el que se encuentran suspendidas células altamente especializadas:

- Glóbulos rojos (eritrocitos).
- Glóbulos blancos (leucocitos).
- Plaquetas (trombocitos).

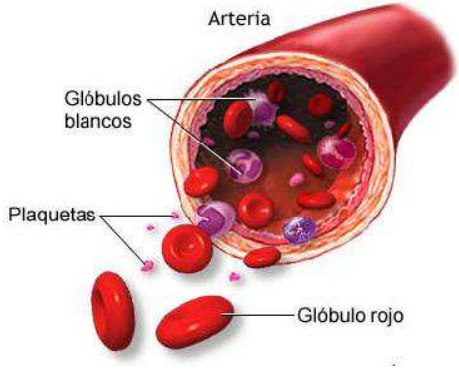


FIGURA 1.2 : Composición de la sangre

Todas las células sanguíneas se desarrollan de células tallo o células precursoras que se producen principalmente en la médula ósea.

Alrededor del 45% del volumen sanguíneo total, está conformado por:

- 96% glóbulos rojos,
- 3% glóbulos blancos,
- y 1% plaquetas.

El otro 55% es plasma sanguíneo, un fluido que es el medio líquido de la sangre. Tiene una coloración amarilla, compuesto principalmente por agua, sales minerales, glucosa, proteínas (como albúminas y globulinas), algunos lípidos como el colesterol y algunas hormonas. Tiene la capacidad de coagular.

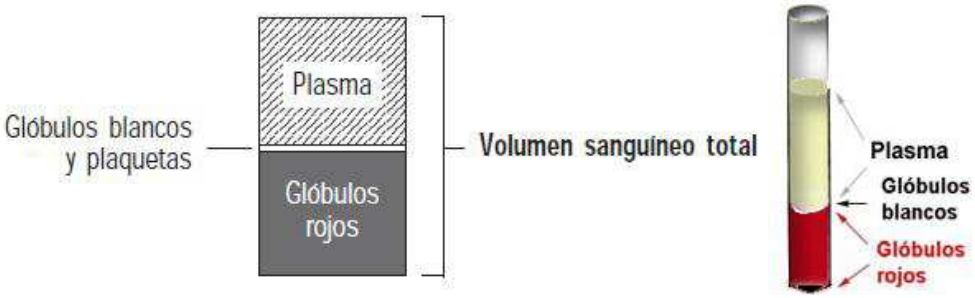


FIGURA 1.3 : Volumen sanguíneo total

1.3.2 VOLUMEN SANGUÍNEO TOTAL

El volumen que ocupan las células y el plasma en el sistema vascular se conoce con el nombre de volumen sanguíneo.

En un adulto, éste es de aproximadamente un 7% de su peso corporal o 70 ml/kg. Por ejemplo un hombre de 60 kg tendría un volumen sanguíneo de 70 x 60, 4200ml.

Como los niños tienen un alto contenido de agua, el volumen sanguíneo se calcula en un 8% del peso corporal o 80 ml/kg. Esto es aún mayor en el neonato en el que se calcula entre 85–90 ml/kg.

Grupo de edad	Volumen Sanguíneo
Neonatos	85 - 90 ml/kg
Niños	80 ml/kg
Adultos	70 ml/kg

TABLA 1.1 : Cálculo del volumen sanguíneo

1.3.3 FUNCIONES PRINCIPALES DE LA SANGRE

La sangre lleva a cabo muchas funciones importantes dentro del cuerpo, incluyendo:

- El suministro de oxigeno a los tejidos (unidos a la hemoglobina, que se realiza en los glóbulos rojos).
- Suministro de nutrientes tales como glucosa, aminoácidos y ácidos grasos (disuelto en la sangre o unidos a proteínas plasmáticas (por ejemplo, los lípidos de la sangre)).

- La eliminación de los residuos, tales como el dióxido de carbono, urea y ácido láctico.
- Funciones inmunológicas, incluyendo la circulación de las células blancas de la sangre, y la detección de materias extrañas por medio de los anticuerpos.
- La coagulación, que es una parte del cuerpo de auto-reparación (mecanismo de coagulación de la sangre después de una herida abierta con el fin de detener el sangrado).
- Funciones que incluyen el transporte de hormonas y la localización de los tejidos dañados.
- Regulación del PH corporal y de la temperatura corporal central.

1.3.4 SUMINISTRO DE OXÍGENO AL CUERPO

Una de las funciones fisiológicas básicas es la de asegurar un suministro constante de oxígeno a los tejidos y órganos del cuerpo, con el fin de que pueda mantener la vida. Para alcanzar esto es necesario seguir los cuatro pasos siguientes.

- Transferencia de oxígeno de los pulmones al plasma sanguíneo.
- Almacenamiento del oxígeno en la molécula de hemoglobina de los glóbulos rojos.
- Transporte de oxígeno a los tejidos del cuerpo a través de la circulación.
- Liberación del oxígeno desde la sangre a los tejidos, donde puede ser utilizado.

1.4 LOS GLÓBULOS ROJOS

Los glóbulos rojos (eritrocitos) son producidos en la médula ósea bajo el control de la hormona renal eritropoyetina. Después de entrar al torrente sanguíneo, los glóbulos rojos tienen una vida media de aproximadamente 120 días antes de ser retirados por el sistema retículoendotelial. Los glóbulos rojos contienen la hemoglobina, pigmento rico en hierro, cuya función primaria es la de almacenar y transportar oxígeno.

1.4.1 HEMOGLOBINA

Hemoglobina (Hb) es una heteroproteína de la sangre, de color rojo, peso molecular 64.000 (64 kD), que transporta el oxígeno desde los órganos respiratorios hasta los tejidos, en vertebrados y algunos invertebrados.

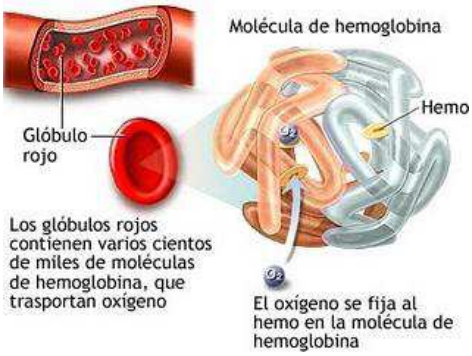


FIGURA 1.4 : Los glóbulos rojos contienen a la molécula de hemoglobina

1.4.2 ESTRUCTURA DE LA HEMOGLOBINA

Tiene una estructura cuaternaria, la cual le confiere las propiedades para realizar su función biológica que es transportar el oxigeno.

La molécula de hemoglobina está formada por cuatro subunidades, cada subunidad está compuesta de un anillo férrico y rodeado de una cadena peptídica. La molécula de hemoglobina tiene entonces cuatro cadenas peptídicas que existen en pares.

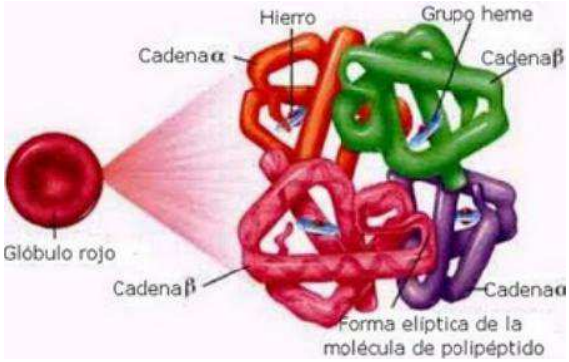


FIGURA 1.5: Estructura cuaternaria de la molécula de hemoglobina (Hb)

En la hemoglobina normal del adulto (Hb), dos de estas cadenas son del tipo **alfa (α)** y las otras dos son **beta (β)**. Cada subunidad de la hemoglobina puede unirse en forma reversible con una molécula de oxígeno. Por eso, cada molécula de

hemoglobina puede combinarse con un máximo de cuatro moléculas de oxígeno.

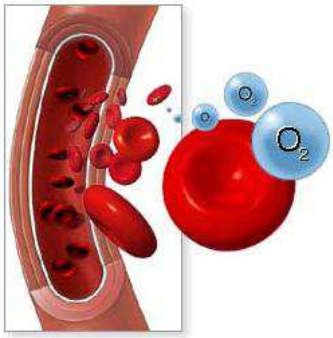


FIGURA 1.6 : Cada molécula de hemoglobina puede unirse en forma reversible con un máximo de cuatro moléculas de oxígeno

La hemoglobina usualmente se mide en gramos por decilitro (g/dl) o en gramos por mililitro (g/100 ml) de sangre. En adultos del sexo masculino el nivel típico es de aproximadamente de 14 g/dl y en las mujeres de 13 g/dl.

1.4.3 FUNCION DE LA HEMOGLOBINA

Su función más importante es el transporte de oxígeno (O_2), desde los pulmones hasta los tejidos de todo el cuerpo. También transporta el dióxido de carbono (CO_2), la mayor parte del cual se encuentra disuelto en el plasma sanguíneo. Cuando se encuentra con el oxígeno forma un compuesto químico llamado oxihemoglobina (HbO_2) que lleva al oxigeno hasta los tejidos. Ahí en los tejidos se vuelca a la sangre otro gas el dióxido de carbono, que en parte se combina con la hemoglobina y forma carboxihemoglobina (COHb). Cuando este compuesto llega a los pulmones, se desdobla, el dióxido de carbono se expulsa y vuelve a formarse oxihemoglobina.

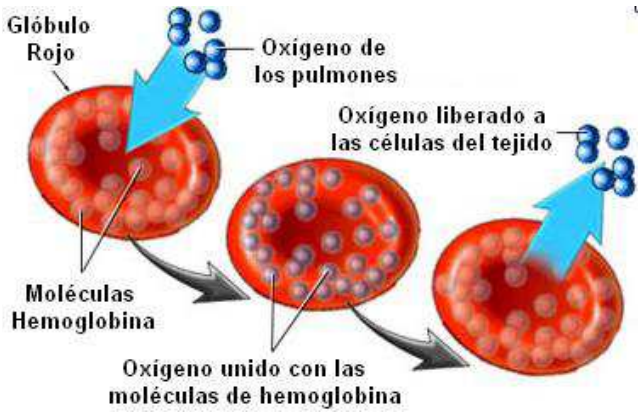


FIGURA 1.7 : Función de la hemoglobina el transporte de oxigeno O_2

1.4.4 TIPOS DE HEMOGLOBINAS

Según su capacidad de absorber el haz de luz de una determinada longitud de onda, se puede clasificar la hemoglobina (Hb) en 4 tipos:

Dos tipos de hemoglobinas denominadas funcionales son las más abundantes en la sangre, por lo que teóricamente se acepta para fines de oximetría de pulso: (**Oxihemoglobina (HbO2)** y **Deoxihemoglobina (HHb)**).

Los otros dos tipos de hemoglobinas denominadas disfuncionales, cuales presentan otro tipo de comportamiento no fisiológico cuando interactúan con el oxígeno son: (**Carboxihemoglobina (COHb)** y **Metahemoglobina (MetHb)**).

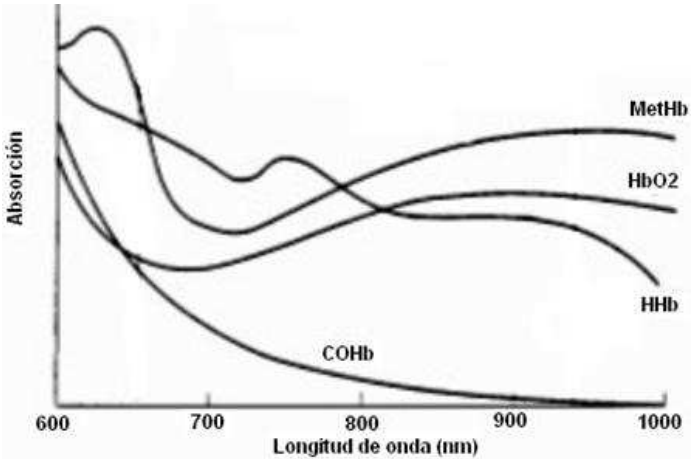


FIGURA 1.8 : Espectros de absorción de las principales variedades de hemoglobina

1.4.4.1 Oxihemoglobina (HbO_2)

Denominada también **hemoglobina oxigenada** se da cuando la hemoglobina está unida al oxígeno, fundamentalmente es la que transporta el O_2 hasta los tejidos, dando el aspecto rojo o escarlata intenso característico de la sangre arterial.

1.4.4.2 Deoxihemoglobina (HHb)

Se denomina también **hemoglobina desoxigenada** o **hemoglobina reducida** se da cuando pierde el oxígeno; es decir, aquella que no está saturada en su totalidad, y presenta el color rojo oscuro (coloración azulada), encontrándose fundamentalmente en la sangre venosa.

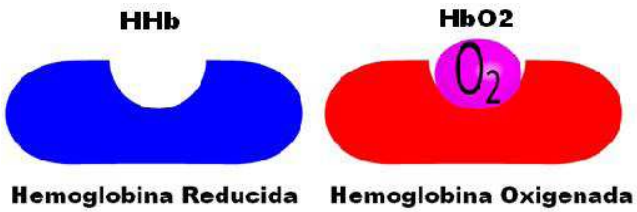


FIGURA 1.9 : La HHb tiene una coloración azulada y la HbO_2 es de un rojo intenso

1.5 LA PULSIOXIMETRÍA (SPO_2)

Cada uno de los siguientes términos se asocia a la oxigenación de la sangre: saturación de oxígeno, pulsioximetría, SpO_2 y pletismografía.

El oxímetro de pulso sirve para medir la saturación de oxígeno (SpO_2) en la sangre arterial del paciente expresada en porcentaje mediante un método llamado pulsioximetría.

La pulsioximetría u oximetría de pulso es un procedimiento en tiempo real y no invasivo para medir de forma continua la **saturación de la oxihemoglobina** (la cantidad de oxígeno en la hemoglobina de los glóbulos rojos). **SpO_2** es el cálculo de la **saturación arterial de oxigeno,** este valor se denomina **SaO_2** cuando se determina a partir de una muestra de sangre arterial.

En condiciones normales fisiológicas, respirando aire, la saturación de oxigeno en la sangre arterial es del 95-100% y es proporcional a la PaO_2, que corresponde a la presión parcial de oxigeno disuelto en el plasma, que en este caso es superior a 95 mmHg.

Una molécula de hemoglobina puede transportar un máximo de cuatro moléculas de oxígeno, si una molécula de hemoglobina está llevando a tres moléculas de oxígeno, sería el 75% de la cantidad máxima de oxígeno que puede transportar.

Por ejemplo un centenar de moléculas de hemoglobina puede llevar un máximo de 400 (100 x 4) moléculas de oxígeno, si estas 100 moléculas de hemoglobina llevan solo 380 moléculas de oxígeno entonces:

$$\mathbf{SpO2} = \frac{\mathbf{380}}{\mathbf{400}} * \mathbf{100\%} = \mathbf{95\%}$$

Sería el 95% del número máximo de moléculas de O_2 que podría transportar.

A continuación se presenta un ejemplo explicativo, considerar que cada molécula de Hb puede transportar cuatro moléculas de O_2:

Hay 16 unidades de hemoglobina (Hb) y ninguna de las 16 tiene O_2. La saturación de oxígeno (SpO_2) es por lo tanto 0%.

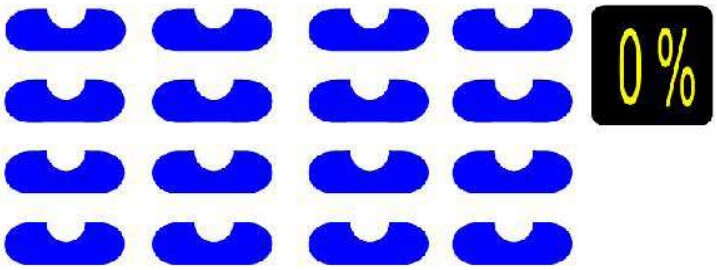


FIGURA 1.10 : Saturación de oxigeno del 0%

Aquí, cuando 8 de las 16 Hb tienen oxígeno. La saturación es del 50%.

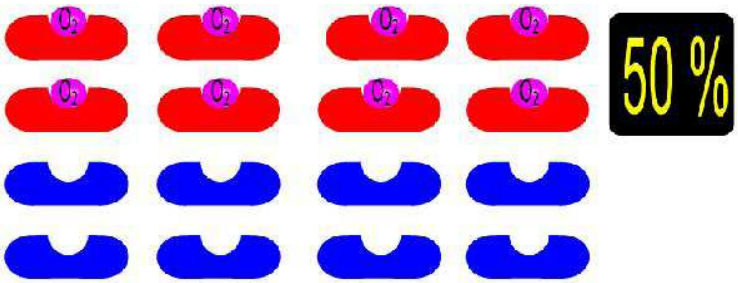


FIGURA 1.11 : Saturación de oxigeno del 50%

Del mismo modo cuando la saturación de oxígeno es del 75%.

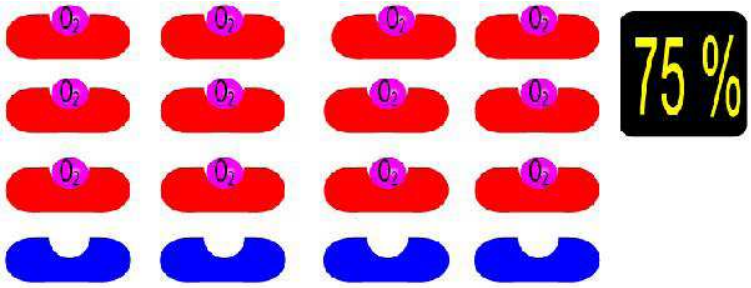


FIGURA 1.12 : Saturación de oxigeno del 75%

Y, por supuesto, cuando todas las Hb tienen oxígeno, la saturación es del 100%.

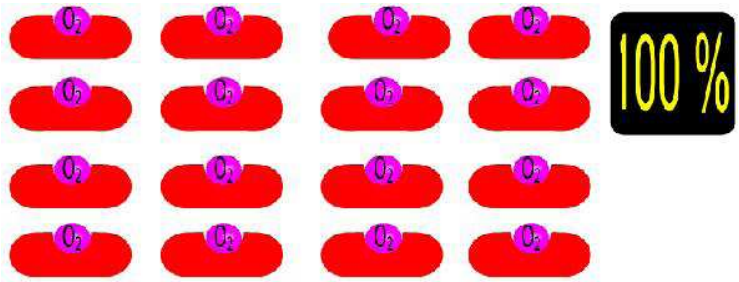


FIGURA 1.13 : Saturación de oxigeno del 100%

1.5.1 TIPOS DE OXÍMETROS DE PULSO

Los principales tipos de oxímetros que se comercializan son:

1.5.1.1 Oxímetro de mesa

- **Avanzado.** El equipo tiene la capacidad de presentar las tendencias gráficas y/o tabulares de SpO_2 y frecuencia de pulso de al menos 24 horas y contar con despliegue de gráfica pletismográfica.

- **Básico.** El equipo sólo hace el despliegue digital de SpO_2 y la frecuencia de pulso **(FP)**[4] o frecuencia cardiaca **(FC)**[5]**.**

1.5.1.2 Oxímetro de mano o portátil

El equipo presenta los valores de SpO_2 y la frecuencia de pulso (FP) o la frecuencia cardiaca (FC), es más pequeño y se puede utilizar para la monitorización durante el traslado de los pacientes, así como en el área de emergencias.

1.5.2 TIPOS DE SENSORES DE PULSIOXIMETRÍA

La mayoría de los oxímetros de pulso, se pueden comprar con una gama de diferentes sensores o sondas. Los sensores están disponibles para las diferentes áreas del cuerpo, por ejemplo, los dedos, el oído, la nariz, los pies y la frente, y puede ser reutilizables o desechables. Los sensores están también disponibles

---

[4] ***FP:*** *Abreviatura de Frecuencia de Pulso, es* el número de veces que el corazón *late por minuto.*
[5] ***FC:*** *Abreviatura de Frecuencia Cardiaca, se define como las veces que late el corazón por unidad de tiempo.*

para los neonatos, pediátricos y adultos. Es importante elegir el sensor adecuado para la práctica clínica. Sin embargo, se ha encontrado que los sensores de dedo parecen ser más precisos que los de los oídos, la nariz o la frente. La exactitud puede variar entre los sensores del mismo tipo.

FIGURA 1.14 : Ejemplos de la gama de sensores desechables y reutilizables disponibles para los neonatos, pediátricos y adultos

1.5.3 FUENTE DE LUZ DE LOS SENSORES (DIODOS LED)

Los oxímetros de pulso usan un tipo de fuente de luz llamado **diodos emisores de luz [light emitting diodes (LED)],** los cuales son muy comúnmente utilizados en la electrónica.

FIGURA 1.15 : Diferentes tipos de diodos emisores de luz (LED)

Los diodos emisores de luz son ideales para los oxímetros de pulso, debido a que:

- Son baratos (por lo que puede ser utilizado incluso en sensores desechables).
- Son muy compactos (cabe en los sensores de muy pequeño tamaño).
- Emiten luz en longitudes de onda exacta.

- No se calientan mucho durante su uso (la baja temperatura hace que sea menos probable que cause quemaduras al paciente).

Los diodos emisores de luz vienen en una variedad de tipos que emiten luz en longitudes de onda específica. Afortunadamente, hay diodos emisores de luz (LED) que emiten luz en la onda de luz roja e infrarroja y por lo tanto estos son convenientemente utilizados en los oxímetros de pulso.

1.5.4 PROPIEDADES FÍSICAS UTILIZADAS EN LA MEDICIÓN DE LA PULSIOXIMETRÍA

La oximetría de pulso utiliza la absorción de la luz para determinar el porcentaje de saturación de oxígeno. Refiriéndose al sensor dactilar (sensor de dedo tipo pinza), la luz es emitida por dos diodos LEDs como fuentes de luz que atraviesan el sensor y es receptada por un detector de luz (fotodiodo).

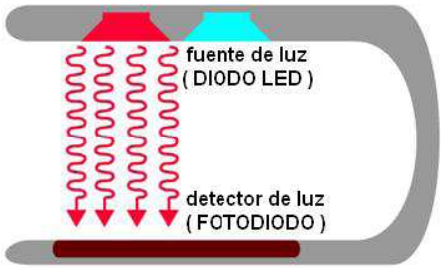


FIGURA 1.16 : La fuente de luz está diametralmente opuesta al detector de luz

Si se coloca un dedo entre la fuente de luz y el detector de luz, ahora la luz tendrá que pasar a través del dedo para llegar al detector. Parte de la luz será absorbida por el dedo y la parte que no fue absorbida alcanzará el detector de luz.

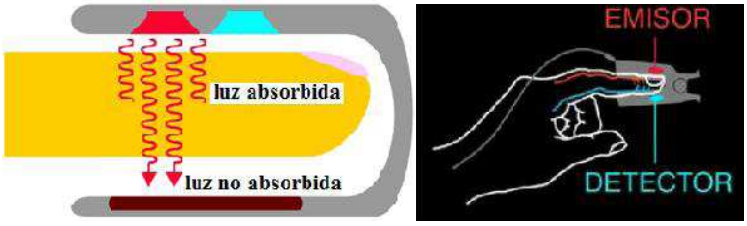


FIGURA 1.17 : Parte de la luz emitida es absorbida por el dedo

La cantidad de luz que es absorbida por el dedo depende de tres propiedades físicas y estas propiedades son utilizadas por el oxímetro de pulso para calcular la saturación de oxígeno.

La cantidad de luz absorbida depende de lo siguiente:

- La concentración de la sustancia que absorbe la luz.
- La longitud de la trayectoria en la sustancia que absorbe la luz.
- La oxihemoglobina (HbO_2) y la deoxihemoglobina (HHb) absorben la luz roja e infrarroja de manera diferente.

1.5.4.1 La cantidad de luz absorbida es proporcional a la concentración de la sustancia que absorbe la luz

La hemoglobina (Hb) absorbe la luz. La cantidad de luz absorbida es proporcional a la concentración de la hemoglobina en el vaso sanguíneo.

En la Figura 1.18 los vasos sanguíneos de los dos dedos tienen el mismo diámetro; sin embargo, el vaso sanguíneo del uno tiene una baja concentración de Hb (número bajo de hemoglobina en cada unidad de volumen de sangre) y el vaso sanguíneo del otro tiene una alta concentración de Hb (número elevado de hemoglobina en cada unidad de volumen de sangre).

Cada hemoglobina absorbe parte de la luz, así que a más hemoglobina por unidad de superficie, más será la luz absorbida. Esta propiedad se describe en una ley física llamada “Ley de Beer”.

Ley de Beer: La cantidad de luz absorbida es proporcional a la concentración de la sustancia que absorbe la luz.

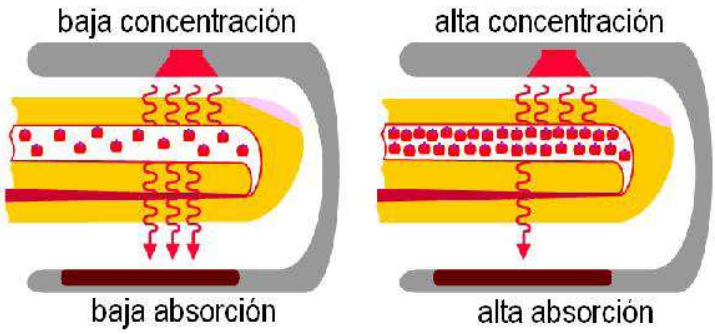


FIGURA 1.18 : Diferentes concentraciones de hemoglobina en el vaso sanguíneo

Al medir la cantidad de luz que alcanza al detector de luz, el oxímetro de pulso sabe cuánta luz ha sido absorbida.

1.5.4.2 la cantidad de luz absorbida es proporcional a la longitud de la trayectoria de la luz

Ambas arterias tienen la misma concentración de Hb (misma concentración de hemoglobina por unidad de área). Sin embargo, en la Figura 1.19 se puede observar que la arteria de la derecha es más ancha que la arteria de la izquierda.

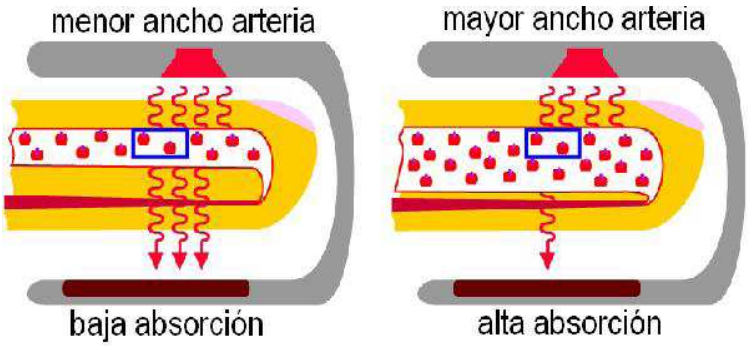


FIGURA 1.19 : Misma concentración de hemoglobina por unidad de área

La luz emitida por la fuente tiene que viajar a través de la arteria. La luz viaja un camino más corto en la arteria más estrecha y viaja un camino más largo en la arteria más ancha. Aunque la concentración de Hb es la misma en ambas arterias, la luz se encuentra con más de Hb en la arteria más amplia, ya que viaja en un camino más largo. Por lo tanto, a más largo sea el camino que la luz tiene que viajar, más será la luz absorbida. Esta propiedad se describe en una ley física llamada “Ley de Lambert”.

Ley de Lambert: La cantidad de luz absorbida es proporcional a la longitud del camino que la luz tiene que viajar en la sustancia que absorbe.

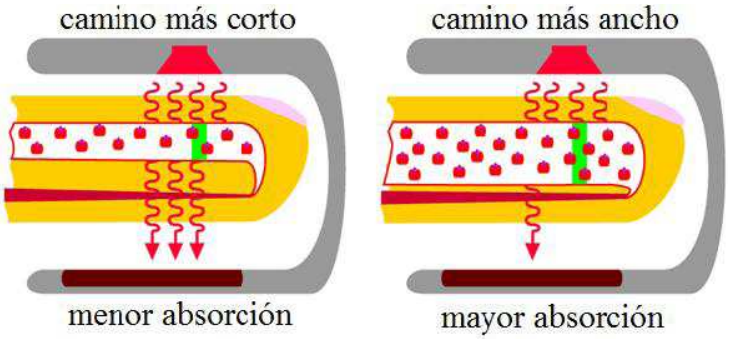


FIGURA 1.20 : Diferentes longitudes de la trayectoria en el vaso sanguíneo

1.5.4.3 La oxihemoglobina (HbO_2) absorbe más luz infrarroja que luz roja y la deoxihemoglobina (HHb) absorbe más la luz roja que luz infrarroja

Se ha visto cómo la concentración y la trayectoria de la luz afecta la absorción de la luz. Además de esto, el oxímetro de pulso hace uso de otra propiedad importante para calcular la saturación de oxígeno. Es decir, la oxihemoglobina y la deoxihemoglobina absorben la luz de diferentes longitudes de onda de una manera específica.

La luz está compuesta de ondas, **la distancia entre dos crestas o dos valles es igual a la longitud de onda**. Las distintas longitudes de onda proporcionan a nuestros ojos distintas sensaciones de color.

Las longitudes de onda de luz son muy cortas, **la unidad de medida es el nanómetro (nm)** (1 metro = 1.000.000.000 nanómetros). El nanómetro es la unidad de medida utilizada para cosas muy pequeñas.

La oxihemoglobina (HbO_2) y la deoxihemoglobina (HHb) tienen diferentes características de absorción en diferentes longitudes de onda.

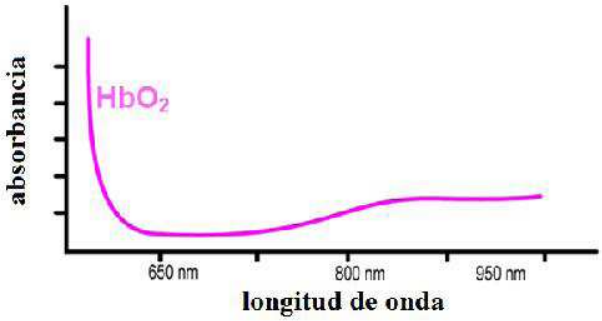


FIGURA 1.21 : Gráfico de absorbancia de oxihemoglobina (HbO_2)

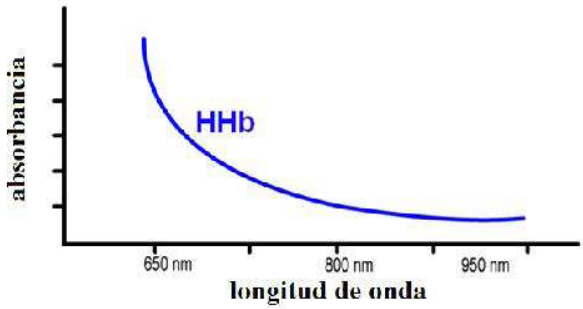


FIGURA 1.22 : Gráfico de absorbancia de deoxihemoglobina (HHb)

Ahora, observe el gráfico de absorbancia de oxihemoglobina y el gráfico de absorbancia de deoxihemoglobina juntos para que puedan ser comparados entre sí. Obsérvese cómo cada uno de ellos absorbe la luz de forma diferente en las distintas longitudes de onda.

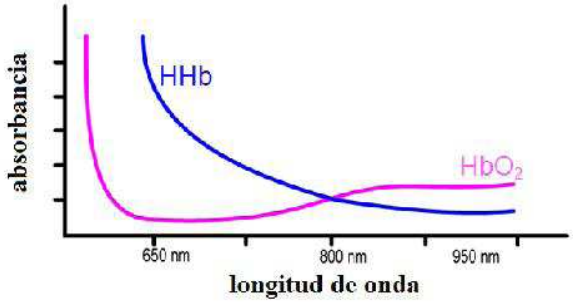


FIGURA 1.23 : Gráfico de absorbancia de oxihemoglobina (HbO_2) y deoxihemoglobina (HHb)

El sensor de pulsioximetría emite dos longitudes de onda diferentes. De acuerdo al fabricante de la marca Nonin el **LED de luz roja (R)** en el espectro visible emite una longitud de onda de **(660 nm)**, y el **LED de luz infrarroja (IR)** del espectro no visible emite una longitud de onda de **(910 nm)**.

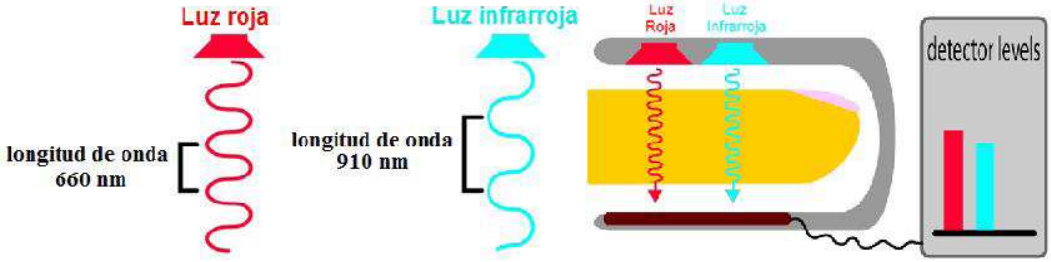


FIGURA 1.24 : Longitudes de onda emitidas por el sensor marca NONIN

Estas longitudes de onda emitida por los LEDs pueden tener alguna pequeña variación dependiendo del fabricante como se muestra en la Tabla 1.2, pero son generalmente de este orden, **la luz roja** está en el rango de **(600 a 750 nm)** y la **luz infrarroja** en el rango de **(850 a 1000 nm)**.

SENSORES SEGUN EL FABRICANTE		
SENSOR	**LONGITUD DE ONDA**	**POTENCIA**
Rojo (R)	660 nm	**0,8 mW (NONIN® PureLight®)**
	662 nm	**1,8 mW**
Infrarrojo (IR)	905nm	**2,0 mW (Nellcor, Datex, CSI, BCI)**
	910nm	**1,2 mW (NONIN® PureLight®)**
	940nm	**1,5 mW (Ohmeda, Novametrix)**

TABLA 1.2 : Características del sensor según los diferentes fabricantes

Obsérvese de nuevo el gráfico de absorbancia de oxihemoglobina, pero esta vez prestando más atención a las longitudes de onda de la luz utilizada por el oxímetro de pulso de la marca Nonin.

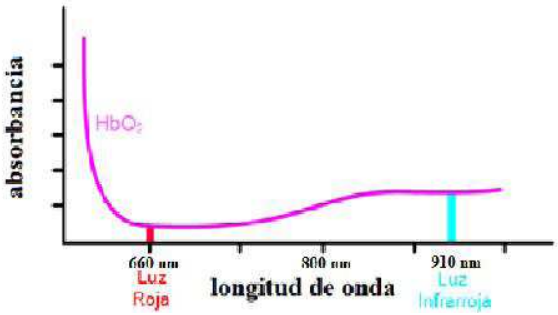


FIGURA 1.25 : La oxihemoglobina absorbe más luz infrarroja que luz roja

A continuación se muestra el gráfico de absorbancia de deoxihemoglobina.

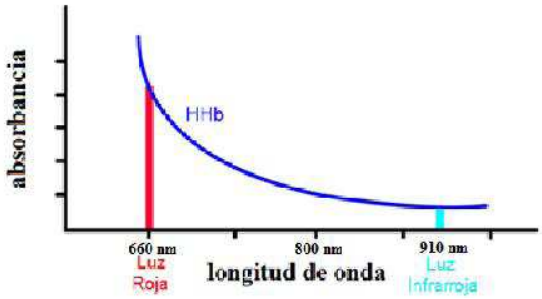


FIGURA 1.26 : La deoxihemoglobina absorbe más luz roja que luz infrarroja

Para hacer la comparación más fácil se presenta un gráfico que muestra la absorbancia de la oxihemoglobina y la deoxihemoglobina juntos. De donde se analiza y se concluye que:

La oxihemoglobina (HbO_2): absorbe más la **luz infrarroja** que la luz roja.

La deoxihemoglobina (HHb): absorbe más la **luz roja** que la luz infrarroja

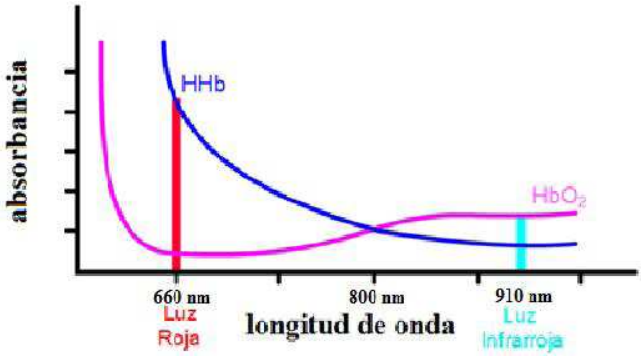


FIGURA 1.27 : Gráfico de absorbancia de oxihemoglobina y deoxihemoglobina con longitudes de onda emitidas por el sensor marca NONIN®

El detector de luz (fotodiodo) mide la cantidad de luz roja e infrarroja que pasa a través de los tejidos para determinar la cantidad de luz absorbida por la HbO_2 y HHb. Cuando la proporción de HbO_2 aumenta en la sangre, la absorbancia de la luz roja disminuye mientras que la absorbancia de la luz infrarroja aumenta.

Se calcula la proporción (Relación de absorción) entre la absorbancia de la luz roja y la absorbancia de la luz infrarroja. Utilizando esta relación de absorción, el oxímetro de pulso puede calcular la saturación de oxígeno.

$$\text{Relación de absorción} = \frac{\textit{absorbancia luz roja (R)}}{\text{absorbancia luz infrarroja (IR)}}$$

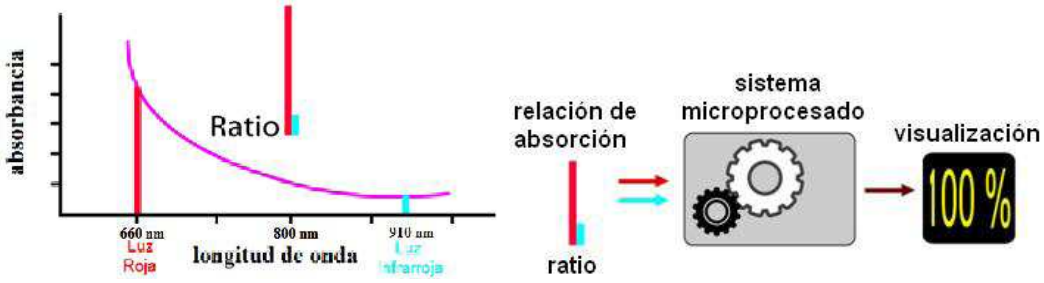


FIGURA 1.28 : Relación de absorción entre la absorbancia de R e IR

Por ejemplo, en la saturación del 100%, sólo hay oxihemoglobina. La relación de absorción será la misma que la observada en la curva de absorbancia de oxihemoglobina visto antes.

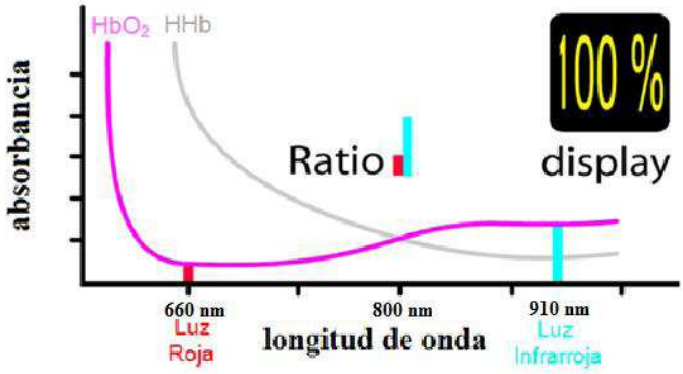


FIGURA 1.29 : Relación de absorción para una saturación de oxígeno del 100%

En la saturación del 0%, sólo hay deoxihemoglobina. La relación de absorción será la misma que la observada en la curva de absorbancia de deoxihemoglobina visto antes.

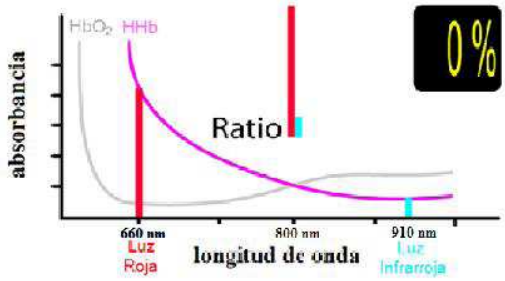


FIGURA 1.30 : Relación de absorción para una saturación de oxígeno del 0%

Ahora al observar cuando el paciente tiene una saturación de oxígeno del 75%, la sangre tiene tanto HbO_2 como HHb. El patrón de absorción está en algún lugar entre la curva de absorbancia de HbO_2 y la curva de absorbancia de HHb, el oxímetro de pulso utiliza esta relación para calcular la saturación en un 75%.

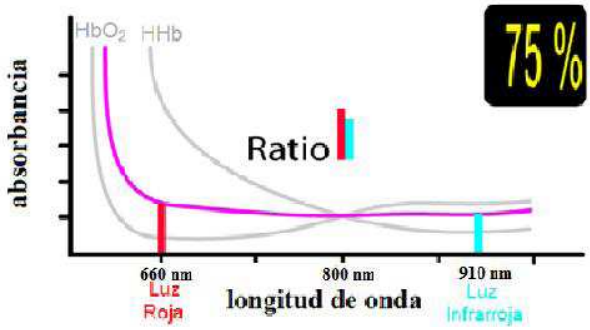


FIGURA 1.31 : Relación de absorción para una saturación de oxígeno del 75%

De igual manera en la saturación de oxígeno del 50%, el patrón de absorción es diferente.

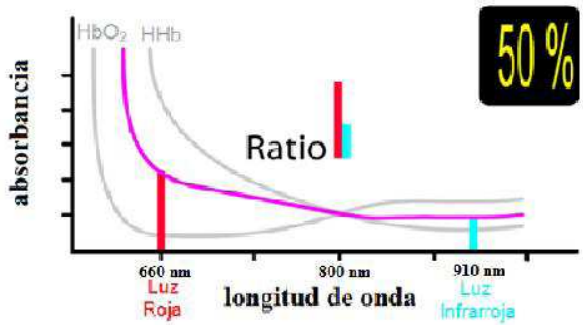


FIGURA 1.32 : Relación de absorción para una saturación de oxígeno del 50%

Para resumir las cosas hasta el momento, la absorción de la luz depende de:

- La concentración de la sustancia que absorbe la luz.
- La longitud de la trayectoria de la luz.
- La oxihemoglobina (HbO_2) y la deoxihemoglobina (HHb) absorbe la luz roja

e infrarroja de manera diferente.

El oxímetro de pulso toma estos factores y calcula la saturación de oxigeno.

FIGURA 1.33 : Componentes básicos de un oxímetro de pulso

1.5.5 AJUSTE DE CALIBRACIÓN EN LOS OXÍMETROS DE PULSO

Se ha visto cómo el oxímetro de pulso utiliza la Ley de Beer y la ley de Lambert (absorción que depende de la concentración y la longitud del camino), como parte de los factores que se utilizan para calcular la saturación de oxígeno. Pero, hay un problema. En física, la ley de Beer – Lambert, tienen criterios muy estrictos para ser exactos. Por ejemplo, los rayos de luz que pasa a través de la muestra deben atravesar directamente.

Sin embargo, en la vida real, esto no sucede. La sangre no es un líquido rojo puro. Por el contrario, está llena de diferentes componentes irregulares tales como glóbulos rojos, blancos, plaquetas, etc. Esto hace que en vez de ir en línea recta haya dispersión de la luz. Por lo tanto la ley de Beer - Lambert no pueden aplicarse en sentido estricto.

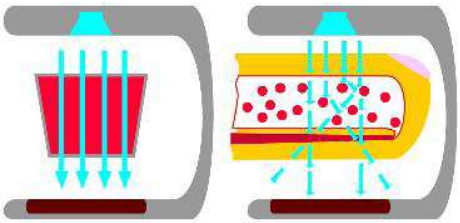


FIGURA 1.34 : Los componentes de la sangre provocan dispersión de la luz

Si de esta manera se utilizaría para calcular directamente la saturación de oxígeno habría errores. Una solución a esto es utilizar una **tabla** o **curva de calibración**, la cual es estandarizada para corregir los errores. Para la prueba de calibrado se usan voluntarios humanos. Se coloca el oxímetro de pulso de prueba al voluntario y se le pide que las concentraciones de la respiración de oxígeno sean más y más bajas. A intervalos, se toman muestras de sangre arterial y se mide la saturación arterial de oxígeno (SaO_2), de forma invasiva, usando un

cooxímetro. Estas mediciones son comparadas simultáneamente con las lecturas que muestra el oxímetro; y de esta manera, los errores debidos a la incapacidad de aplicar la ley de Beer - Lambert son tomados estrictamente y se hace una curva de corrección de calibración. Sin embargo, con el fin de no perjudicar a los voluntarios, la saturación de oxígeno no puede caer por debajo de 75 - 80%. Por debajo de esta saturación, la curva de calibración se calcula matemáticamente. Por lo tanto, los oxímetros de pulso son típicamente menos precisos bajo saturaciones de alrededor de 75 - 80%.

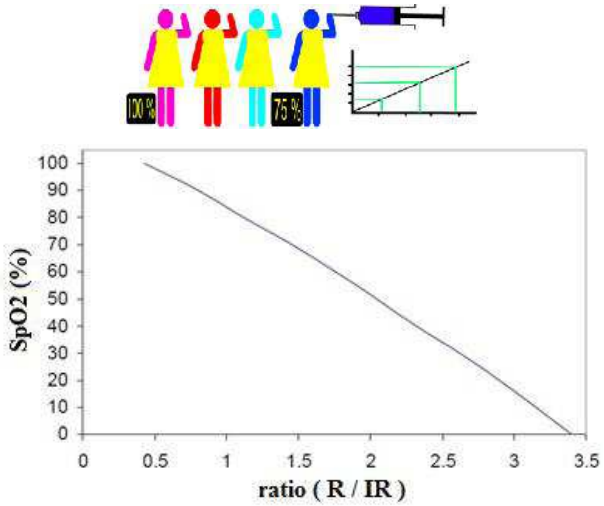


FIGURA 1.35 : Curva de calibración estandarizada, normalmente, una relación R / IR de 0,5 equivale a aproximadamente el 100% de SpO_2

Una copia de esta curva de calibración de corrección está disponible dentro de los oxímetros de pulso de uso clínico. Y al hacer sus cálculos, el equipo se refiere a la curva de calibración y corrige la lectura final que aparece.

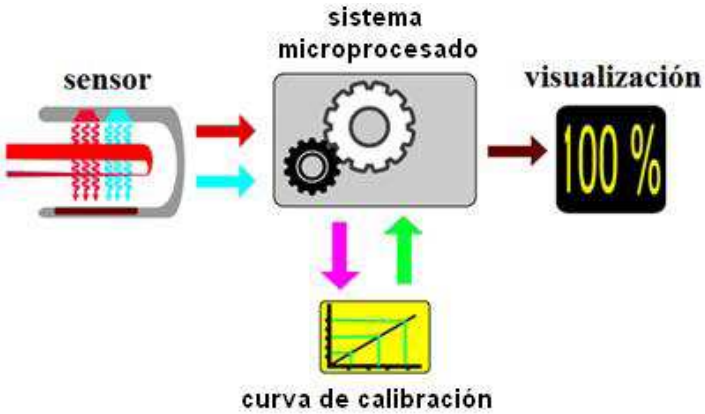


FIGURA 1.36 : Curva de calibración disponible en los oxímetros de pulso corrige la SpO_2 final que aparece

1.5.6 OXÍMETROS DE PULSO ARTERIAL (MEDIDA PULSÁTIL)

Sin embargo, existían dos problemas técnicos que impedían una correcta estimación de la saturación arterial de la hemoglobina cuando se medía a través de tejidos vivos:

- Existen otras partes de los tejidos que también absorben la luz además de la hemoglobina.
- Los tejidos vivos contienen no solo sangre arterial sino también tejido conectivo, piel, hueso y sangre venosa, esta última transportando hemoglobina reducida.

Esto plantea un problema, ya que el oxímetro de pulso sólo debería analizar la sangre arterial sin tener en cuenta la absorción de la luz debido a los otros tejidos circundantes.

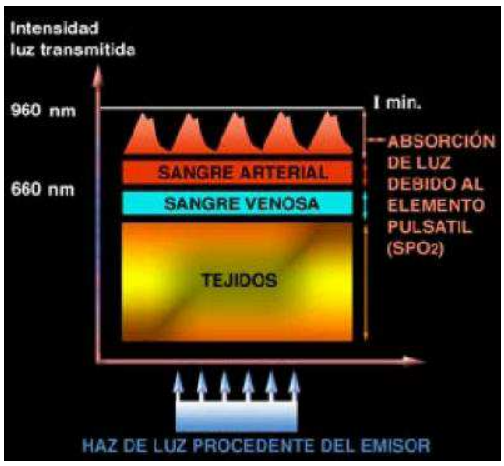


FIGURA 1.37 : Absorción de la luz debido a la sangre arterial y tejidos circundantes

Para ver un ejemplo de cómo los tejidos circundantes pueden interferir, se toma dos situaciones refiriéndonos a un dedo delgado y otro gordo. Los tejidos en el dedo delgado absorben sólo un poco de luz, mientras que en el dedo gordo absorben mucha más luz. Sin embargo, el oxímetro de pulso no tiene manera de medir si el dedo es gordo o delgado, y por lo tanto potencialmente se puede confundir porque no sé sabe cuánta luz es absorbida por la sangre arterial y cuánta es absorbida por los tejidos que rodean la sangre arterial.

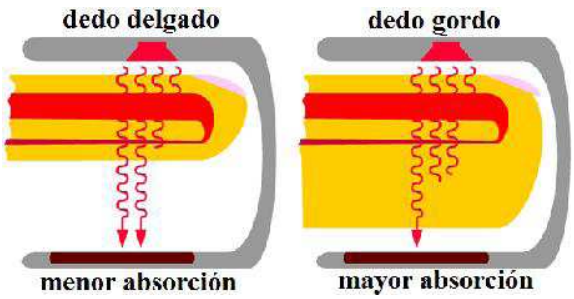


FIGURA 1.38 : Diferente absorción de la luz debido a la contextura del dedo

Afortunadamente, hay una solución inteligente al problema. El oxímetro de pulso analiza sólo la sangre arterial, haciendo caso omiso de los otros tejidos alrededor de la sangre. La sangre arterial es lo único pulsátil (AC) o variable en el dedo. Todo lo demás es no pulsátil (DC) o constante.

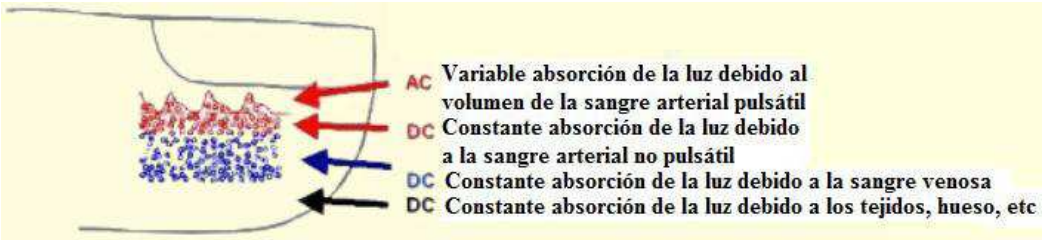


FIGURA 1.39 : Absorción de la luz AC y DC

Por lo tanto cualquier (AC) absorción variable de la luz es debido a la sangre arterial.

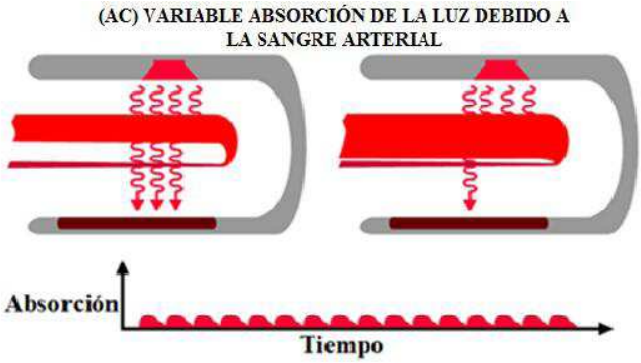


FIGURA 1.40 : Absorción variable de la luz (AC) debido a la sangre arterial

Por otra parte, el oxímetro de pulso sabe que cualquier (DC) absorción constante de la luz es debido al tejido conectivo, piel, hueso y sangre venosa o sea componentes no arteriales, los mismos que absorben la mayor parte de la luz en una cantidad constante.

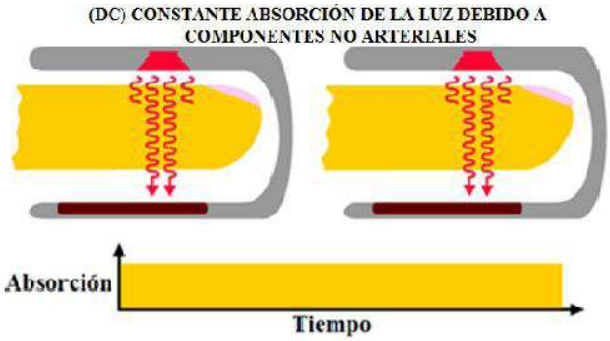


FIGURA 1.41 : Absorción constante de la luz (DC) debido a componentes no arteriales

La imagen final de la señal del oxímetro de pulso es una combinación de la señal (AC) absorción variable de la luz debido a la sangre arterial y la señal (DC) absorción constante de la luz debido a componentes no arteriales.

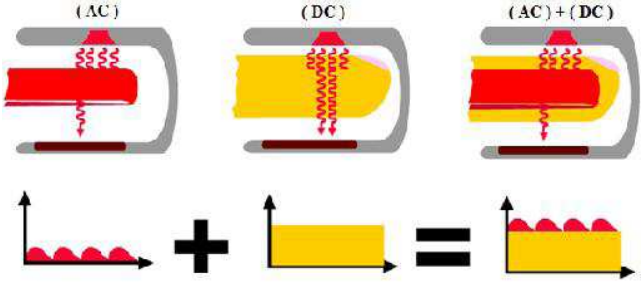


FIGURA 1.42 : La señal total absorbida en una adición de la señal (AC) + (DC)

El oxímetro de pulso es capaz de extraer la señal (AC) del equipo restando la señal (DC) de la cantidad total de la señal absorbida [(AC) + (DC)]. Después de la resta, sólo la señal (AC) es lo que corresponde a la sangre arterial pulsátil. De esta manera, el oxímetro de pulso es capaz de calcular la saturación de oxígeno en la sangre arterial, ignorando los efectos de los tejidos circundantes.

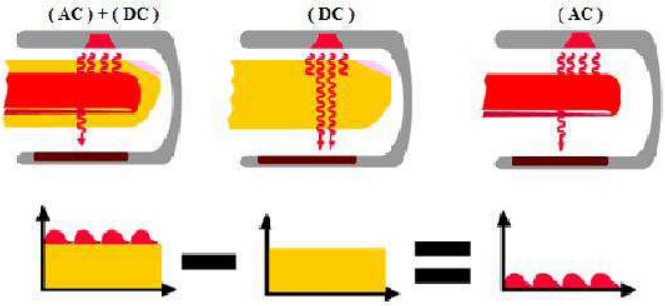


FIGURA 1.43 : la señal (AC) es una diferencia entre la señal (DC) y la señal total absorbida

1.5.7 LA SEÑAL (AC) PULSÁTIL ES MUY PEQUEÑA

Los esquemas utilizados hasta ahora han exagerado el tamaño de la señal pulsátil esto para hacer más fácil la observación y por ende el entendimiento.
Sin embargo, en realidad, la señal pulsátil es muy pequeña. Por lo general, es pulsátil sólo alrededor del 2% de la señal total absorbida. La parte de color amarillo representa la señal (DC). Mientras que la parte roja muestra la señal (AC) pulsátil. De toda la luz que pasa a través del dedo, es sólo la pequeña parte pulsátil que el oxímetro de pulso analiza.

Debido a que es una pequeña cantidad del total de la luz absorbida, el oxímetro de pulso es muy susceptible a errores, por ejemplo, si el sensor no se coloca correctamente o si el paciente mueve el sensor.

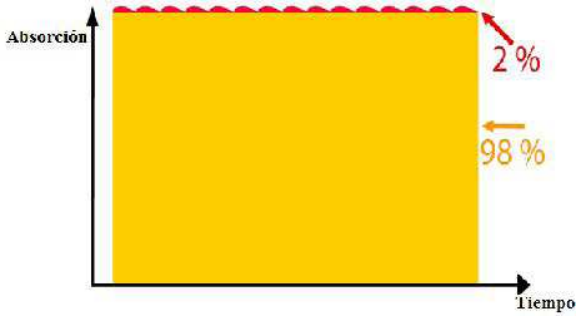


FIGURA 1.44 : la señal (AC) es alrededor del 2% de la señal total absorbida

1.5.8 LA LUZ EXTERNA DEL AMBIENTE EN LA PULSIOXIMETRÍA

El sensor del oxímetro de pulso, aunque tiene sólo dos LEDs emisores, el detector de luz se expone a tres fuentes de luz. Además de las fuentes de luz roja e infrarroja, también hay luz en el ambiente:

- Luces de quirófano (especialmente focos de xenón).
- Lámparas de bilirrubina.
- Luces fluorescentes.
- Lámparas de calefacción por infrarrojos.
- Luz solar directa.

Parte de esta luz puede llegar al detector.
El oxímetro de pulso tiene que trabajar con estas tres fuentes de luz. Para calcular la saturación de oxígeno es requerida la luz roja e infrarroja. Pero por otra parte,

la luz en el ambiente es no deseada y esto debe ser tomado en cuenta.

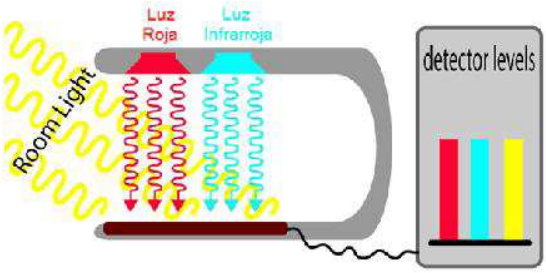


FIGURA 1.45: El sensor se expone a la luz del ambiente

La Figura 1.45 muestra los dos LEDs encendidos, esto para hacer la explicación más fácil. Pero en realidad, ambos LEDs nunca están encendidos juntos. El oxímetro de pulso cambia alternadamente el estado de los LEDs de un estado encendido a un estado apagado cientos de veces por segundo en una secuencia particular explicada a continuación:

En primer lugar, el oxímetro de pulso activa el LED de luz roja, esta luz atraviesa el dedo y llega al detector. La luz externa de la habitación también llega al detector. Entonces el detector registra, tanto la luz roja como la luz del ambiente.

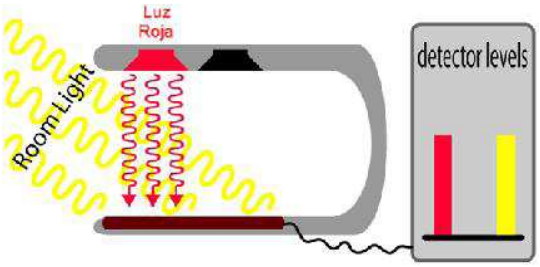


FIGURA 1.46 : El detector registra la luz roja y la luz del ambiente

Luego, el oxímetro de pulso apaga el LED de luz roja y enciende el LED de luz infrarroja. La luz infrarroja pasa a través del dedo y llega al detector. De igual manera la luz externa de la habitación también llega al detector. Por lo tanto el detector registra la luz infrarroja y la luz del ambiente.

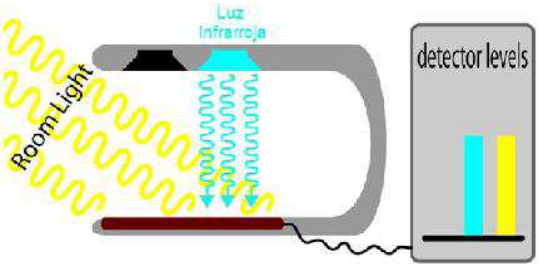


FIGURA 1.47 : El detector registra la luz infrarroja y la luz del ambiente

Por último, el oxímetro de pulso apaga tanto las luces del LED rojo e infrarrojo. Ahora la única luz que incide sobre el detector es la luz del ambiente. Y el oxímetro de pulso registra solamente el nivel de la luz del ambiente.

FIGURA 1.48 : El detector registra solamente la luz del ambiente

Debido a que el oxímetro de pulso, ahora sabe el nivel de luz del ambiente, es capaz de restar de las lecturas anteriores para obtener los niveles reales de luz roja e infrarroja.

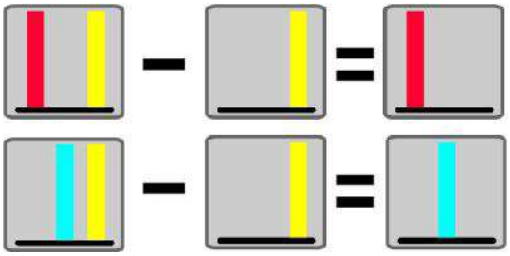


FIGURA 1.49 : Los niveles reales de luz roja e infrarroja se obtienen restando la luz del ambiente

1.5.9 LIMITACIONES Y CAUSAS DE ERROR EN LA PULSIOXIMETRÍA

Cuando se piensa en los problemas relacionados con los oxímetros de pulso, es importante recordar que la señal (AC) que se analiza es muy pequeña. Como se ha explicado antes, es sólo alrededor del 2% la señal total absorbida. Los oxímetros actuales son muy fiables cuando el paciente presenta saturaciones superiores al 75%.

Las limitaciones de está monitorización son inherentes a los factores en los que está basada su medida y/o su determinación, es decir, a todo lo que afecte a la transmisión, a la absorción y a la detección de la luz roja e infrarroja:

- Todas aquellas situaciones fisiológicas que cursen con vasoconstricción

extrema, como hipotermia severa, hipovolémia e hipotensión.

- Anemia severa. La hemoglobina debe ser inferior a 5 mg/dl para causar lecturas falsas.
- Contrastes intravenosos, pueden interferir si absorben luz de una longitud de onda similar a la de la hemoglobina.
- El pulso venoso. El aumento del pulso venoso puede afectar la lectura, se debe colocar el dispositivo por encima del corazón.
- Artefactos de movimiento. Los oxímetros de pulso son muy vulnerables al movimiento ya sea del paciente o del sensor.
- Problema por desviación óptica. Es importante seleccionar el tamaño adecuado del sensor y la colocación debe ser correcta.
- Sobreexposición a la luz ambiental. La luz ambiental demasiada intensa, interfiere con la luz roja e infrarroja dando lugar a lecturas erróneas.
- Interferencia electromagnética (EMI). Interferencias con otros aparatos eléctricos que emiten fuertes ondas eléctricas, por ejemplo, electrocirugía, resonancia magnética
- Mala perfusión periférica por frío ambiental, disminución de temperatura corporal, hipotensión, vasoconstricción. Cuando la perfusión periférica es pobre, las arterias son mucho menos pulsátiles, por lo tanto la señal (AC) es muy débil e inadecuada para calcular la saturación de oxígeno.
- No detecta hiperoxia. La hemoglobina no es la única manera de llevar oxígeno en la sangre, oxígeno adicional también puede ser disuelto en el plasma, el problema es cuando el oxímetro no puede detectar el oxígeno adicional disuelto, el paciente corre el riesgo de recibir demasiado oxígeno.
- Problema de calibración. Para saturaciones inferiores aproximadamente 75 a 80%, la curva de calibración se calcula matemáticamente, por lo tanto los oxímetros son menos preciosos bajo estas saturaciones.
- Obstáculos a la absorción de la luz. Pueden afectar la exactitud de la determinación de la saturación, esmalte de uñas y pigmentación de la piel.
- Hemoglobinas anormales. Altas concentraciones sanguíneas de carboxihemoglobina y/o metahemoglobina, absorben longitudes de onda similares a la oxihemoglobina.

1.5.10 INTERPRETACIÓN CLÍNICA PULSIOXIMETRÍA

El punto crítico que debe dar la señal de alarma es el de saturaciones inferiores al 95% (inferiores al 90 ó 92% cuando existe patología pulmonar crónica previa), estos pacientes deben recibir tratamiento inmediato.

Actuación según % de Saturación	
% Saturación	Actuación
> 95 %	No actuación inmediata.
95-90 %	Tratamiento inmediato y monitorización de la respuesta al mismo, según ésta, valorar derivación al hospital. Los pacientes con enfermedad respiratoria crónica toleran bien saturaciones en torno a estos valores.
< 90 %	Enfermo grave. Hipoxia severa. Oxigenoterapia + tratamiento y traslado al hospital.
< 80 %	Valorar intubación y ventilación mecánica.
En niños con < 92%: Remitir al hospital aunque presenten mejoría con maniobras iniciales, por ser más incierta su respuesta al tratamiento.	

TABLA 1.3 : Actuación según el porcentaje de saturación

1.6 LA ONDA DE PRESIÓN ARTERIAL

La onda de presión es el resultado del súbito golpe causado por la eyección de la sangre procedente del ventrículo sobre la pared de la aorta, y que se puede medir mediante un transductor de presión. La onda de presión arterial se transmite a través de la columna de sangre aórtica y de la pared arterial a una velocidad cercana a 4-6 m/s; es decir, cerca de 20 veces más rápido que la media de la velocidad del flujo sanguíneo.

La onda de presión, por lo tanto, no tiene una relación directa con el flujo y en teoría podría formarse completamente si en lugar de un fluido hubiera, por ejemplo, aire.

Técnicamente el registro de la presión arterial es más sencillo que el del flujo sanguíneo, y su análisis, al igual que el del obtenido mediante pletismografía, puede dar una información muy valiosa sobre los eventos que ocurren en la circulación periférica.

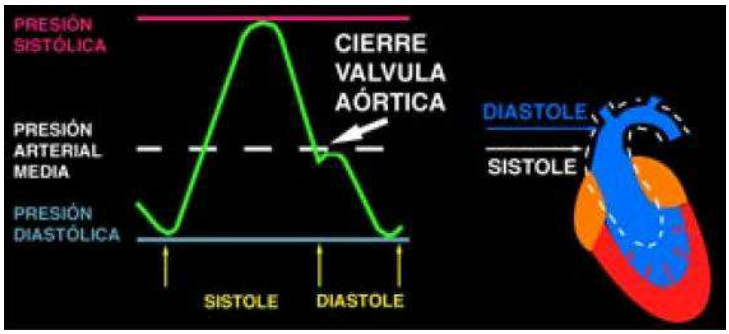


FIGURA 1.50 : Representación gráfica forma de onda de presión arterial

1.6.1 COMPONENTES DE LA ONDA DE PRESIÓN

Está formada por una línea ascendente que corresponde al pico de la presión sistólica, a continuación la onda inicia una línea descendente que se corta debido a la pequeña incisura causada por el cierre de la válvula aórtica, la incisura dicrótica, marcando el final de la sístole ventricular.

Durante la diástole la presión, y por lo tanto, la onda continua disminuyendo hasta que la pared aórtica retrocede empujando la sangre hasta la periferia este es el final de la diástole y de la onda.

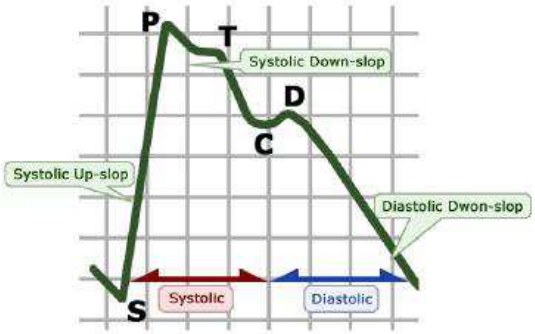


FIGURA 1.51 : Componentes de la forma de onda de presión arterial

1.7 LA ONDA DE PULSO POR PLETISMOGRAFÍA

El primer concepto que tiene que quedar claro sobre la onda de pulso por pletismografía, es que esta no es análoga a la onda de presión sanguínea.

La onda de pulso pletismográfica es una imagen especular de la forma de la onda de la intensidad de la luz transmitida y medida mediante pletismografía fotoeléctrica.

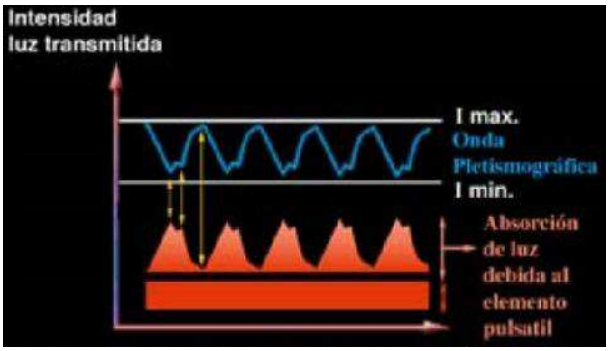


FIGURA 1.52 : Ilustra como la onda pletismográfica es una imagen de la onda de intensidad de la luz absorbida debido al elemento pulsátil (sangre arterial).

Un aspecto muy importante de la onda pletismográfica es que la absorción de la luz infrarroja no se afecta significativamente por los cambios de la concentración de HbO_2, en realidad, las variaciones en el tamaño de la onda pletismográfica son debidos a cambios en el volumen local sanguíneo.

1.7.1 LA FRECUENCIA DEL PULSO

El pletismograma correspondiente es una representación en forma de onda de la oxigenación arterial y la detección de la frecuencia del pulso.
La frecuencia del pulso es el número de veces que el corazón late por minuto (conocida también como frecuencia cardíaca). Un corazón normal en reposo late aproximadamente entre 40 y 100 veces por minuto (bpm). Cada latido cardíaco bombea sangre hacia las arterias. Sobre los 100 bpm se habla de taquicardia y bajo los 40 bpm se habla de bradicardia.

1.7.2 DETERMINACIÓN E INTERPRETACIÓN DE LA ONDA PLETISMOGRÁFICA

La onda de pulso pletismográfica es una imagen de la onda de la intensidad de la luz absorbida, de tal forma que los cambios en la intensidad de la luz, o lo que es lo mismo los de la absorción, se registrarán como desviaciones hacia arriba o hacia abajo en el pletismograma.
Estos cambios se pueden cuantificar mediante lo que se denomina “el factor amplitud” y que se pueden expresar en forma de porcentaje:

$$Factor\,amplitud = \frac{Imax - Imin}{Imax} * 100\%$$

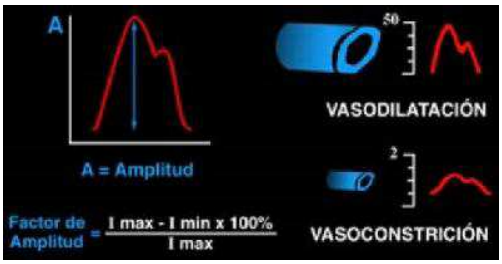


FIGURA 1.53 : Factor de amplitud refleja los cambios en el volumen sanguíneo

Este factor de amplitud va a reflejar los cambios en el volumen sanguíneo y es un indicador de la perfusión en el lugar donde se esté realizando la medición. Cuanto menor es el factor amplitud menor será el cambio que se ha producido en el volumen sanguíneo y viceversa. El primero de los casos indicará **vasoconstricción** y el segundo **vasodilatación**.

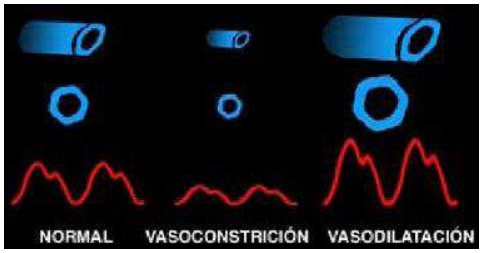


FIGURA 1.54 : Volumen sanguíneo normal, vasoconstrición y vasodilatación

El pulsioxímetro por lo tanto es capaz de dar dos tipos diferentes de información: la saturación de oxigeno medido por pulsioximetría y la onda pletismográfica, que informa del volumen sanguíneo que contienen las arterias periféricas del lugar donde se esté realizando la medición.

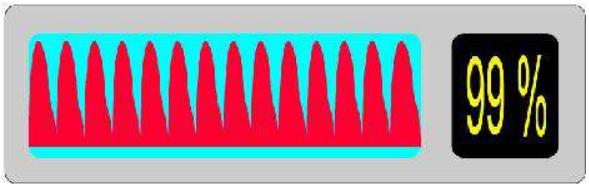


FIGURA 1.55 : Representación gráfica forma de onda pletismográfica y la saturación de oxigeno

El pletismograma es un gráfico muy importante de observación. Dice lo bien que la señal es pulsátil. Si la calidad de la señal pulsátil es pobre, entonces el cálculo de la saturación de oxígeno puede ser erróneo. Una señal pletismográfica pobre puede engañar al equipo e incidir en un mal cálculo de la saturación de oxígeno.

Como seres humanos, tendemos a creer que está bien, cuando vemos una saturación agradable como del 99%, cuando en realidad la saturación real del paciente puede ser mucho más bajo. Así que en primer lugar siempre es mejor mirar la onda pletismográfica, antes de ver la saturación de oxígeno.

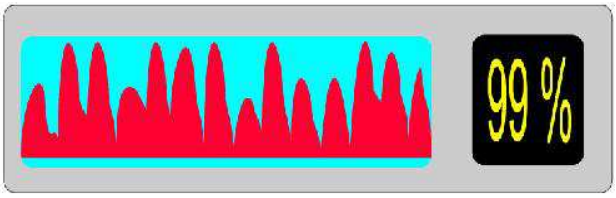


FIGURA 1.56 : Señal pletismográfica distorsionada

La onda pletismográfica se ve afectado por factores que afectan el flujo sanguíneo periférico. Por ejemplo, la baja presión arterial o temperatura periférica baja puede reducirlo.

1.7.3 APLICACIÓN CLÍNICA DE LA ONDA PLETISMOGRÁFICA

La onda de pulso pletismográfica o pletismograma es un parámetro relevante desde el punto de vista del clínico, este parámetro indica:

- Los cambios en la circulación periférica.
- La amplitud en la onda está relacionado con los cambios en el volumen sanguíneo de los vasos en donde se está realizando la medición.
- La disminución de la amplitud de la onda indicara vasoconstricción, de forma que el clínico puede diagnosticar aquellas situaciones que cursen con esta respuesta fisiológica.
- Un aumento en la amplitud indicará vasodilatación y se asociara a calor, aumento de temperatura corporal, hipercapnia, ausencia de dolor, etc.
- La onda pletismográfica indica la efectividad de las contracciones cardiacas, por ejemplo en presencia de distintas arritmias o en la reanimación de una parada cardiaca.

En el siguiente capítulo se diseñará el hardware del oxímetro de pulso. El diseño se realizará a partir de una tarjeta de adquisición de datos de oximetría de pulso OEM III marca NONIN, la cual será controlada mediante un sistema microprocesado usando AVRs. Se agregarán periféricos tales como: sensor de SpO_2, LCD gráfico 240x128, memoria extraíble SD, buzzer, pulsadores y LEDs.

CAPITULO II

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL OXÍMETRO

2.1 INTRODUCCIÓN

En este Capítulo se presenta el diseño del Hardware, se justifica los criterios de selección de los diferentes dispositivos utilizados, se justifican los circuitos diseñados y el proceso de construcción del equipo.

Para resolver el problema propuesto se decidió utilizar dos microcontroladores AVR a los cuales se los define como microcontrolador principal y microcontrolador secundario.

El microcontrolador principal debía permitir visualizar en un LCD gráfico y en tiempo real la saturación de oxigeno, la frecuencia de pulso y la onda pletismográfica, información que debería recibirla de un sensor de oximetría a través del módulo OEM III. Este módulo acondiciona la señal analógica del fotodiodo del sensor y la convierte en información serial TTL. El microcontrolador principal además debería controlar el panel táctil que permite el acceso a los menús configurar reloj y memoria SD. También debería producir una señal sonora a través de un buzzer cada vez que inicie un periodo de la onda pletismográfica, se pensó que con un botón táctil se debería, habilitar o deshabilitar esta opción.

El microcontrolador secundario se encargaría de grabar en una memoria SD la información de la saturación de oxigeno, la frecuencia de pulso con la fecha y la hora con la que sucedió el evento para lo cual se utiliza un reloj en tiempo real. El microcontrolador secundario además debería controlar tres LEDs que indican el estado del equipo y de la memoria.

Y Adicionalmente para la comunicación entre ambos microcontroladores se pensó en el puerto serie.

En la Figura 2.1 se puede observar el diagrama de bloques del hardware.

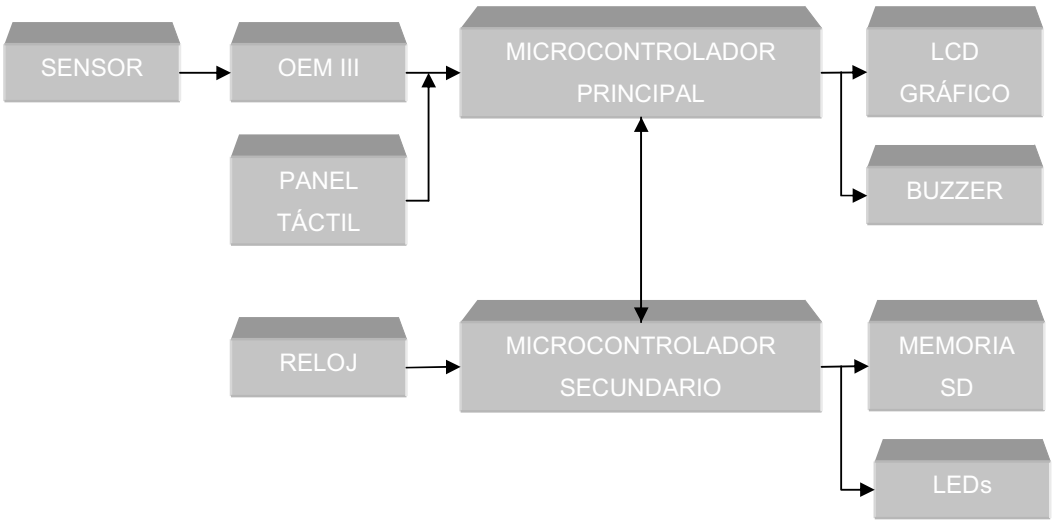


FIGURA 2.57 : Diagrama de bloques del hardware

2.2 SENSOR DE OXIMETRÍA DE PULSO

El sensor de oximetría de pulso a utilizarse funciona con el principio Beer-Lambert que se explicó en el Capítulo 1. El LED rojo trabaja a una longitud de onda de 660 nm a 0.8 mW y el LED infrarrojo trabaja a una longitud de onda de a 910 nm a 1.2 mW.

Puede trabajar en condiciones ambientales no controladas lo cual lo vuelve muy útil cuando se requiere dar asistencia médica pre-hospitalaria. Utiliza LEDs con tecnología NONIN® PureLight® que permite producir una alta intensidad de espectro de luz pura, que no provocan un cambio en la curva de calibración del oxímetro en los niveles de SpO_2 por debajo del 75%.

Para la selección del sensor se tomó en cuenta dos requerimientos, el primero es que debe ser compatible con el módulo OEM III de la marca NONIN® que se lo describe en el punto 2.1.2 de este capítulo, por lo que el sensor debe ser también de la marca NONIN, puesto que sensores de otras marcas pese a funcionar con el mismo principio, difieren en la longitud de onda del LED rojo e infrarrojo.

El segundo requerimiento es la aplicación que se le va a dar al oxímetro por lo que se decidió utilizar el modelo 8000AA que es un sensor tipo pinza, que sirve para adultos y es reutilizable.

Si se desea saber los modelos de sensor que son compatibles con el módulo OEM III, se puede consultar el manual técnico del módulo que se encuentra en el Anexo A.

En la Figura 2.2 se puede observar la foto del sensor utilizado.

FIGURA 2.58 : Sensor de SpO_2 tipo 8000AA para adulto marca NONIN® PureLight®

2.2.1 ASIGNACIÓN DE PINES DEL SENSOR

El sensor se encuentra conectado a un conector DB-9 hembra, lo que permite una fácil conexión y desconexión. En la Figura 2.3 se puede observar como identificar el número de pin en el conector DB9 del sensor de SpO_2.

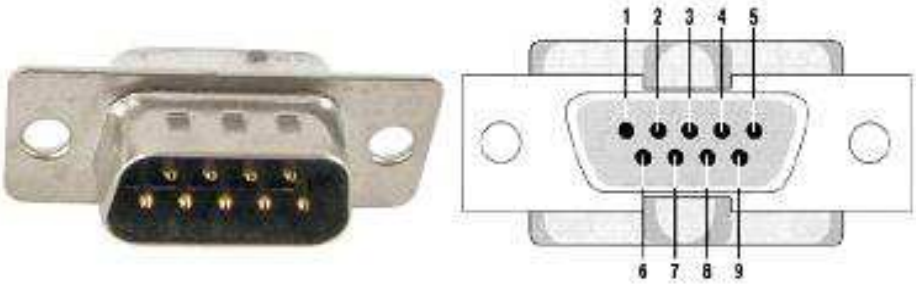


FIGURA 2.59 : Conector DB-9 del sensor de SpO_2

En la Tabla 2.1 se describe la asignación de pines.

PIN	ASIGNACIÓN
1	Sensor tipo 2.
2	Control del LED del sensor.
3	Control del LED del sensor.
4	No conectado.
5	Señal del fotodiodo.
6	Sensor tipo 1.
7	Apantallamiento del cable.
8	No conectado.
9	Apantallamiento de la señal del fotodiodo.

TABLA 2.4 : Asignación de Pines del sensor de SpO_2

2.3 DESCRIPCIÓN DEL MÓDULO OEM III

El módulo OEM III fue desarrollado por la empresa NONIN® dedicada a la manufactura de equipos médicos.

Este módulo actúa como un traductor de la señal eléctrica producida por el fotodiodo del sensor a un lenguaje más conocido como es el serial TTL.

En la Figura 2.4 se puede apreciar la foto del módulo OEM III.

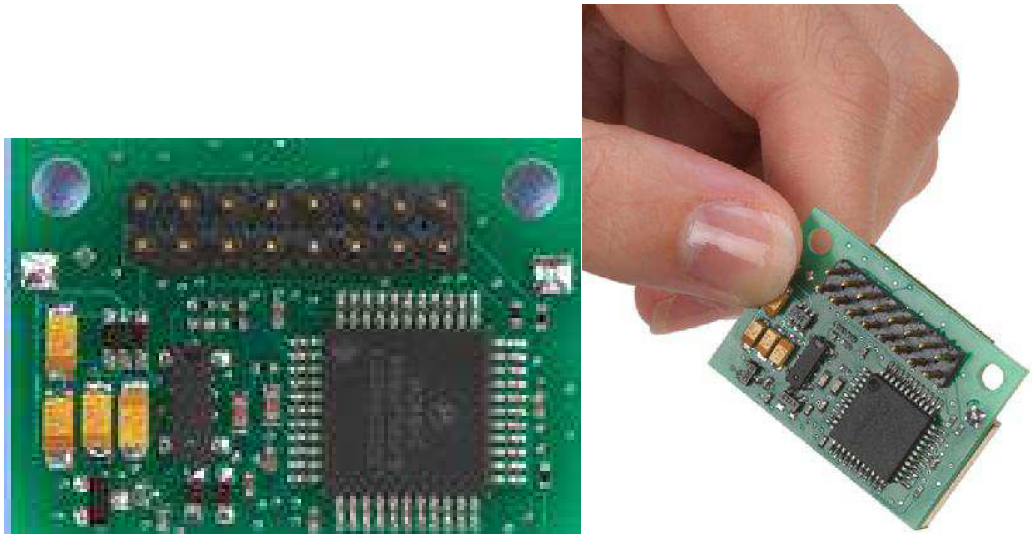


FIGURA 2.60 : Módulo OEM III marca NONIN®

2.3.1 ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DEL MÓDULO OEM III

Las especificaciones técnicas del módulo OEM III se listan en la Tabla 2.2.

ITEM	ESPECIFICACIÓN	VALOR
1	Rango de la saturación de oxigeno (SpO2)	0 a 100 (%)
2	Rango de frecuencia de pulso	18 to 321 (BPM)[6]
3	Longitud de onda LED rojo y potencia de salida media	660 nm @ 0.8 mW
4	Longitud de onda LED infrarrojo y potencia de salida media	910 nm @ 1.2 mW
5	Precisión (SpO2)	± 2 (%)
6	Precisión de frecuencia de pulso	± 3 (BPM)
7	Temperatura de operación	0°C a +50°C
8	Humedad relativa de operación	10 a 90%
9	Potencia consumida	29 mW @ 3.3VDC 45 mW @ 5.0VDC
10	Voltaje de entrada	+3.3VDC (3.2V to 3.5V) o +5.0VDC ±0.25VDC
11	Dimensiones	34.3 x 24.1 x 6.2 (mm)
12	Trasmisión serial	9600 bps, 8 bits de datos, 1 bit de parada, sin bit de paridad

TABLA 2.5 : Especificaciones técnicas del módulo OEM III

Cabe mencionar que las precisiones de la saturación de oxigeno y frecuencia de pulso varían de acuerdo al modelo de sensor que se utilice, por lo que se aclara que las presentes especificaciones fueron realizadas utilizando el sensor modelo 8000AA. Si se desea saber la precisión que se obtendrá con otro modelo de sensor, se debe observar el manual técnico del módulo que se encuentran en el Anexo A.

2.3.2 ASIGNACIÓN DE PINES DEL MÓDULO OEM III

En la Figura 2.5 se puede observar como identificar el número de pin en el módulo OEM III.

---

[6] ***BPM:*** De las siglas en ingles beats per minute que se traduce pulsaciones por minuto.

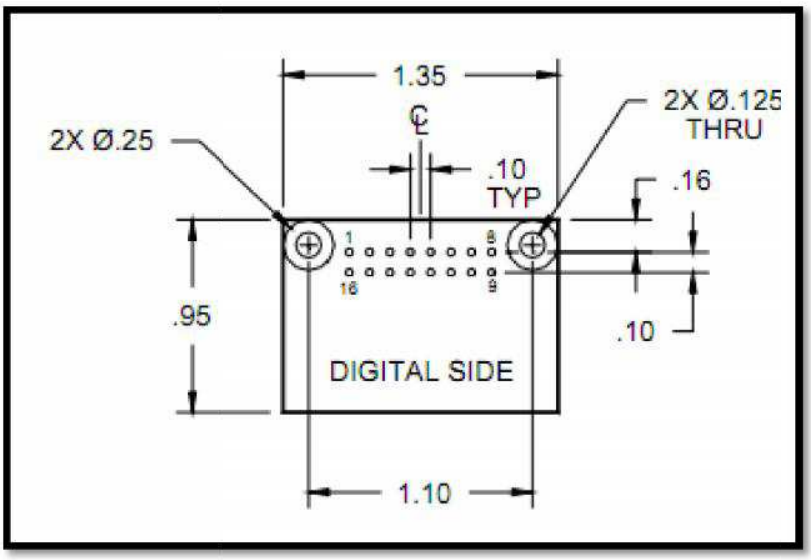


FIGURA 2.61 : Identificación de pines del módulo OEM III

La asignación de pines del módulo OEM III se describe en la siguiente Tabla 2.3.

PIN	ASIGNACIÓN
1	Apantallamiento del cable.
2	Señal del fotodiodo.
3	No conectado.
4	Apantallamiento de la señal del fotodiodo.
5	Sensor tipo 1.
6	Control del LED del sensor.
7	Control del LED del sensor.
8	No conectado.
9	Selector de formato de datos seriales.
10	Entrada serial.
11	Salida serial.
12	Sensor tipo 2.
13	Reset.
14	Salida digital fotopletismográfica.
15	Tierra.
16	Vcc.

TABLA 2.6 : Asignación de Pines del Módulo OEM III

2.3.3 SELECCIÓN DE LA INFORMACIÓN SERIAL ENTREGADA POR MÓDULO OEM III

El módulo OEM III permite seleccionar cuanta información se desea recibir del sensor, para lo cual NONIN® ha creado tres tipos de formatos: El formato uno permite recibir solo datos de la saturación de oxigeno y frecuencia de pulso; el formato #2 aparte de la información recibida en el formato uno, permite recibir datos de la onda pletismográfica (8 bits de precisión) y el formato siete se diferencia respecto al formato dos en que la onda pletismográfica es más precisa (16 bits de precisión).

En el presente proyecto se decidió la implementación del oxímetro utilizando el formato #2, debido a la limitación del LDC gráfico que se va a utilizar que es de 240x128 pixeles. Si se requiere más información sobre los otros formatos se puede consultar el manual técnico del módulo que se encuentra en el Anexo A.

En el formato #2 la información es enviada en un paquete de veinticinco tramas de cinco bytes y este paquete se envía tres veces por segundo

En la Tabla 2.4 se puede apreciar los bytes que son transportados un paquete de datos.

BYTE 1	BYTE 2	BYTE 3	BYTE 4	BYTE 5
01	STATUS	PLETH	HR MSB	CHK
01	STATUS	PLETH	HR LSB	CHK
01	STATUS	PLETH	SpO2	CHK
01	STATUS	PLETH	REV	CHK
01	STATUS	PLETH	RESERVADO	CHK
01	STATUS	PLETH	RESERVADO	CHK
01	STATUS	PLETH	RESERVADO	CHK
01	STATUS	PLETH	RESERVADO	CHK
01	STATUS	PLETH	SpO2-D	CHK
01	STATUS	PLETH	SpO2 Fast	CHK
01	STATUS	PLETH	SpO2 B-B	CHK
01	STATUS	PLETH	RESERVADO	CHK
01	STATUS	PLETH	RESERVADO	CHK
01	STATUS	PLETH	E-HR MSB	CHK
01	STATUS	PLETH	E-HR LSB	CHK
01	STATUS	PLETH	E-SpO2	CHK
01	STATUS	PLETH	E-SpO2-D	CHK

01	STATUS	PLETH	RESERVADO	CHK
01	STATUS	PLETH	RESERVADO	CHK
01	STATUS	PLETH	HR-D MSB	CHK
01	STATUS	PLETH	HR-D LSB	CHK
01	STATUS	PLETH	E-HR-D MSB	CHK
01	STATUS	PLETH	E-HR-D LSB	CHK
01	STATUS	PLETH	RESERVADO	CHK
01	STATUS	PLETH	RESERVADO	CHK

TABLA 2.7 : Paquete de datos enviados por el módulo OEM III

Como se puede observar en la Tabla 2.4 el primer byte de cada trama siempre tendrá un valor de 01.

En el segundo byte de la trama se tiene los bits de estado, cuya función se describe en la Tabla 2.5.

BIT	NOMBRE	SU VALOR ES UNO CUANDO:
0	SYNC	Se envía la primera trama del paquete
1	GPRF	La calidad de señal del sensor es alta
2	RPRF	La calidad de señal del sensor es baja
3	SNSA	El sensor está proporcionando datos inutilizables para el análisis
4	OOT	Ausencia de señales consecutivas
5	ARTF	Intervalo del pulso actual disparejo
6	SNSD	Sensor desconectado
7	-	Siempre

TABLA 2.8 : Descripción del byte status

En el tercer byte de la trama se envía la información de la onda pletismográfica.

Del cuarto byte se obtiene información de la frecuencia de pulso y saturación de oxigeno. En la Figura 2.6 y 2.7 se puede observar el formato con el que es enviada la frecuencia de pulso y la saturación de oxigeno respectivamente.

	7	6	5	4	3	2	1	0
HR MSB	X	X	X	X	X	X	HR8	HR7

	7	6	5	4	3	2	1	0
HR LSB	X	HR6	HR5	HR4	HR3	HR2	HR1	HR0

FIGURA 2.62 : Formato de los bytes la frecuencia de pulso

	7	6	5	4	3	2	1	0
SPO_2	X	SP6	SP5	SP4	SP3	SP2	SP1	SP0

FIGURA 2.63 : Formato del byte de la saturación de oxigeno

2.4 SELECCIÓN DEL LCD GRÁFICO

Para la selección del LCD gráfico se debe tener en cuenta lo que se va a graficar que para esta aplicación la que ocuparía mayor área es la onda pletismográfica.

La información que envía el módulo OEM III de la onda pletismográfica tiene una precisión de 8 bits que puede tener valores decimales que van entre 0 a 255 y estos deben ser graficados en el eje Y del LCD gráfico.

El LCD gráfico que se escoge es el más grande que se consigue comercialmente que es de 240X128 pixeles, por lo que la amplitud de la onda pletismográfica debe ser graficada entre 0 y 128 pixeles.

En la Figura 2.8 se puede apreciar la foto del LCD gráfico utilizado.

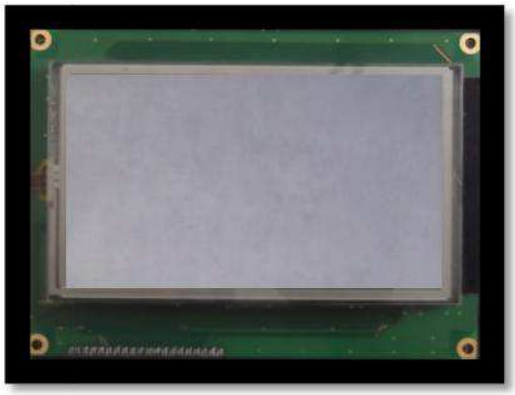


FIGURA 2.64 : Foto del LCD gráfico utilizado

2.4.1 ASIGNACIÓN DE PINES DEL LCD GRÁFICO

La asignación de pines del LCD gráfico se describe en la Tabla 2.6.

PIN	NOMBRE	NIVEL	DESCRIPCIÒN
1	Vss		Tierra
2	Vdd		Voltaje +5v
3	Vo		Contraste
4	C/D	H/L	Comando escribir (WR=L Y C/D=H) Escribir dato (WR=L Y C/D=L) Leer estatus (RD=L Y C/D=H) Leer dato (RD=L Y C/D=L)
5	RD	L	Leer dato
6	WR	L	Escribir dato
7	Db0		Bus de datos
8	Db1		Bus de datos
9	Db2		Bus de datos
10	Db3		Bus de datos
11	Db4		Bus de datos
12	Db5		Bus de datos
13	Db6		Bus de datos
14	Db7		Bus de datos
15	CE	L	Habilitador
16	RESET	H/L	Reset (L)
17	Vee		Salida de voltaje
18	MD2	H/L	32 columnas (H) 40 columnas (L)
19	Fs1	H/L	Selección de font 6X8(H), 8X8(L)
20	NC		No conectar

TABLA 2.9 : Asignación de pines del LCD gráfico

2.4.2 DISEÑO DEL CIRCUITO DEL LCD GRÁFICO CON PANEL TACTIL

Debido a que el microcontrolador principal está conectado a 3,3 V y el LCD gráfico funciona a 5 V se utilizo dos circuitos integrados 74HC541 que son buffers amplificadores de corriente conectados a 5V.

Por recomendación del fabricante del panel táctil, se coloca resistencias de 270 Ω entre el microcontrolador y el panel táctil.

En la Figura 2.9 se puede observar el circuito para el control del LCD gráfico.

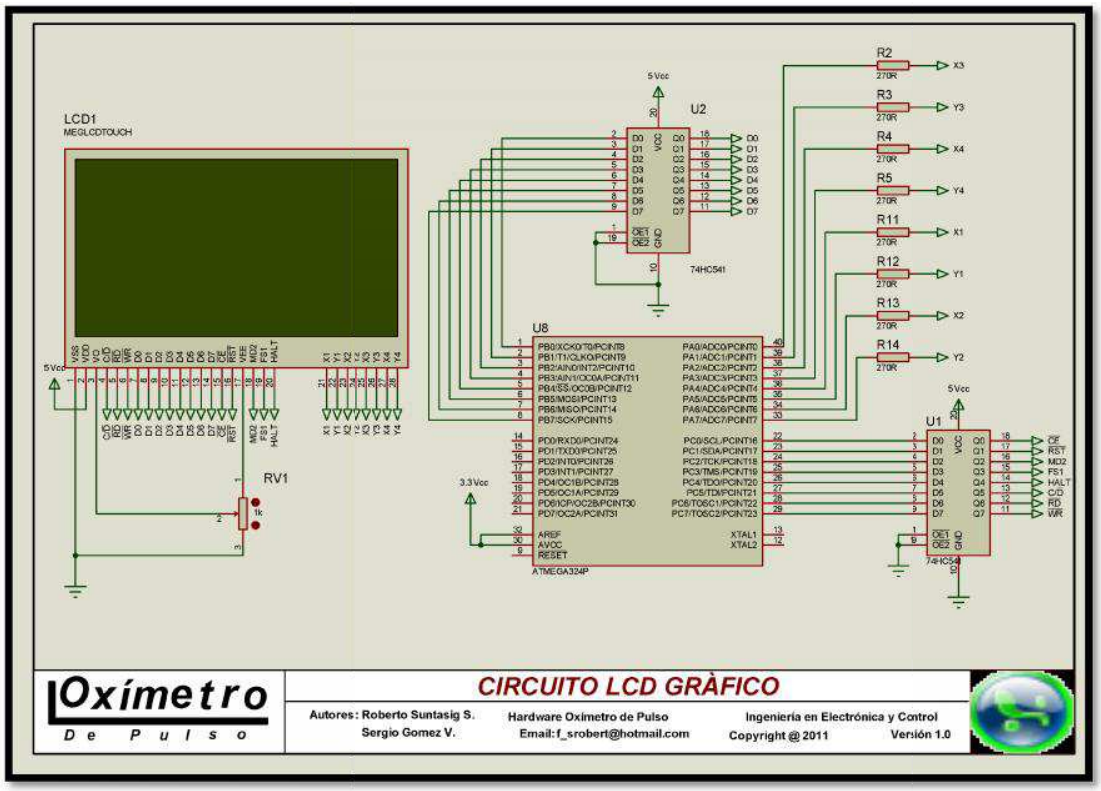


FIGURA 2.65 : Circuito del LCD gráfico

2.5 SELECCIÓN DE LA MEMORIA EXTERNA

Para la memoria externa se decidió utilizar una memoria flash SD (Secure Digital) por dos motivos:

El primero es que el voltaje que alimenta al microcontrolador que es de 3,3 Vdc y

el voltaje que requiere la memoria esta en el rango de 2,7 a 3,6 Vdc; siendo así no se requiere un circuito adicional entre ambos.

El segundo es que se dispone de la librería AVR-DOS desarrollada por Josef Franz Vögel, que permite controlar a particiones formateadas con FAT-16 y FAT 32, con las que trabajan las memorias SD.

En la Figura 2.10 se observa una foto de una memoria SD con su respectiva identificación de pines

FIGURA 2.66 : Foto de una memoria SD

Las especificaciones técnicas de las memorias SD se resumen en la tabla 2.7.

PARÁMETRO	ESPECIFICACIÓN
Capacidad	2 Gb
Ancho	24mm
Largo	32mm
Grosor	2,1mm
Volumen	1,596mm^2
Peso	2 g aprox.
Voltaje de funcionamiento	2,7-3,6 Vdc
Interruptor de protección contra escritura	Si
Protecciones de terminal	Si
Número de pines	9 pines

TABLA 2.10 : Especificaciones técnicas de la memoria SD

La asignación de pines de la memoria SD se describe en la Tabla 2.8.

PIN	NOMBRE	TIPO	DESCRIPCIÓN SPI
1	!CD(!CS)	Entrada	Chip select(activo a 0)
2	CMD(Dataln)	Entrada	Línea de datos y comandos hacia la tarjeta
3	VSS1	Alimentación	Tierra
4	VDD	Alimentación	Alimentación
5	CLCK	Entrada	Señal de reloj
6	VSS2	Alimentación	Tierra
7	DAT0	Salida	Línea de datos de y status hacia el controlador
8	DAT1	Reservado	No utilizado en modo SPI
9	DAT2	Reservado	No utilizado en modo SPI

TABLA 2.11 : Asignación de pines de la memoria SD

2.5.1 DISEÑO DEL CIRCUITO DE LA MEMORIA SD

Debido a que las tarjetas SD pueden funcionar a 3,3 Vdc, que es el voltaje al que está alimentado el microcontrolador que realiza el control de este dispositivo, se los puede conectar directamente el uno con el otro.

Se utilizó un transistor que actúa como interruptor en el pin de V_{DD} de la memoria SD el cual permitirá suspender la escritura en la misma y poder sacarla de la ranura sin riesgo de que se pueda dañar. Se coloca una resistencia de 2,7KΩ para limitar la corriente de la base del transistor.

Adicionalmente se utilizaron dos LEDs que se encienden respecto a las condiciones descritas en la Tabla 2.9.

ETIQUETA	INDICADOR	CONDICIÓN
SD ON	LED Verde	Se enciende cuando está conectada la memoria SD. Permanece encendido mientras se graba en la memoria SD Se apaga cuando no está conectada la memoria SD.
SD OFF	LED Rojo	Se enciende cuando no está conectada la memoria SD. Permanece encendido mientras se graba en la memoria SD Se apaga cuando está conectada la memoria SD.

TABLA 2.12 : Condiciones de encendido de los LEDs indicadores

El cálculo de la resistencia limitadora de corriente para el encendido normal de los Leds se lo realiza con la formula derivada de la ley de ohm.

$$R = \frac{V}{I}$$

Donde:

V = Voltaje que sale de un pin del AVR.

I = Corriente que requiere el led para un encendido normal = 12mA.

$$R = \frac{V}{I}$$

$$R = \frac{3{,}3V}{0{,}012\,A}$$

$$R = 275\Omega$$

Valor normalizado:

$$R = 270\Omega$$

En la Figura 2.11 se puede observar el circuito implementado para el control de la memoria SD.

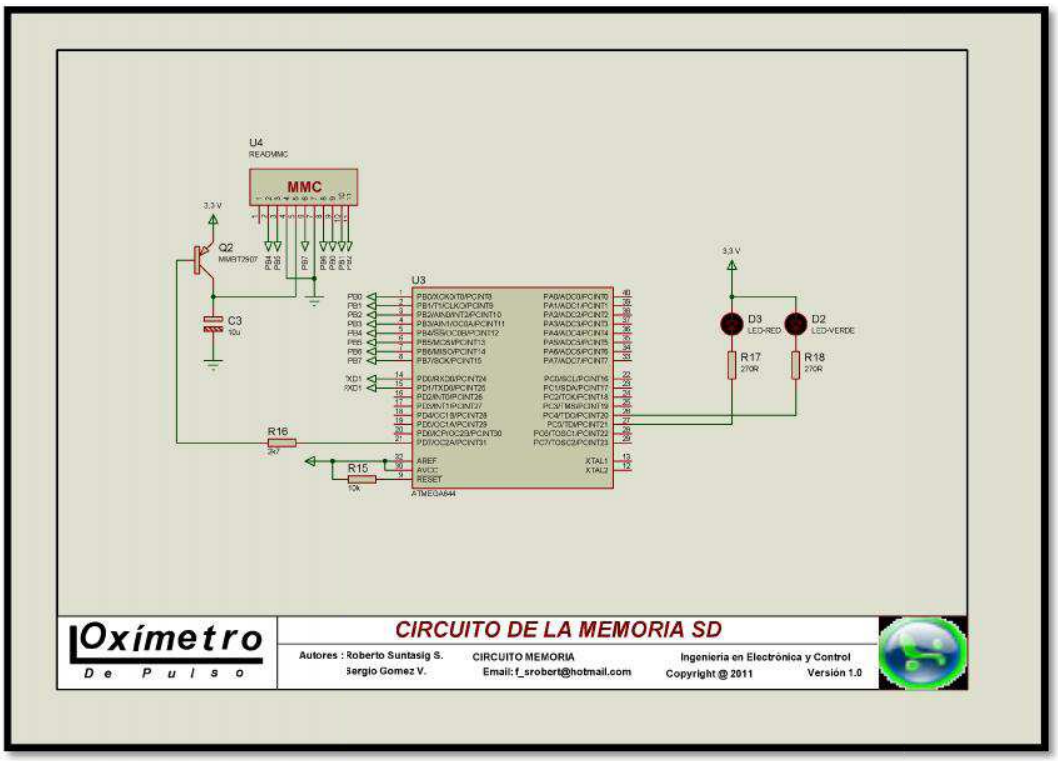


FIGURA 2.67 : Circuito de la memoria SD

2.6 SELECCIÓN DEL MICROCONTROLADOR PRINCIPAL

El microcontrolador principal que se va a utilizar en el presente proyecto es un microcontrolador AVR ATMEGA 324P.

En la Tabla 2.10 se muestra un cuadro comparativo entre los requerimientos del proyecto para el microcontrolador principal y las características el microcontrolador utilizado.

REQUERIMIENTOS DE HARDWARE PARA EL MICROCONTROLADOR PRINCIPAL	ATMEGA 324P	CUMPLIMIENTO
16 SALIDAS DIGITALES PARA EL CONTROL DEL GLCD	32 E/S DIGITALES	Cumple
1 SALIDA DIGITAL PARA EL CONTROL DEL BUZZER		
1 PUERTO SERIAL PARA LA COMUNICACIÓN CON MÓDULO OEM III	2 PUERTOS SERIALES	Cumple
1 PUERTO SERIAL PARA LA COMUNICACIÓN CON MICROCONTROLADOR SECUNDARIO		
2 CONVERSORES A/D PARA CONTROL DEL PANEL TÁCTIL	8 CONVERSORES A/D	Cumple

TABLA 2.13 : Requerimientos de Hardware para el microcontrolador principal

2.7 SELECCIÓN MICROCONTROLADOR SECUNDARIO

Debido a que va a utilizar la librería AVR-DOS, para realizar la escritura en la memoria SD, no se puede utilizar cualquier tipo de microcontrolador AVR, puesto que esta librería requiere cierta cantidad de memoria.

En la ayuda del programa BASCOM se recomienda utilizar el microcontrolador ATMEGA 128P o similar cuando se ocupa esta librería, por lo que se decidió utilizar un similar en memoria, este es el ATMEGA 644P.

En la Tabla 2.11 se muestra un cuadro comparativo entre los requerimientos de memoria para el microcontrolador secundario y las características el microcontrolador utilizado.

REQUERIMIENTOS DE MEMORIA PARA EL MICROCONTROLADOR SECUNDARIO	ATMEGA 644P	CUMPLIMIENTO
4 Kbytes de memoria de programa	64 Kbytes	Cumple
561 Bytes de memoria SRAM de información del sistema de archivos y el fuffer DIR-Handle.	4 Kbytes	Cumple
517 Bytes de memoria SRAM si FAT es manejado con propio buffer (para mayor velocidad).		
534 de Bytes memoria SRAM para cada identificador de archivo.		

TABLA 2.14 : Requerimientos de memoria para el microcontrolador secundario

Adicionalmente para el microcontrolador secundario se tiene requerimientos de hardware que se los muestra en la Tabla 2.12.

REQUERIMIENTOS DE HARDWARE PARA EL MICROCONTROLADOR SECUNDARIO	ATMEGA 164P	CUMPLIMIENTO
8 Salidas digitales para el control de la memoria SD	32 E/S DIGITALES	Cumple
3 Salidas digitales para el control de los LEDs		
1 Puerto serial para la comunicación con microcontrolador principal	2 PUERTOS SERIALES	Cumple

TABLA 2.15 : Requerimientos de Hardware para el microcontrolador secundario

2.8 FUENTE DE PODER

El presente proyecto dispone de una fuente de voltaje externa que tiene los datos de placa descritos en la Tabla 2.13:

UNIV POWER: SWITCHING POWER ADAPTOR	
MODELO SA-072AOF	
Rango de voltage de entrada	100 ~ 250 VAC
Rango de frecuencia de entrada	47 ~ 63 Hz
Corriente de entrada	0.4 A (rms)
Voltage de salida	7.5 VDC
Corriente de salida	2 Amps
Rango Temperatura de operación	0 Cº ~ 40 Cº

TABLA 2.16 : Datos de placa fuente de voltaje externa

La fuente de voltaje externa es una fuente switching tolera voltajes de entrada que varían desde: 100 a 250VAC; y provee un voltaje de salida de 7.5VDC, con una corriente máxima de salida de 2A.

FIGURA 2.68 : Fuente de voltaje externa y sus respectivos plugs (AC) y (DC)

2.9 ETAPA DE REGULACIÓN

Debido a que la fuente de poder externa da un voltaje de 7,5 Vdc y en el presente proyecto se utiliza 5 y 3,3 Vdc para la alimentación de los diferentes dispositivos, es necesario una etapa de regulación del voltaje para lo cual se utiliza circuitos integrados que cumplen con este fin como es el caso del LM7805 que regula el voltaje a 5 Vdc y el LM033 que regula el voltaje a 3,3 Vdc.

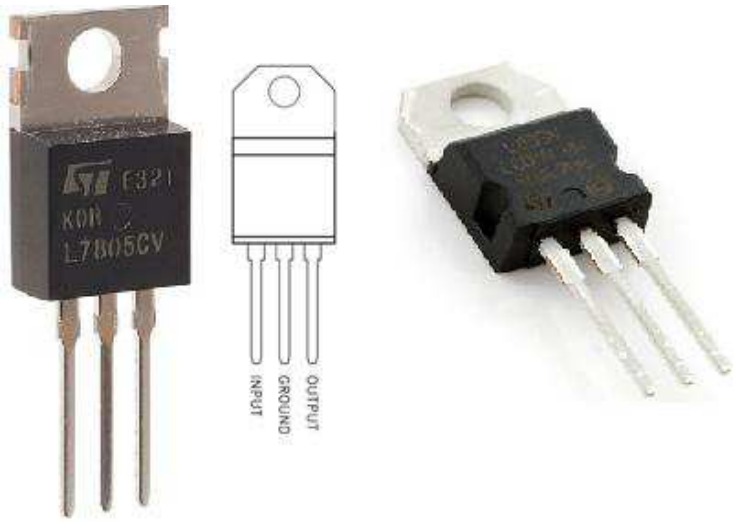


FIGURA 2.69 : Diagrama del regulador L7805 y del regulador LM033

Se colocaron condensadores de desacoplamiento debido a que sin importar lo buenas que sean las VCC y las conexiones a masa, la longitud de la pista introducirá una impedancia que creará ruido de conmutación procedente de las corrientes de conmutación parásitas.

La finalidad del condensador de desacoplamiento es mantener una baja impedancia dinámica entre la tensión de alimentación de cada CI y masa.
Se decidió utilizar dos condensadores en paralelo por cada punto de desacoplamiento tomando como base el artículo: **Bypass Capacitors** publicado por: **The Newsletter of the Seattle Robotics Society (Anexo B).**

El condensador de 10 uf servirá para desacoplar frecuencias pequeñas y el condensador de 100 nf servirá para desacoplar frecuencias grandes.

En la Figura 2.14 se muestra el efecto que produce colocar los condensadores de desacoplamiento.

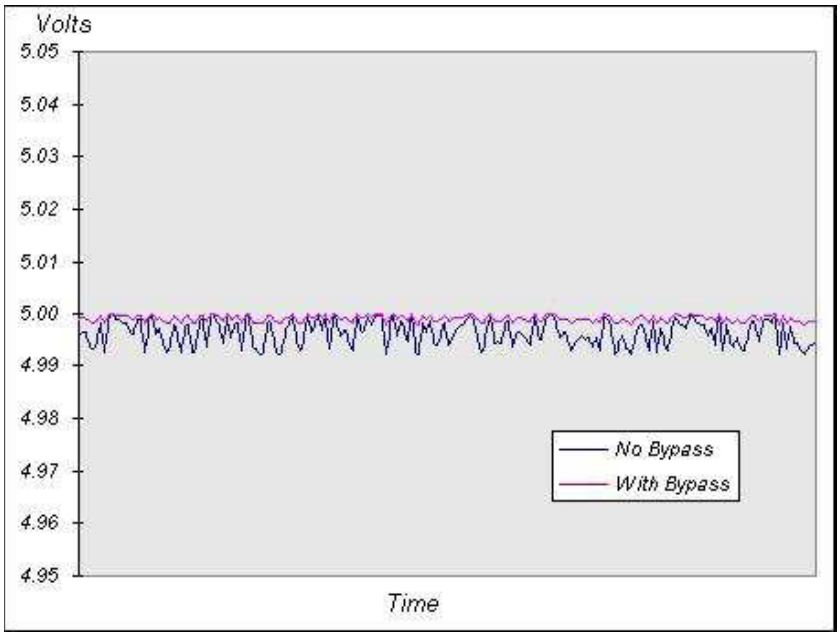


FIGURA 2.70 : Imagen comparativa de una fuente con y sin condensador de desacoplamiento

En la Figura 2.15 se puede observar el circuito implementado en la etapa de regulación.

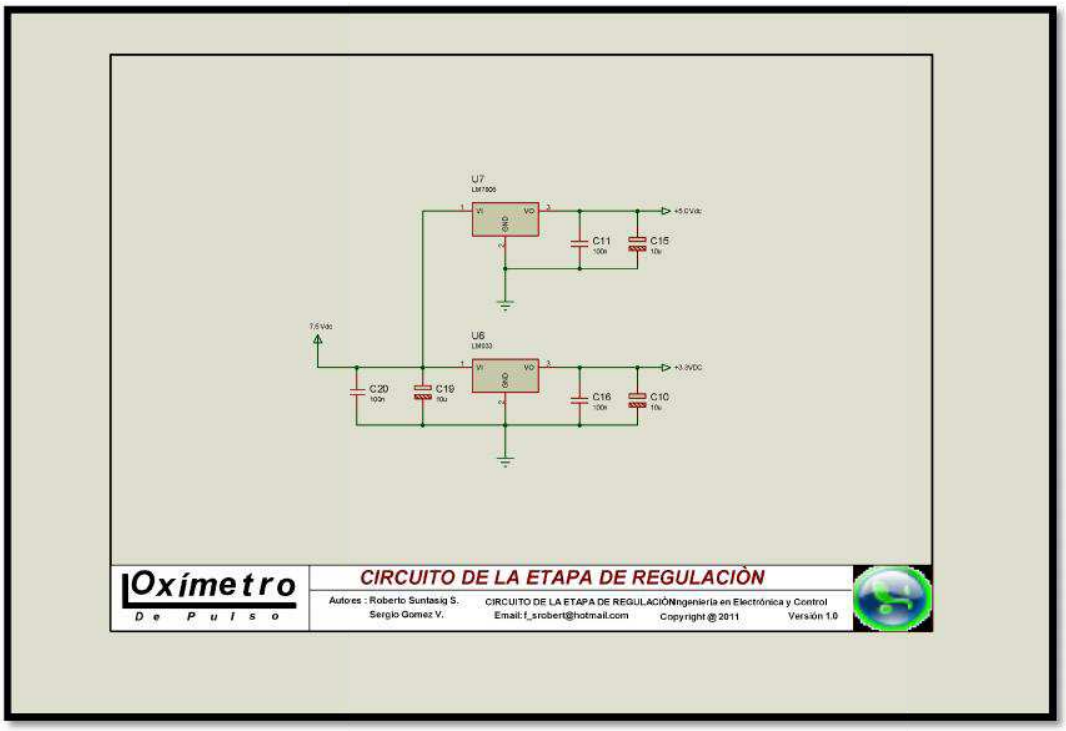


FIGURA 2.71 : Circuito de la etapa de regulación

2.10 PROTECCIONES

Para el presente proyecto se consideraron dos tipos de protecciones, una protección contra polarización inversa y una protección de sobrecorriente.

Para la protección contra polarización inversa se utiliza un puente de diodos, para lo cual se debe considerar la caída de voltaje en los diodos que en este caso es de 0,6x2 Vdc, por lo que si se utiliza la fuente externa anteriormente indicada de 7,5 Vdc se tendrá a la entrada de los reguladores de voltaje 6,3 Vdc

Para la protección de sobrecorriente se utilizó un fusible de vidrio, el cual irá ubicado entre la fuente externa y el circuito. Para el dimensionamiento del mismo se midió la corriente total del circuito y fue aproximadamente 300 ma. Si se multiplica por un factor de protección de 1,5 se tendrá que el fusible debe ser de 450 ma aproximándolo a un valor normalizado se tiene que el fusible es de 500 ma.

En la Figura 2.16 se puede observar la foto de un fusible de vidrio y un portafusibles similar al utilizado en este proyecto.

FIGURA 2.72 : Fusible y portafusible

2.11 CIRCUITO ESQUEMÁTICO TOTAL

En la Figura 2.17 se puede observar el circuito esquemático total

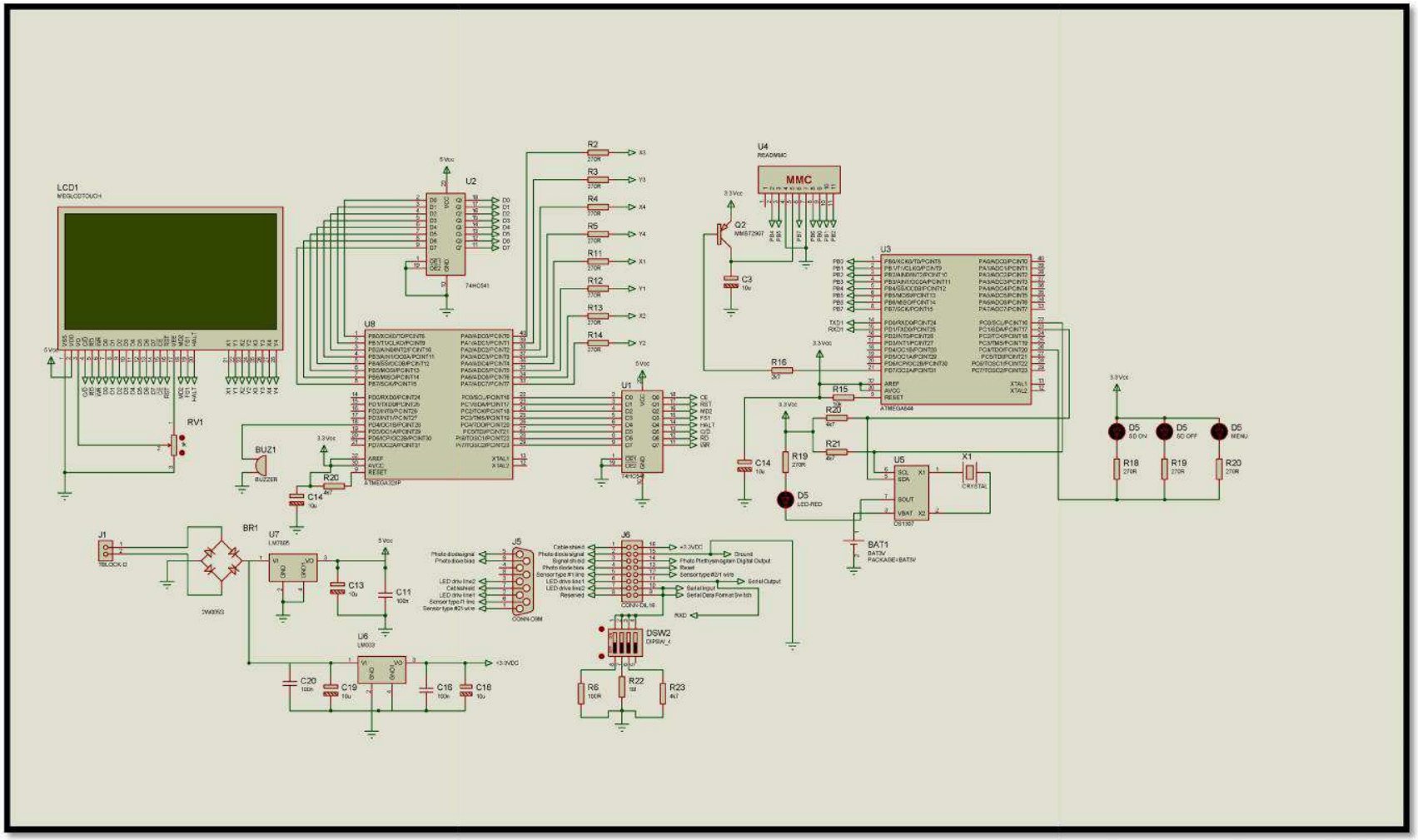


FIGURA 2.73 : Circuito esquemático total

2.12 CONSTRUCCIÓN DEL HARDWARE

2.12.1 CIRCUITO RUTEADO VISTA FRONTAL

Después de realizar el circuito esquemático total en el programa ISIS PROTEUS automáticamente se puede generar el circuito impreso con el programa ISIS ARES, obteniendo un circuito impreso de dos caras.

En la Figura 2.18 se puede observar la vista frontal del circuito impreso.

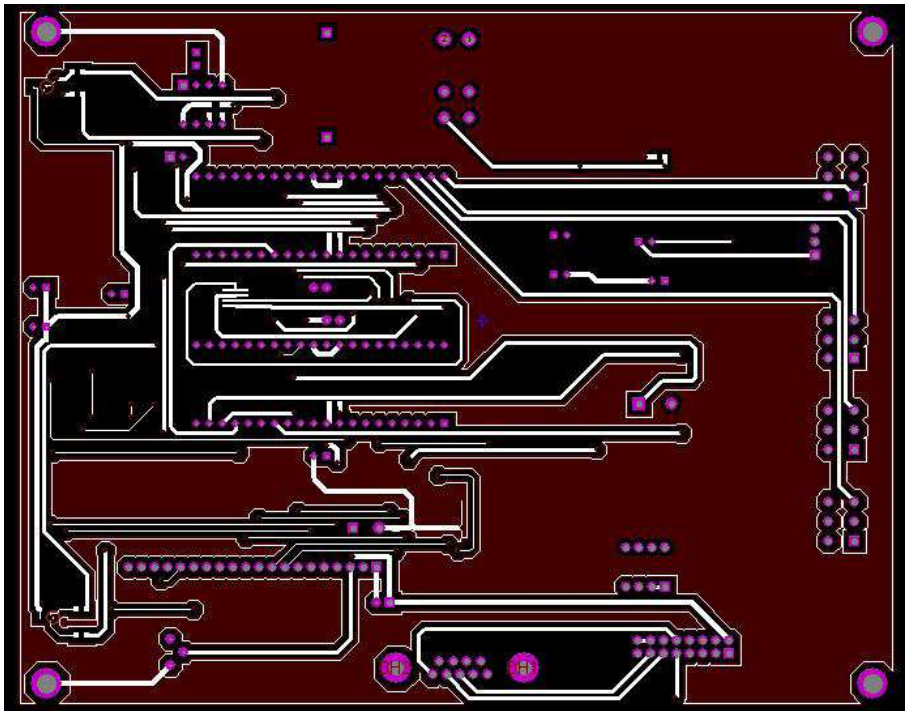


FIGURA 2.74 : **Vista frontal del circuito impreso**

2.12.2 CIRCUITO RUTEADO VISTA POSTERIOR

En la Figura 2.19 se puede observar la vista posterior del circuito impreso.

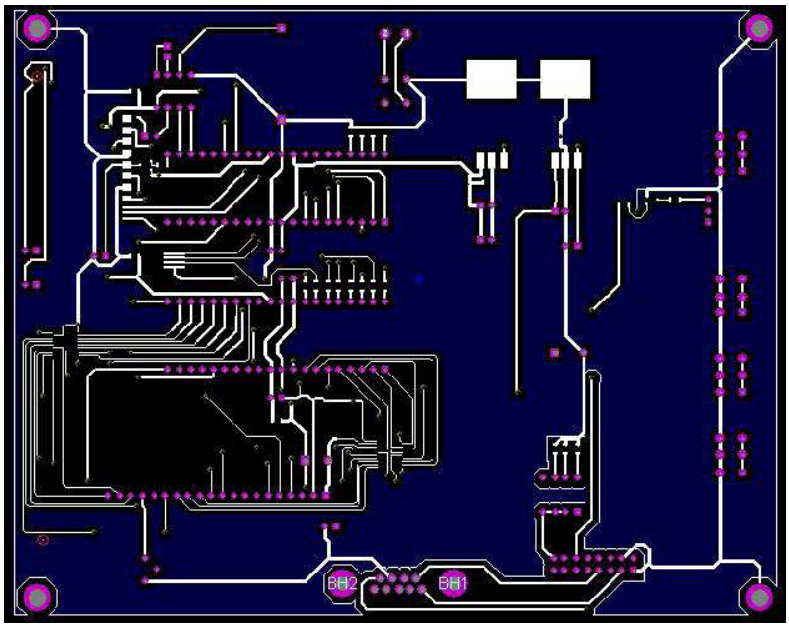


FIGURA 2.75 : Vista posterior del circuito impreso

2.12.3 TARJETA DEL CIRCUITO IMPRESO VISTA FRONTAL

En las Figuras 2.20 y 2.21 se describen la ubicación de los dispositivos electrónicos más importantes dentro de la placa impresa.

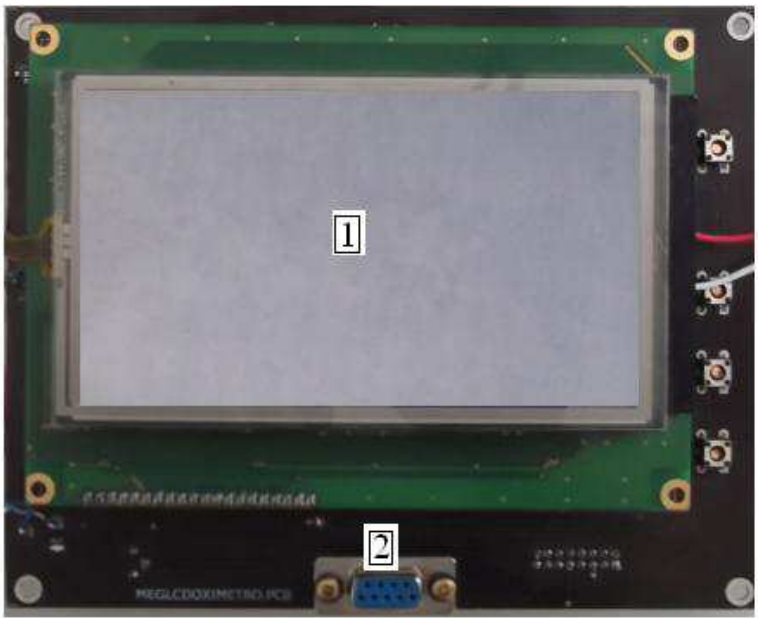


FIGURA 2.76 : Tarjeta electrónica vista frontal

1. LCD gráfico y panel táctil.
2. Conector del sensor de SpO_2.

2.12.4 TARJETA DEL CIRCUITO IMPRESO VISTA POSTERIOR

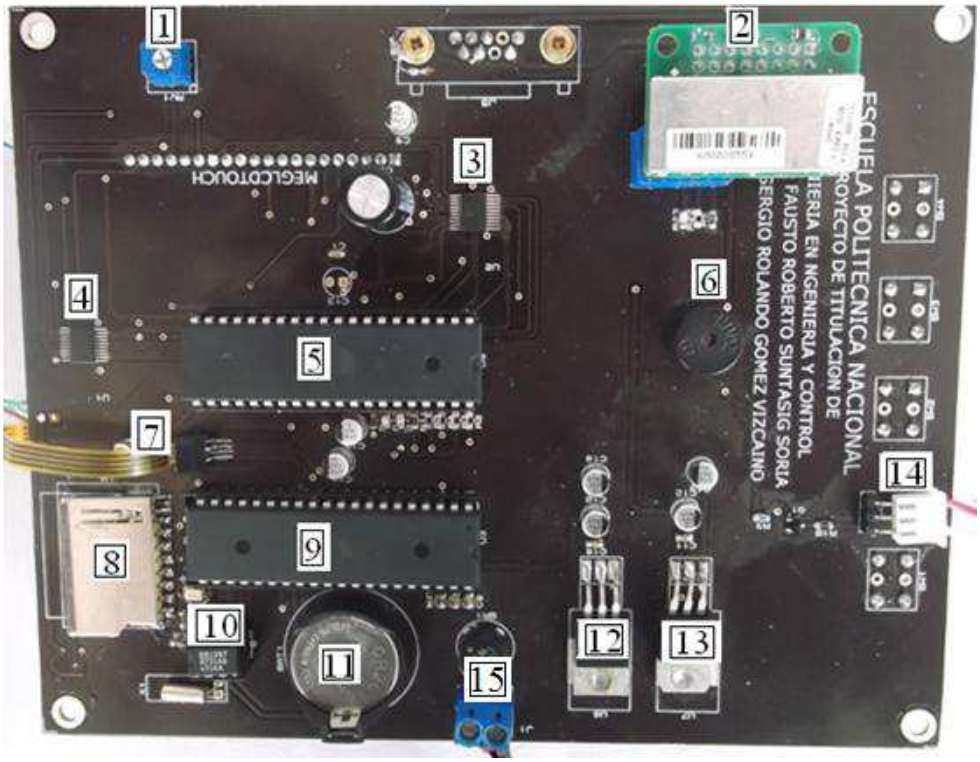


FIGURA 2.77 : Tarjeta electrónica vista posterior

1. Potenciometro de control del contraste del LCD gráfico.
2. Módulo OEM III NONIN®.
3. Buffer 74HC541.
4. Buffer74HC541.
5. Microcontrolador principal ATMEGA 324P.
6. Buzzer.
7. Conector del panel táctil.
8. Conector de la memoria SD
9. Microcontrolador secundario ATMEGA 644P.
10. Reloj externo DS1307.
11. Pila de alimentación del reloj externo.
12. Regulador de voltaje LM 7805.
13. Regulador de voltaje LM 033.
14. Conector para el backlight.
15. Conecto para la fuente DC.

2.12.5 CONSTRUCCIÓN DE LA CAJA VISTA FRONTAL

Para la construcción de la caja se decidió que el material a utilizarse debería ser acrílico de 3 mm de espesor color blanco con bisagras en la cubierta para tener fácil acceso al circuito electrónico del equipo. Los planos de la caja se los puede observar en el Anexo C

En la Figura 2.22 se describe la ubicación de los diferentes dispositivos que constituyen el panel frontal.

FIGURA 2.78 : Vista frontal del equipo

1. ***SD OFF***

LED rojo. Se enciende cuando no está conectada la memoria SD.

2. ***SD ON***

LED verde. Se enciende cuando está conectada la memoria SD.

3. ***MENU***

LED azul. Se enciende cuando funciona el equipo y parpadea cuando se ingresa al menú táctil.

4. ***PANTALLA CON PANEL TÁCTIL***

LCD gráfico 240x128 píxeles con panel táctil.

5. ***CONECTOR DE SpO_2***

Se utiliza para conectar el sensor de SpO_2 al equipo.

6. ***ON / OFF***

Presione esta tecla para encender o apagar el equipo.

2.12.6 VISTA LATERAL IZQUIERDA

En la Figura 2.23 se describe la ubicación de los diferentes dispositivos que constituyen el panel lateral izquierdo.

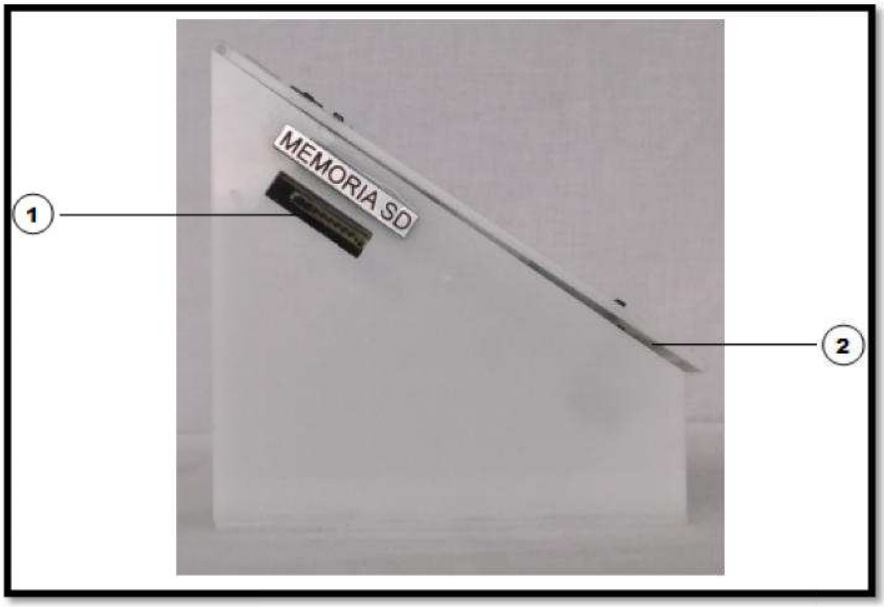


FIGURA 2.79 : Vista lateral izquierda del equipo

1. ***CONECTOR SD***

Permite conectar al equipo una memoria extraíble SD.

2. ***CUBIERTA***

Permite el acceso al circuito electrónico del equipo.

En la Figura 2.24 se describe la ubicación de los diferentes dispositivos que constituyen el panel lateral derecho.

2.12.7 VISTA LATERAL DERECHA

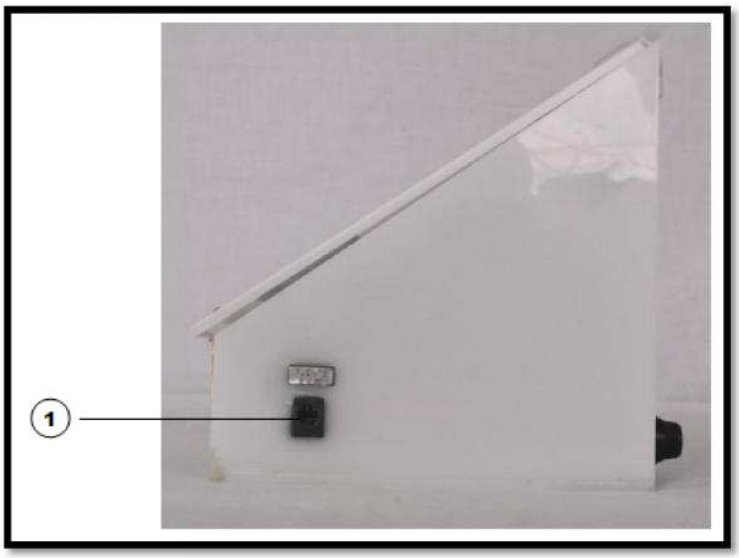


FIGURA 2.80 : Vista lateral derecha del equipo

1. ***CONECTOR DC***

Permite conectar la fuente de poder (9 Vdc a 800 mA).

2.12.8 VISTA POSTERIOR

En la Figura 2.25 se describe la ubicación de los diferentes dispositivos que constituyen el panel posterior.

FIGURA 2.81 : Vista posterior del equipo

1. ***FUSIBLE***

Permite el acceso al fusible (500 mA).

2.12.9 VISTA ISOMÉTRICA

En la Figura 2.26 se muestra la vista isométrica del equipo.

FIGURA 2.82 : Vista isométrica del equipo

En el siguiente capítulo se realizara la descripción del software desarrollado para dar soporte al hardware diseñado en el Capítulo 2. Se realizara también la descripción del software desarrollado para analizar los datos históricos guardados en la memoria SD.

CAPÍTULO 3

DESARROLLO DEL SOFTWARE DEL OXÍMETRO

3.1 INTRODUCCIÓN

En el presente Capítulo se realiza una breve explicación del lenguaje de programación utilizado, la descripción del software desarrollado para dar soporte al hardware diseñado en el Capítulo 2 y la descripción del software que permite la visualización de datos históricos guardados en la memoria SD.

3.2 SELECCIÓN DEL LENGUAJE DE PROGRAMACIÓN

La palabra “Basic” hace referencia al lenguaje BASIC (Beginners All-Purpose Symbolic Instruction Code), un lenguaje de alto nivel más cercano a los humanos.

3.2.1 DIFERENCIA ENTRE EL LENGUAJE BASIC Y EL ENSAMBLADOR

Para poder entender la diferencia entre los dos lenguajes de programación, se debe entender qué es un lenguaje de alto nivel y qué es un lenguaje de bajo nivel, en la Figura 3.1 se puede observar los niveles de programación.

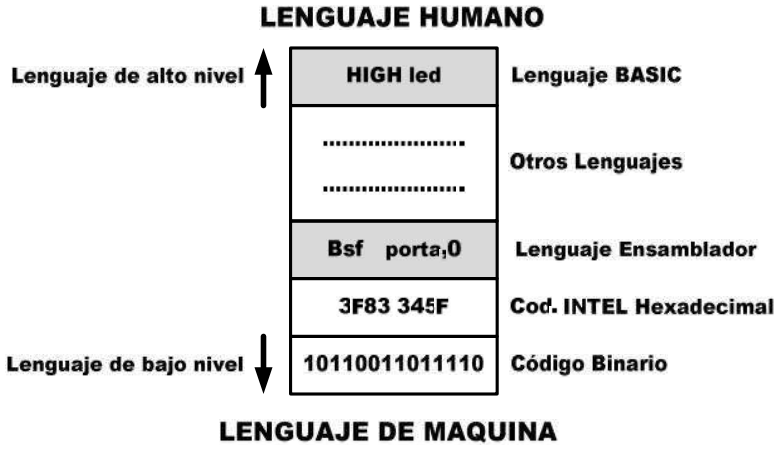


FIGURA 3.1 : Niveles de programación

En los niveles de programación, el lenguaje que más se acerca a los humanos es el lenguaje de alto nivel, mientras que el lenguaje más próximo al tipo de datos que entiende el microcontrolador es un lenguaje de bajo nivel.

La utilización de los lenguajes más cercanos a la máquina (de bajo nivel) representan un considerable ahorro de código en la elaboración de los programas, lo cual es muy importante cuando hay limitación en la capacidad de la memoria de instrucciones. Los programas bien realizados en lenguaje ensamblador optimizan el tamaño de la memoria que ocupan y su ejecución es muy rápida.

Por el contrario, la utilización de lenguajes de alto nivel representa un ahorro significativo de tiempo empleado en programación debido a que dicho lenguaje utiliza instrucciones similares a las que el ser humano usa cotidianamente.

3.2.2 BASCOM-AVR

BASCOM-AVR es un compilador en Basic para los microprocesadores de la familia ATMEL AVR.

Utiliza programación estructurada que emplea lazos: IF, THEN, ELSE, ELSEIF, END IF, DO, LOOP, WHILE, WEND, UNTIL, EXIT DO, EXIT WHILE, FOR, NEXT, TO, DOWNTO, STEP, EXIT FOR, ON, GOTO/GOSUB, SELECT, CASE.

Puede manejar datos tipo:

- Bit (0 o 1).
- Byte (0 al 255).
- Integer (2 bytes de -32,768 a +32,767).
- Word (2 bytes de 0 a 65535).
- Long (4 bytes de -2147483648 a 2147483648).
- Single (32 bits).
- String (254 bytes).

Permite programar todos los módulos que dispone un microcontrolador AVR.

Dispone de instrucciones que permiten configurar y controlar en un LCD Gráficos de varios tamaños, entre los cuales está el de 240x128 que es el que se utiliza en este proyecto.

Dispone del programa Config_MMC, que permite establecer comunicación SPI por hardware; esto es, utilizando las líneas de MISO, MOSI y CLOCK del microcontrolador, o la comunicación SPI por software configurando cualquier pin I/O del microcontrolador para simular las líneas de comunicación. Y del programa Config_AVR-DOS, que permite al microcontrolador funcionar como un administrador de archivos para efectos de lectura y escritura utilizando el sistema FAT.

3.2.3 SISTEMA DE ARCHIVOS FAT

El sistema de archivos FAT (file allocated table o, tabla de asignación de archivos FAT) fue desarrollado por Marc Mc. Donals y Bill Gate en 1977, como un sistema para manejar discos de 5” de menos de 500 Kbytes.

Actualmente existen las versiones FAT 12, FAT 16 y FAT 32, la principal diferencia entre estas versiones es el tamaño de bits de las entradas de la estructura FAT en el disco.

En un sistema FAT, para reducir la complejidad de manejo, el espacio de disco es asignado a los archivos en grupos contiguos de sectores denominados clusters. El tamaño de un cluster está especificado en una estructura denominada Sector de Arranque (Boot Sector).

FAT es una lista enlazada a los sectores de un disco, en la cual se conoce la dirección del primer sector y por ende del resto de sectores ocupados por un archivo.

Un archivo entonces es un conjunto de bloques de disco donde el dato que aparece en el FAT correspondiente al primer sector designa el número de sector lógico del segundo bloque, la del segundo bloque designa a la del tercero y así sucesivamente, hasta la entrada FAT del último bloque que contiene el indicador de fin.

3.3 PROGRAMA DEL MICROCONTROLADOR PRINCIPAL

El programa del microcontrolador principal realiza las siguientes tareas:

- Detectar si está conectado el sensor.
- Recibir la información serial de la onda pletismográfica, la SpO_2 y la FP enviada por el módulo OEM III.
- Graficar en el GLCD la onda pletismográfica, la SpO_2 y la FP.
- Generar una señal sonora cada vez que inicia un periodo de la onda pletismográfica.
- Detectar si fue presionado algún botón del panel táctil.
- Graficar en el GLCD las diferentes pantallas que permiten visualizar la configuración de la hora y la fecha del reloj externo e iniciar o suspender la escritura en la memoria SD.
- Enviar información serial de configuración de reloj externo al microcontrolador secundario.
- Enviar información serial de la SpO_2 y la FP al microcontrolador secundario, cada vez que este lo solicite.

El programa del microcontrolador principal está conformado por un programa principal y una subrutina de interrupción serial.

3.3.1 PROGRAMA PRINCIPAL DEL MICROCONTROLADOR PRINCIPAL

La estructura del programa principal del microcontrolador principal, se puede observar en la Figura 3.2.

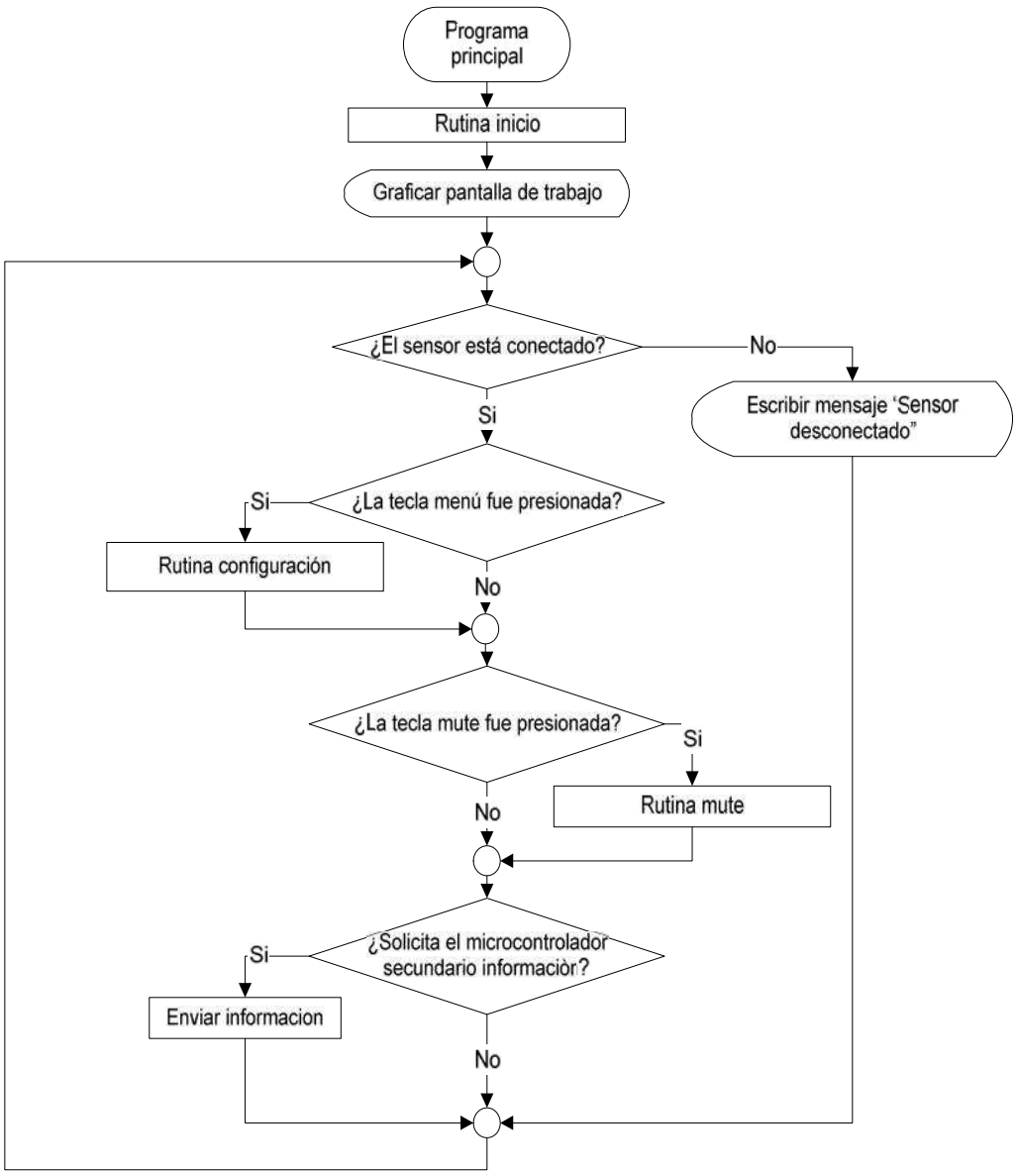


FIGURA 3.2 : Diagrama de flujo del programa principal del microcontrolador principal

A continuación esta descrito los diferentes bloques del programa principal del microcontrolador principal.

3.3.1.1 Rutina inicio

En la Figura 3.3 se observa el diagrama de flujo de la rutina inicio del microcontrolador principal.

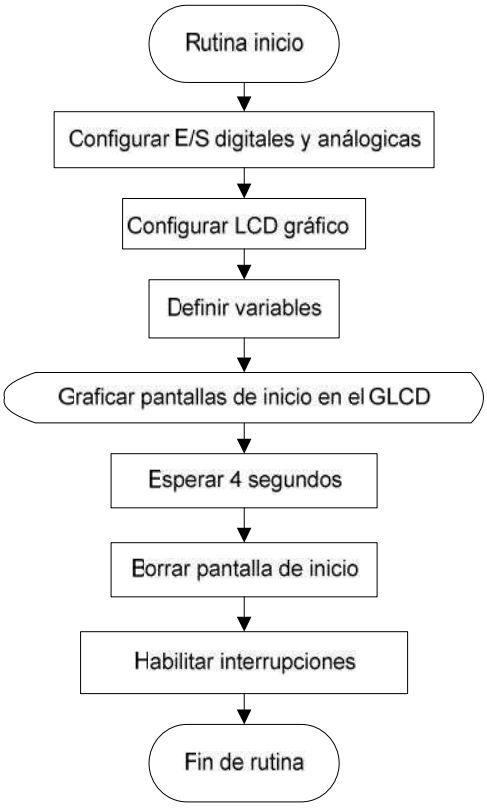


FIGURA 3.3 : Diagrama de flujo de la rutina inicio del microcontrolador principal

Las tareas que realiza la RUTINA INICIO del microcontrolador principal se describen a continuación:

- **Configurar E/S digitales y analógicas.**
  Configurar como salida el pin de control del buzzer
  Configurar a una precisión de ocho bits y voltaje de referencia a Vcc, cuatro conversores A/D utilizados sensar el panel táctil
- **Configurar LCD gráfico.**
  Configurar el tamaño del GLCD 240x128
  Definir los pines de control
  Definir pines de datos
- **Definir variables.**
  Definir variable SpO_2
  Definir variable FP
- **Graficar pantalla de inicio.**
  Graficar la pantalla que se muestran en la Figura 3.4
- **Habilitar interrupciones.**
  Habilitar la interrupción serial del módulo USART 1
  Habilitar la interrupción global

FIGURA 3.4 : Pantalla de inicio

3.3.1.2 Rutina configuración

En la Figura 3.5 se observa el diagrama de flujo rutina configuración.

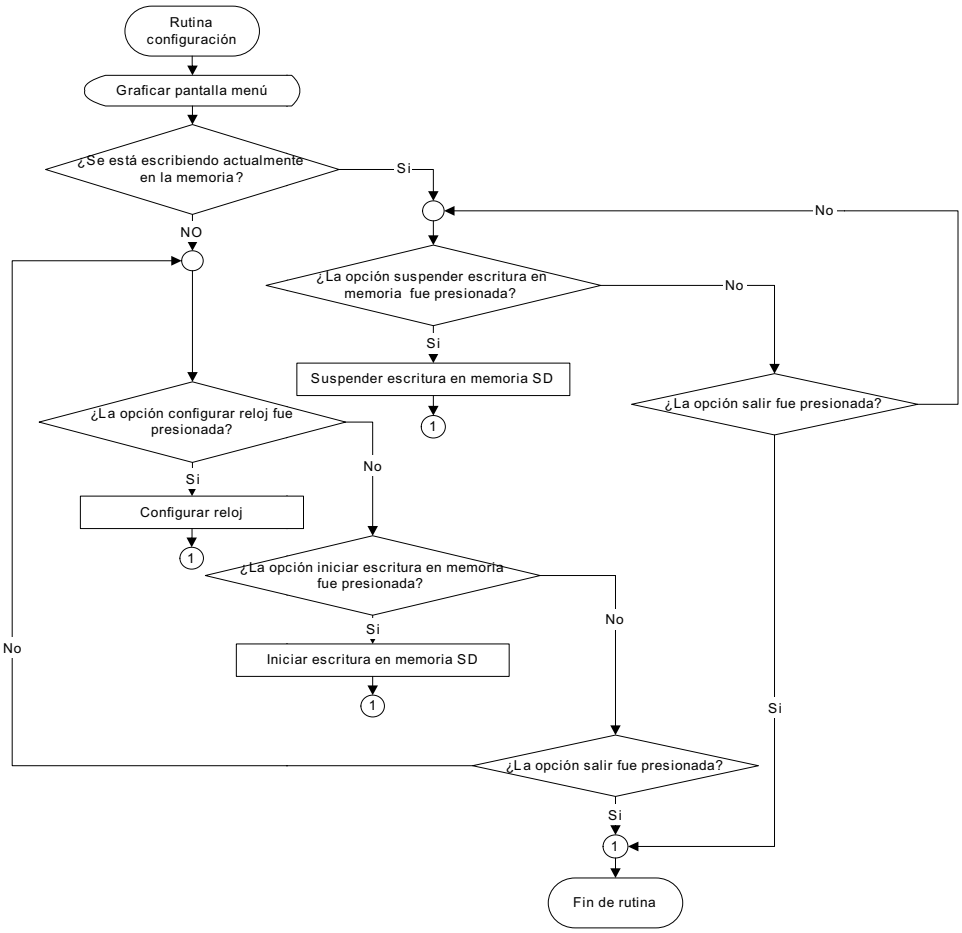


FIGURA 3.5 : Diagrama de flujo de la rutina configuración

A continuación están descritas las tareas que realiza la rutina configuración del microcontrolador principal:

- **Graficar pantalla de menú.**
  Graficar la pantalla que se muestran en la Figura 3.6
- **Configurar reloj.**
  Enviar información del año configurado al microcontrolador secundario
  Enviar información del mes configurado al microcontrolador secundario
  Enviar información del día configurado al microcontrolador secundario
  Enviar información de la hora configurada al microcontrolador secundario
  Enviar información del minuto configurado al microcontrolador secundario
  Enviar información del segundo configurado al microcontrolador secundario
- **Iniciar escritura en memoria SD.**
  Enviar información de iniciar escritura en memoria SD al microcontrolador secundario
- **Suspender escritura en memoria SD.**
  Enviar información de suspender escritura en memoria SD al microcontrolador secundario

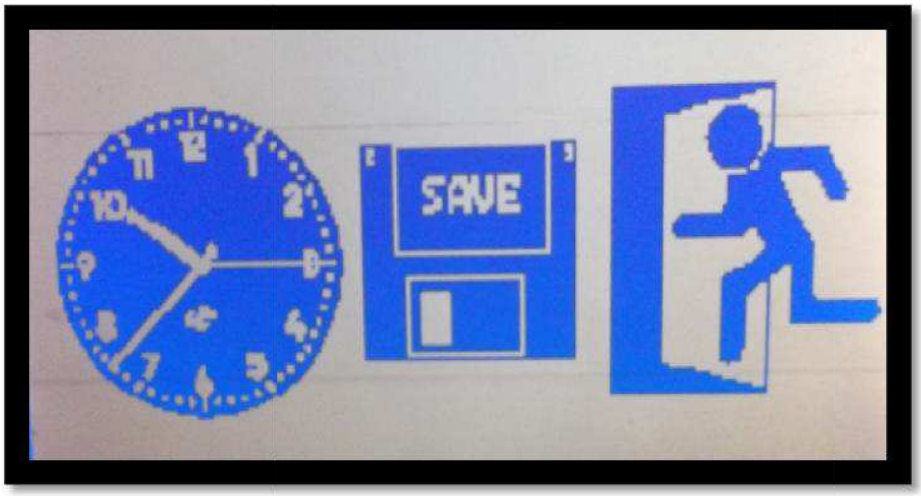


FIGURA 3.6 : Pantalla de menú

3.3.1.3 Rutina mute

En la Figura 3.7 se observa el diagrama de flujo de la rutina mute.

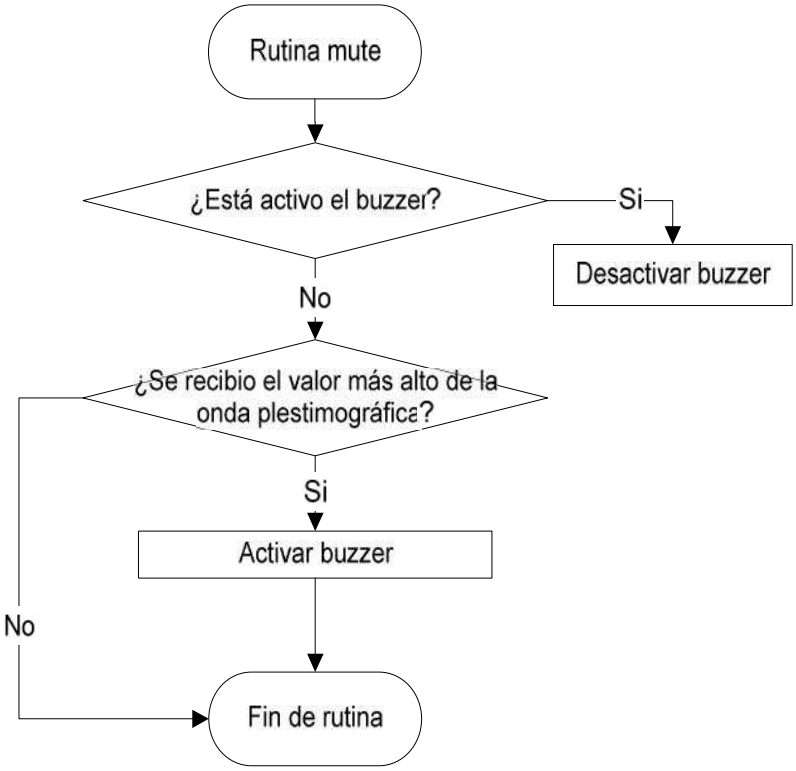


FIGURA 3.7 : Diagrama de flujo de la rutina mute del microcontrolador principal

A continuación se describen las tareas que realiza la rutina mute del microcontrolador principal:

- **Activar Buzzer.**
  Emitir un pulso de 100 ms en el pin de control del buzzer
- **Desactivar Buzzer.**
  Desactivar pin de control del buzzer

3.3.1.4 Enviar información

Enviar la información del valor de la SpO_2 al microcontrolador secundario
Enviar la información del valor de la FP al microcontrolador secundario

3.3.2 SUBRUTINA DE INTERRUPCIÓN SERIAL DEL MÓDULO USART 1 DEL MICROCONTROLADOR PRINCIPAL

La estructura de la subrutina de interrupción serial del módulo USART 1, se puede observar en la Figura 3.8.

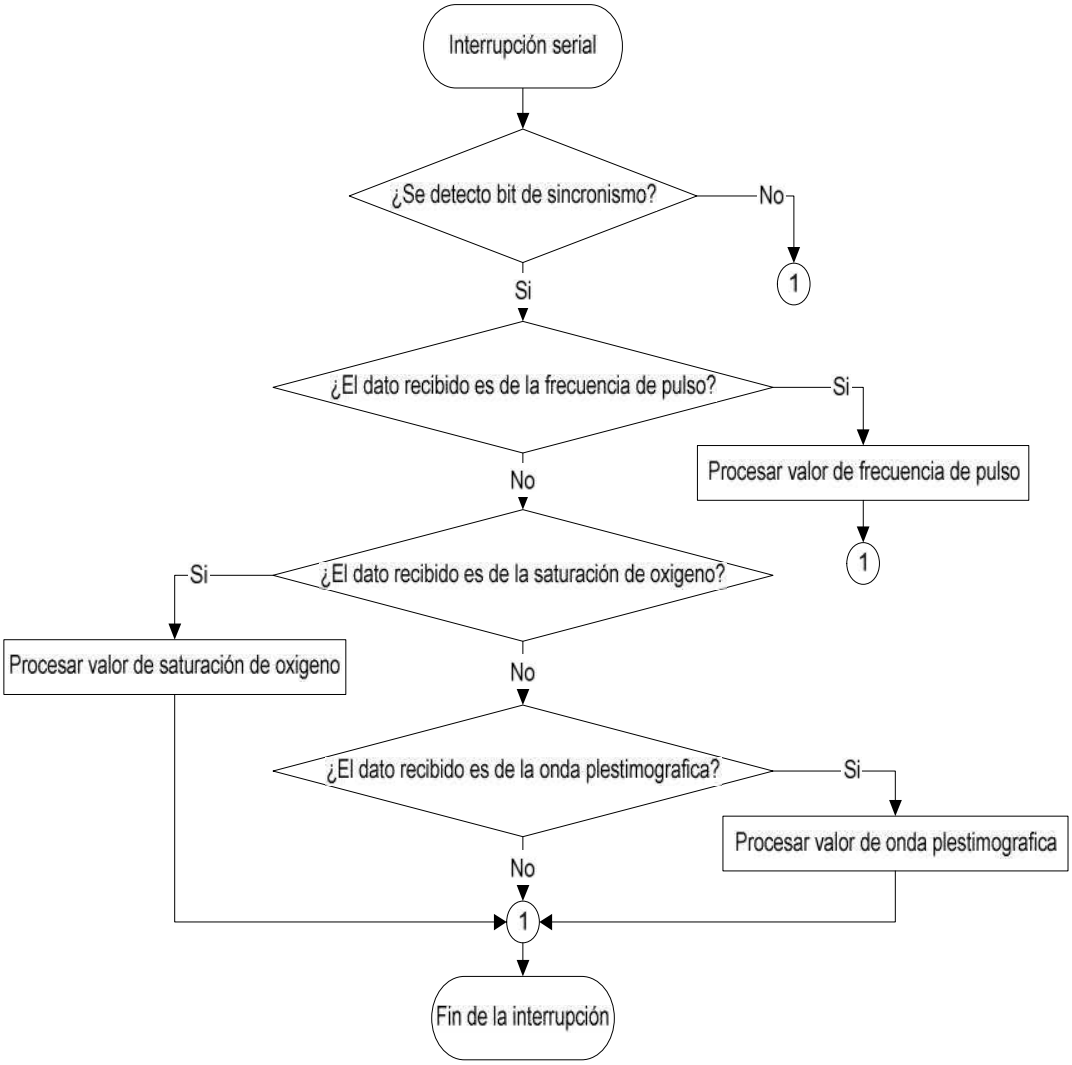


FIGURA 3.8 : Diagrama de flujo de la subrutina de interrupción serial del microcontrolador principal

A continuación están descritas las tareas que realiza la interrupción serial del microcontrolador principal:

- **Procesar valor de saturación de oxigeno.**
  Guardar valor de saturación de oxigeno en la variable SpO2
  Graficar en el valor de la saturación de oxigeno en el GLCD
- **Procesar valor de la frecuencia de pulso.**
  Guardar valor de saturación de oxigeno en la variable SpO2
  Graficar en el valor de la frecuencia de pulso en el GLCD
- **Procesar valor de onda pletismográfica.**
  Graficar una recta desde el punto anterior al punto actual

3.4 PROGRAMA DEL MICROCONTROLADOR SECUNDARIO

El programa del microcontrolador secundario realiza las siguientes tareas:

- Configurar la fecha y la hora al reloj externo DS 1307
- Solicitar información de la SpO_2 y FP al microcontrolador principal.
- Generar archivos con extensión “CSV”.
- Escribir en la memoria externa, la información de la SpO_2 y la FP con su respectiva fecha y hora con la que ocurrió el evento en el archivo con extensión “CSV” cada minuto.

El programa del microcontrolador secundario está conformado por un programa principal.

3.4.1 PROGRAMA PRINCIPAL DEL MICROCONTROLADOR SECUNDARIO

La estructura del programa principal del microcontrolador secundario, se puede observar en las Figuras 3.9 y 3.10.

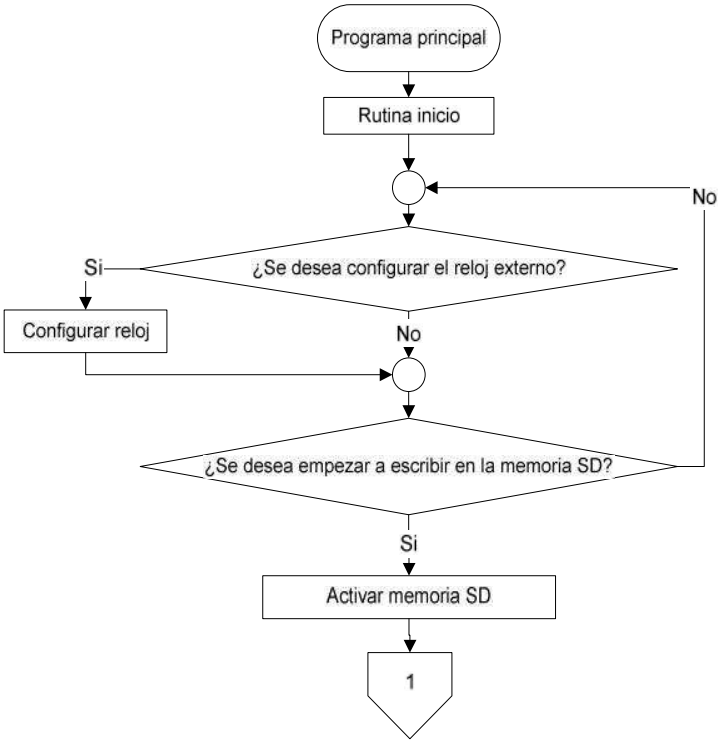


FIGURA 3.9 : Diagrama de flujo del programa principal del microcontrolador secundario (Parte 1)

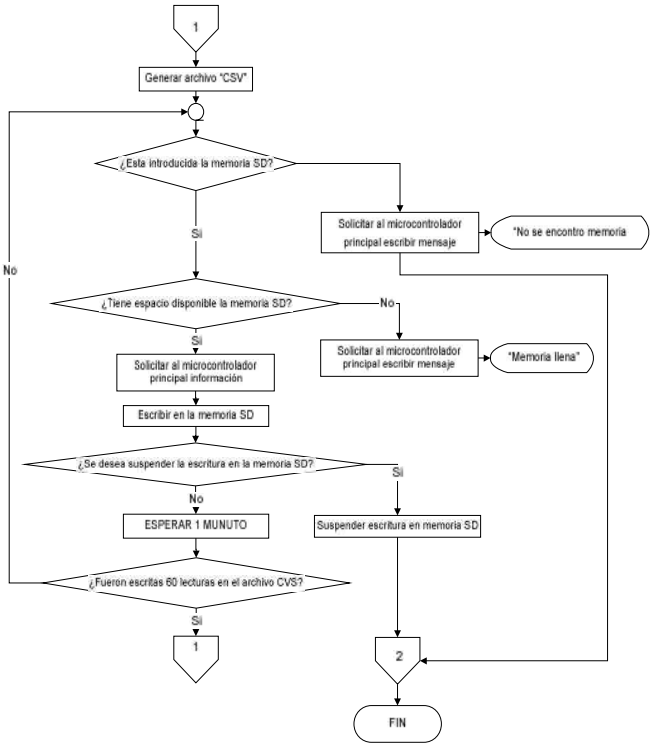


FIGURA 3.10 : Diagrama de flujo del programa principal del microcontrolador secundario (Parte 2)

A continuación se describen los diferentes bloques del programa principal del microcontrolador secundario.

3.4.1.1 Rutina inicio

En la Figura 3.11 se observa el diagrama de flujo de la rutina inicio del microcontrolador secundario.

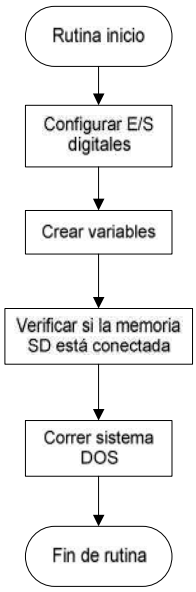


FIGURA 3.11 : Diagrama de flujo de la rutina Inicio del microcontrolador secundario

A continuación están descritas las tareas que realiza la RUTINA INICIO del microcontrolador principal:

- **Configurar E/S digitales.**
  Configurar la línea de alimentación de la memoria SD
  Configurar las líneas de MISO, MOSI y CLOCK que permiten la comunicación SPI con la memoria SD
  Configurar pin de control de LED verde
  Configurar pin de control de LED rojo
- **Crear variables.**
  Crear variable SPO2
  Crear variable FP
- **Verificar si se encuentra conectada la memoria SD.**
  Encender LED verde si la memoria SD está conectada
- **Correr sistema DOS.**
  Correr sistema FAT

3.4.1.2 Configurar reloj

Configurar el año del reloj externo DS 1307 por medio de comunicación I2C
Configurar el mes del reloj externo DS 1307 por medio de comunicación I2C
Configurar el día del reloj externo DS 1307 por medio de comunicación I2C
Configurar la hora del reloj externo DS 1307 por medio de comunicación I2C
Configurar el minuto del reloj externo DS 1307 por medio de comunicación I2C
Configurar el segundo del reloj externo DS 1307 por medio de comunicación I2C

3.4.1.3 Activar memoria SD

Activar pin de control de alimentación de la memoria SD.
Encender LED verde
Encender LED Rojo

3.4.1.4 Generar archivo CSV

Generar un archivo de valores separados por comas (CSV).

3.4.1.5 Solicitar información al microcontrolador principal

Solicitar información de la saturación de oxigeno
Guardar la información en la variable SpO_2
Solicitar información de la frecuencia de pulso
Guardar la información en la variable FP

3.4.1.6 Escribir en la memoria externa SD

Escribir la información de la SpO_2 en la memoria SD
Escribir la información de la FP en la memoria SD
Escribir la información del año en la memoria SD
Escribir la información del mes en la memoria SD
Escribir la información del día en la memoria SD
Escribir la información de la hora en la memoria SD
Escribir la información del minuto en la memoria SD
Escribir la información del segundo en la memoria SD

3.4.1.7 Suspender escritura en la memoria externa SD

Apagar LED rojo
Encender LED verde
Desactivar pin de control de alimentación de la memoria SD.

3.5 DESARROLLO DEL SOFTWARE PARA EL MANEJO DE LOS DATOS HISTÓRICOS DEL OXÍMETRO

Una vez que se ha explicado sobre el diseño del firmware se explica a continuación sobre el desarrollo del software para el manejo de los datos históricos del oxímetro de pulso. Este dispone de interfaces gráficas de usuario diseñadas en Visual Basic 6.0, las mismas que en base a archivos con extensión ".CSV" previamente almacenados en una memoria extraíble SD. Permiten administrar los datos de las tendencias históricas y así generar gráficos históricos de saturación de oxígeno (SpO_2) y frecuencia de pulso (FP).

3.6 DISEÑO DE LA INTERFAZ GRÁFICA DE USUARIO (GUI)

La interfaz gráfica de usuario (GUI, Graphical User Interfacel), fue realizada utilizando como herramienta de diseño el programa Visual Basic 6.0 (VB6).

La programación en VB6 se la realiza escribiendo individualmente el código para cada objeto[7], así queda la aplicación dividida en pequeños procedimientos[8] conducidos cada uno de ellos por un evento[9], por ejemplo:

```
Private Sub cmdContinuar_Click ()      'Inicio Procedimiento Privado
        frmOxímetro.Visible = True     'Mostrar Módulo Datos Históricos
                                       'Oxímetro de Pulso
        frmInicio.Visible = False      'Ocultar Módulo Inicio
End Sub                                'Fin Procedimiento
```

El procedimiento privado **"Private Sub cmdContinuar_Click ()",** es puesto en ejecución en respuesta al evento **"Click",** sobre el objeto identificado por **"cmdContinuar",** esta forma de programar se denomina Programación Orientada a Objetos (POO) y Manejada por Eventos.

Dentro de la aplicación existen dos tipos de procedimientos los privados y los públicos:

---

[7] ***Objeto:*** *Es una combinación de código y datos que pueden ser tratados y controlados como una unidad.*

[8] ***Procedimiento:*** *Es una porción de código que tiene como principal función ejecutar una determinada tarea.*

[9] ***Evento:*** *Es una acción reconocida por un control, los eventos son activados cuando algún aspecto de un objeto cambia.*

Procedimientos Privados. Pueden ser utilizados solo internamente en cada Módulo[10].

Procedimientos Públicos. Pueden ser utilizados por todos los módulos que conforman una determinada aplicación.

Para el diseño de la interfaz gráfica de usuario (datos históricos oxímetro de pulso) se ha tomado en cuenta el siguiente criterio.

- **Fácil uso.** El usuario está acostumbrado a la mayoría de aplicaciones **Windows de Microsoft.** Mediante el uso de la **GUI** se proporciona un entorno visual sencillo que permite la comunicación con el sistema operativo del computador; esto ayuda a que el usuario obtenga un programa con un aspecto familiar y natural de usar.

- **Programación (POO).** Es la programación con la que trabaja Visual Basic 6.0 (POO) *Programación Orientada a Objetos y Manejada por Eventos*[11], a diferencia de la Programación Secuencial[12] que es la programación con la que habitualmente se trabaja.

- **Confiablidad.** Cada objeto dentro de la aplicación datos históricos deben comportarse de una manera confiable, el programa debe estar libre de errores.

3.7 DESARROLLO DE LOS COMPONENTES DE AYUDA EN LA INTERFAZ GRÁFICA

Se desarrollaron las siguientes opciones para la interfaz gráfica:

- **Adecuada documentación.** Necesaria para ayudar a comprender o a utilizar el programa esta debe constar de:
- ***Documentación externa.*** Que incluya diagramas de flujo. Esta debe estar

---

[10] ***Módulo:*** *Los módulos tanto si son de clase o no, sirven para organizar y facilitar la reutilización del código.*

[11] **Programación Orientada a Objetos:** *La secuencia en la que va ha ejecutarse las sentencias no puede ser prevista por el programador*

[12] **Programación Secuencial**: *Conjunto de sentencias que se ejecutan de arriba abajo en el orden que el programador ha diseñado.*

dirigida tanto a los usuarios del programa como al programador.

- ***Documentación interna.*** Comentarios en el propio programa dirigido principalmente al programador.

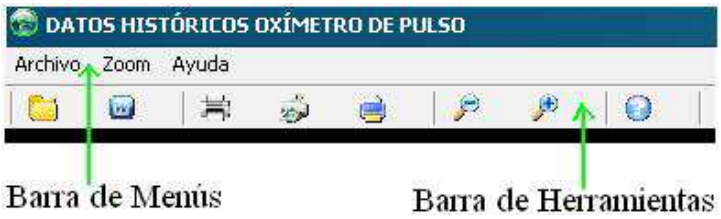


FIGURA 3.12 : Ubicación en el programa la barra de menús y la barra de herramientas

- **Barra de menús.** Posee tres opciones principales: **Abrir, Zoom, Ayuda**, se crearon submenús ubicados en la parte superior de la interfaz gráfica de usuario, justo debajo del título de la aplicación. Aquí se visualiza las órdenes que el usuario puede ejecutar para el manejo de la aplicación.

- **Barra de herramientas.** Contiene iconos personalizados para la aplicación: **Abrir, Editar, Imprimir Datos Históricos, Imprimir Gráfico Histórico (SpO_2) y (FP), Disminuir Zoom, Aumentar Zoom, Ayuda acerca de**. Ubicados en la parte superior, debajo de la barra de menús, contiene opciones que se ajustan a las necesidades de la aplicación.

- **Barra de estado.** Ubicada en la parte inferior de la interfaz, despliega información de la fecha y la hora, también informa en todo momento de la actividad que se está ejecutando en la aplicación.

- **Teclas de acceso rápido (shortcutkeys).** Se las diseño tal que tengan concordancia con las opciones del menú. Se las configuró para ejecutar una orden de forma rápida dentro de la aplicación, solamente al presionar una tecla o una combinación simultánea de teclas; por ejemplo: **(Ctrl+ F4)**, para salir o dar fin a la aplicación.

- **Módulo ayuda.** Abre una ventana que despliega información básica acerca

de la aplicación.

Los objetos que conforman la aplicación como: botones, barra de herramientas, barra de estado, etiquetas, etc; están debidamente rotulados. Al pasar el puntero del ratón por encima se visualiza un nombre que indica la función que desempeñan dentro de la aplicación.

3.7.1 FORMAS DE CERRAR EL PROGRAMA

Se puede cerrar el programa datos históricos oxímetro de pulso de tres formas:

FIGURA 3.13 : Ubicación de los iconos que cierran el programa

- Seleccionando"**Salir"** que está disponible en la barra de menús.
- Presionando al mismo tiempo la combinación de teclas de acceso rápido **(Ctrl+ F4)**.
- O seleccionando el icono **"X"** disponible en la esquina (parte superior derecha) de la interfaz gráfica.

3.7.2 DESARROLLO DE LA IMAGEN DE LA INTERFAZ GRÁFICA PRINCIPAL "DATOS HISTÓRICOS DEL OXÍMETRO DE PULSO"

En la Figura 3.14 se puede observar la imagen de la interfaz gráfica principal diseñada para el manejo de los datos históricos del oxímetro de pulso.

FIGURA 3.14 : INTERFAZ GRÁFICA PRINCIPAL "DATOS HISTÓRICOS DEL OXÍMETRO DE PULSO"

3.8 INTERFAZ GRÁFICA DEL "MÓDULO INICIO"

Módulo que da inicio y expone información básica referente al programa "datos históricos oxímetro de pulso". El módulo puede ser minimizado o cerrado seleccionado los iconos ubicados en la esquina (parte superior derecha) de la interfaz gráfica. Cuando la aplicación "datos históricos oxímetro de pulso" entra en funcionamiento se carga en la memoria pero no se visualiza, se mantiene oculto; esto permite que se observe primero al módulo inicio.

3.8.1 DIAGRAMAS DE FLUJO DEL MÓDULO INICIO

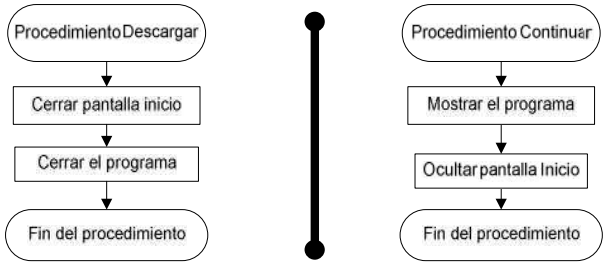


FIGURA 3.15 : Diagramas de flujo procedimientos Descargar y Continuar

Procedimiento Descargar. Ocurre cuando se cierra el módulo inicio al presionar el icono **"X"** disponible en la esquina (parte superior derecha) de la interfaz gráfica.

- **Cerrar pantalla inicio.**
  Descargar de la memoria de la PC el módulo inicio
- **Cerrar el programa.**
  Descargar de la memoria de la PC el programa para el manejo de los datos históricos del oxímetro

Fin del Procedimiento

Procedimiento Continuar. Ocurre cuando se presiona el botón **"continuar".**

- **Mostrar el programa.**
  Mostrar la interfaz gráfica del programa
- **Ocultar pantalla inicio.**
  Ocultar el módulo inicio

Fin del Procedimiento

3.8.2 DESARROLLO DE LA IMAGEN DE LA INTERFAZ GRÁFICA DEL MÓDULO INICIO

En la Figura 3.16 se puede observar la imagen de la interfaz gráfica del módulo inicio, esta es la pantalla que aparece primero al abrir el programa.

FIGURA 3.16 : INTERFAZ GRÁFICA DEL "MÓDULO INICIO"

3.9 INTERFAZ GRÁFICA DE LAS "TENDENCIAS HISTÓRICAS DEL OXÍMETRO DE PULSO"

Esta interfaz expone los datos históricos o tendencias históricas, almacenados previamente en una memoria extraíble SD. La grabación de las tendencias históricas en la memoria se hace a intervalos determinados de tiempo generando archivos con extensión **".CSV"** (valor separado por comas). Un archivo guarda 60 datos de información de SpO_2 y FP; es decir, va guardando cada minuto durante 1 hora, para luego cerrar el archivo y abrir otro archivo que de igual forma almacena otros 60 datos de información. De esta forma el usuario puede escoger y observar cualquiera de los archivos almacenados. En la interfaz se puede observar la hora (HH:MM:SS) a la que ocurrió cada una de las 60 tendencias históricas de SpO_2 y FP, además despliega un reporte con la fecha del archivo, hora de apertura del archivo, hora de cierre del archivo, valor mínimo SpO_2, valor máximo SpO_2, valor promedio SpO_2, valor mínimo FP, valor máximo FP y valor promedio FP.

3.9.1 DIAGRAMA DE FLUJO TENDENCIAS HISTÓRICAS DEL OXÍMETRO

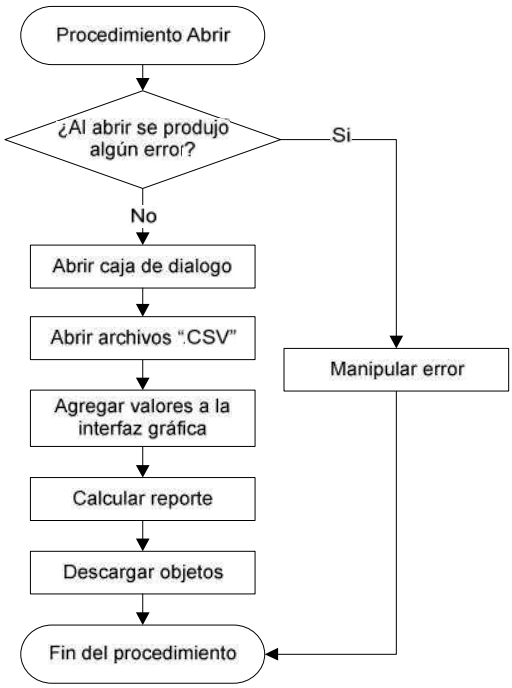


FIGURA 3.17 : Diagrama de flujo procedimiento Abrir

Si se produce un error en el tiempo de ejecución el procedimiento utilizado para abrir el archivo ".CSV" habilita una rutina de control de errores **Manipular error** ubicado en la parte final del procedimiento. Sin una rutina de control de errores, cualquier error en tiempo de ejecución será fatal, aparecerá un mensaje de error y detendrá bruscamente la ejecución del programa.

Procedimiento Abrir. Ocurre al seleccionar la opción **"Abrir"** de la barra de menús, o seleccionando el **"Icono Abrir"** disponible en la barra de herramientas o eligiendo las teclas de acceso rápido **"Ctrl+A".**

- ***Abrir caja de dialogo.***

Poner título a la caja de dialogo
Filtrar para que trabaje con archivos de extensión ".CSV"
Abrir la caja de dialogo "Abrir de Windows"

- ***Abrir archivos ".CSV".***

Abrir archivos ".CSV" guardados en la memoria SD
Guardar la ruta del archivo ".CSV" abierto
Cambiar el archivo de extensión ".CSV" a un archivo Excel ".XLSX"

- ***Agregar valores a la interfaz gráfica.***

Recorrer las filas y columnas del archivo de Excel y agregar los datos en la interfaz gráfica tendencias históricas
Agregar a la interfaz gráfica la dirección, fecha, hora de inicio y hora de cierre del archivo

- ***Calcular reporte.***

Calcular el valor promedio de SpO_2 y FP
Calcular el valor máximo de SpO_2 y FP
Calcular el valor mínimo de SpO_2 y FP

- ***Descargar objetos.***

Descargar objetos Excel para liberar recursos
Cerrar la hoja de trabajo de Excel
Cerrar el libro de Excel
Si se produce un error al abrir el archivo: Hacer

- ***Manipular error.***

Si el botón seleccionado es cancelar
    Salir del procedimiento
Manipular el error producido al abrir el archivo
Desplegar información acerca del error producido

Fin del Procedimiento

3.9.2 DESARROLLO DE LA IMAGEN DE LA INTERFAZ GRÁFICA DE LAS TENDENCIAS HISTÓRICAS DEL OXÍMETRO

En la Figura 3.18 se puede observar la imagen de la interfaz gráfica que expone acerca de los datos históricos o de las tendencias históricas del oxímetro.

DATOS HISTÓRICOS OXÍMETRO DE PULSO

Archivo Zoom Ayuda

DIRECCIÓN DEL ARCHIVO | FECHA DEL ARCHIVO | HORA DE INICIO | HORA DE CIERRE | PROMEDIO SpO2 | PROMEDIO FP

C:\Users\Roberto Suntasig\Desktop\OXIMETRO DE PULSO\HOJAS DE EXCEL\15-11-10\14H45M.xlsx

DATOS HISTÓRICOS | SATURACIÓN DE OXIGENO [SpO2 (%)] | FRECUENCIA DE PULSO [FP (bpm)]

HORA	SATURACIÓN DE OXIGENO	SpO2 (%)	FRECUENCIA DE PULSO	FP (bpm)	REPORTE	
14:45:50	90	%	60	bpm		
14:46:50	89	%	62	bpm	MIERCOLES 15 DE NOVIEMBRE 2010	
14:47:50	93	%	60	bpm		
14:48:50	93	%	63	bpm	Hora de inicio del archivo :	14:45:50
14:49:50	94	%	65	bpm		
14:50:50	95	%	67	bpm	Hora de cierre del archivo :	15:45:51
14:51:50	97	%	65	bpm		
14:52:50	96	%	64	bpm	Valor mínimo SpO2 :	89 (%)
14:53:50	95	%	63	bpm		
14:54:50	93	%	61	bpm	Valor máximo SpO2 :	99 (%)
14:55:50	93	%	60	bpm		
14:56:50	93	%	59	bpm	Valor promedio SpO2 :	93,97 (%)
14:57:50	92	%	57	bpm		
14:58:50	91	%	56	bpm	Valor mínimo FP :	32 (bpm)
14:59:50	93	%	57	bpm		
15:00:50	93	%	59	bpm	Valor máximo FP :	68 (bpm)
15:01:50	93	%	60	bpm		
15:02:50	95	%	60	bpm	Valor promedio FP :	60,38 (bpm)
15:03:50	97	%	60	bpm		

Dirección del Archivo C:\Users\Roberto Suntasig\Desktop\OXIMETRO DE PULSO\HOJAS DE EXCEL\15-11-10\14H45M.xlsx 09/05/2011 16:23

Oxímetro De Pulso

INTERFAZ GRÁFICA DATOS HISTÓRICOS

Autores : Roberto Suntasig S. Sergio Gomez V.

Datos Históricos Oxímetro de Pulso
Email: f_srobert@hotmail.com

Ingeniería en Electrónica y Control
Copyright @ 2011 Versión 1.0

FIGURA 3.18 : INTERFAZ GRÁFICA DE LOS “DATOS HISTÓRICOS”

3.10 INTERFAZ GRÁFICA DE LA "SATURACIÓN DE OXIGENO (SPO_2)"

Esta interfaz permite observar el gráfico histórico de la saturación de oxigeno en la sangre (SpO_2) tomando los 60 datos históricos de SpO_2 almacenados en las tendencias históricas. El gráfico ha sido debidamente rotulado tal que en el eje de abscisas despliega el tiempo con su respectiva hora, minutos y segundos (HH:MM:SS) y en el eje de ordenadas despliega el valor numérico de SpO_2 expresada en porcentaje (%); también abre la posibilidad para que la gráfica pueda ser ampliada o reducida, esto da lugar a que la escala de las ordenadas se autoajuste de acuerdo al tamaño seleccionado por el usuario mediante el icono zoom. En el caso que se quiera saber acerca del valor promedio de SpO_2 la aplicación a lo largo del gráfico traza una línea punteada y sobre esta línea añade el valor promedio numérico indicando también el valor mínimo y valor máximo de SpO_2. Estos valores se van reubicando en el gráfico de acuerdo al reajuste de la escala.

3.10.1 DIAGRAMA DE FLUJO DE LA SATURACIÓN DE OXIGENO (SPO_2)

Para el diseño del gráfico histórico de la Saturación de oxigeno en la sangre (SpO2) se utilizó los componentes "Office Web Components 2003" creado por "Microsoft Corporation" versión 11 (OWC11).

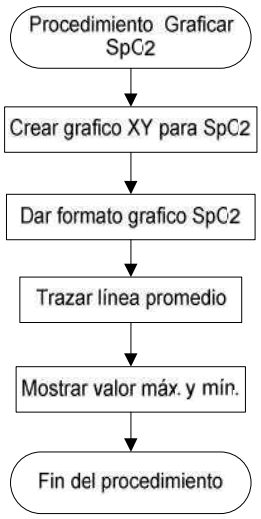


FIGURA 3.19 : Diagrama de flujo de la función Graficar SpO_2

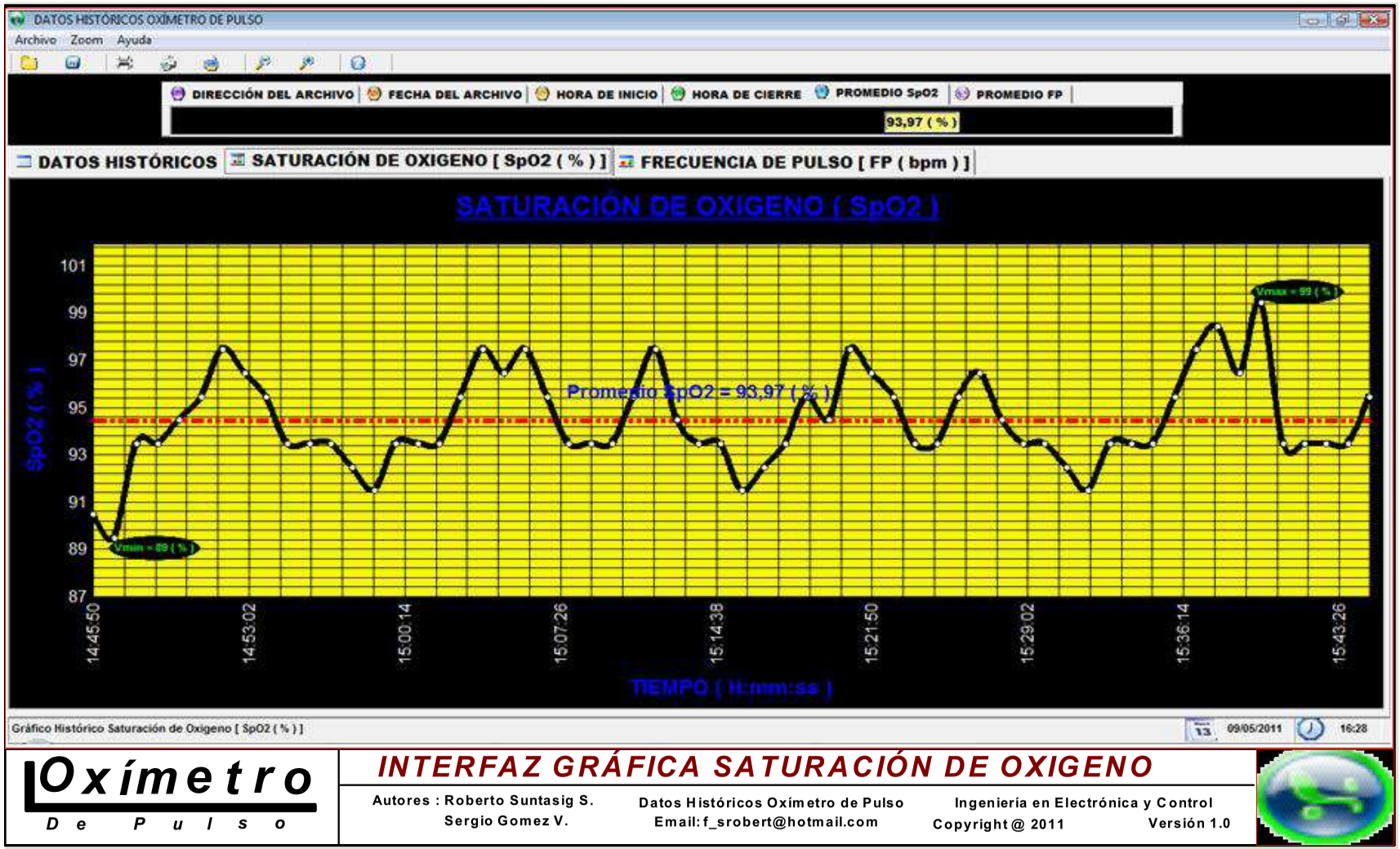
Procedimiento Graficar SpO2. Ocurre al seleccionar la pestaña “Saturación de Oxigeno [SpO2 (%)]”.

- **Crear gráfico XY para SpO2.**
  Crear un gráfico de dispersión XY para SpO_2 con los datos de la hoja de cálculo de Excel
  Crear el eje X como tiempo expresado en horas, minutos y segundos (HH:MM:SS)
  Crear el eje Y como SpO_2 expresado en porcentaje (%)
  Establecer los valores máximos y mínimos en el eje del tiempo
  Establecer los valores máximos y mínimos en el eje de SpO_2
  Agregar en las coordenadas XY el valor numérico del tiempo y SpO_2 el mismo que se hace visible al pasar el puntero del ratón por encima de cada punto
- **Dar formato gráfico SpO2.**
  Agregar título al eje superior, inferior e izquierdo
  Agregar tamaño y color a los títulos
  Subrayar el título superior
  Agregar color al área interna y externa del gráfico.
- **Trazar línea promedio.**
  Calcular la ubicación en el eje Y de la línea de valor promedio de SpO_2
  Trazar una línea punteada de valor promedio de SpO_2 a lo largo del gráfico
  Agregar el grosor y el color a la línea
  Mostrar el valor promedio de SpO_2 sobre esta línea
- **Mostrar valor máx. y mín.**
  Conseguir las coordenadas XY del valor máximo de SpO_2
  Dibujar una elipse y dentro de ella colocar el valor máximo de SpO_2
  Mostrar el valor máximo de SpO_2 en el punto máximo
  Conseguir las coordenadas XY del valor mínimo de SpO_2
  Dibujar una elipse y dentro de ella colocar el valor mínimo de SpO_2
  Mostrar el valor mínimo de SpO_2 en el punto mínimo

Fin del procedimiento

3.10.2 DESARROLLO DE LA IMAGEN DE LA INTERFAZ GRÁFICA DE LA SATURACIÓN DE OXIGENO (SPO_2)

En la Figura 3.20 se puede observar la imagen de la interfaz gráfica que expone el gráfico histórico de la saturación de oxigeno en la sangre (SpO_2).



Oxímetro De Pulso

INTERFAZ GRÁFICA SATURACIÓN DE OXIGENO

Autores : Roberto Suntasig S.
Sergio Gomez V.

Datos Históricos Oxímetro de Pulso
Email: f_srobert@hotmail.com

Ingeniería en Electrónica y Control
Copyright @ 2011 Versión 1.0

FIGURA 3.20 : INTERFAZ GRÁFICA DE LA "SATURACIÓN DE OXIGENO (SPO_2)"

3.11 INTERFAZ GRÁFICA DE LA “FRECUENCIA DE PULSO (FP)"

La interfaz permite observar el gráfico histórico de la frecuencia de pulso (FP) tomando los 60 datos históricos de FP almacenados en las tendencias históricas, Al igual que la interfaz anterior, el gráfico despliega en el eje de abscisas el tiempo (HH:MM:SS) y con respecto al eje de ordenadas despliega el valor numérico de FP expresada en latidos por minuto [beats per minute (bpm)]; igualmente mediante el icono zoom el usuario pueda ampliar o reducir el gráfico y mediante el icono “promedio FP” se puede trazar una línea punteada a lo largo de del gráfico y sobre esta línea se muestra el valor promedio numérico así como el valor mínimo y valor máximo de FP, valores que de acuerdo al reajuste de la escala se van reubicando en el gráfico.

3.11.1 DIAGRAMA DE FLUJO DE LA FRECUENCIA DE PULSO (FP)

Igualmente para el diseño del gráfico histórico de la frecuencia de pulso (FP) se utilizó los componentes “Office Web Components 2003” creado por “Microsoft Corporation” versión 11 (OWC11).

FIGURA 3.21 : Diagrama de la función Graficar FP

Procedimiento Graficar FP. Ocurre al seleccionar la pestaña “Frecuencia de Pulso [FP (bpm)]”.

- **Crear gráfico XY para FP.**

Crear un gráfico de dispersión XY para FP con los datos de la hoja de cálculo de Excel
Crear el eje X como tiempo expresado en horas, minutos y segundos (HH:MM:SS)
Crear el eje Y como FP expresado en latidos por minuto (bpm)
Establecer los valores máximos y mínimos en el eje del tiempo
Establecer los valores máximos y mínimos en el eje de FP
Agregar en las coordenadas XY el valor numérico del tiempo y FP el mismo que se hace visible al pasar el puntero del ratón por encima de cada punto

- **Dar formato gráfico SpO2.**
  Agregar título al eje superior, inferior e izquierdo
  Agregar tamaño y color a los títulos
  Subrayar el título superior
  Agregar color al área interna y externa del gráfico.
- **Trazar línea promedio.**
  Calcular la ubicación en el eje Y de la línea de valor promedio de FP
  Trazar una línea punteada de valor promedio de FP a lo largo del gráfico
  Agregar el grosor y el color a la línea
  Mostrar el valor promedio de FP sobre esta línea
- **Mostrar valor máx. y mín.**
  Conseguir las coordenadas XY del valor máximo de FP
  Dibujar una elipse y dentro de ella colocar el valor máximo de FP
  Mostrar el valor máximo de FP en el punto máximo
  Conseguir las coordenadas XY del valor mínimo de FP
  Dibujar una elipse y dentro de ella colocar el valor mínimo de FP
  Mostrar el valor mínimo de FP en el punto mínimo

Fin del procedimiento

3.11.2 DESARROLLO DE LA IMAGEN DE LA INTERFAZ GRÁFICA DE LA FRECUENCIA DE PULSO (FP)

En la Figura 3.22 se puede observar la imagen de la interfaz gráfica que expone el gráfico histórico de Frecuencia de Pulso (FP).

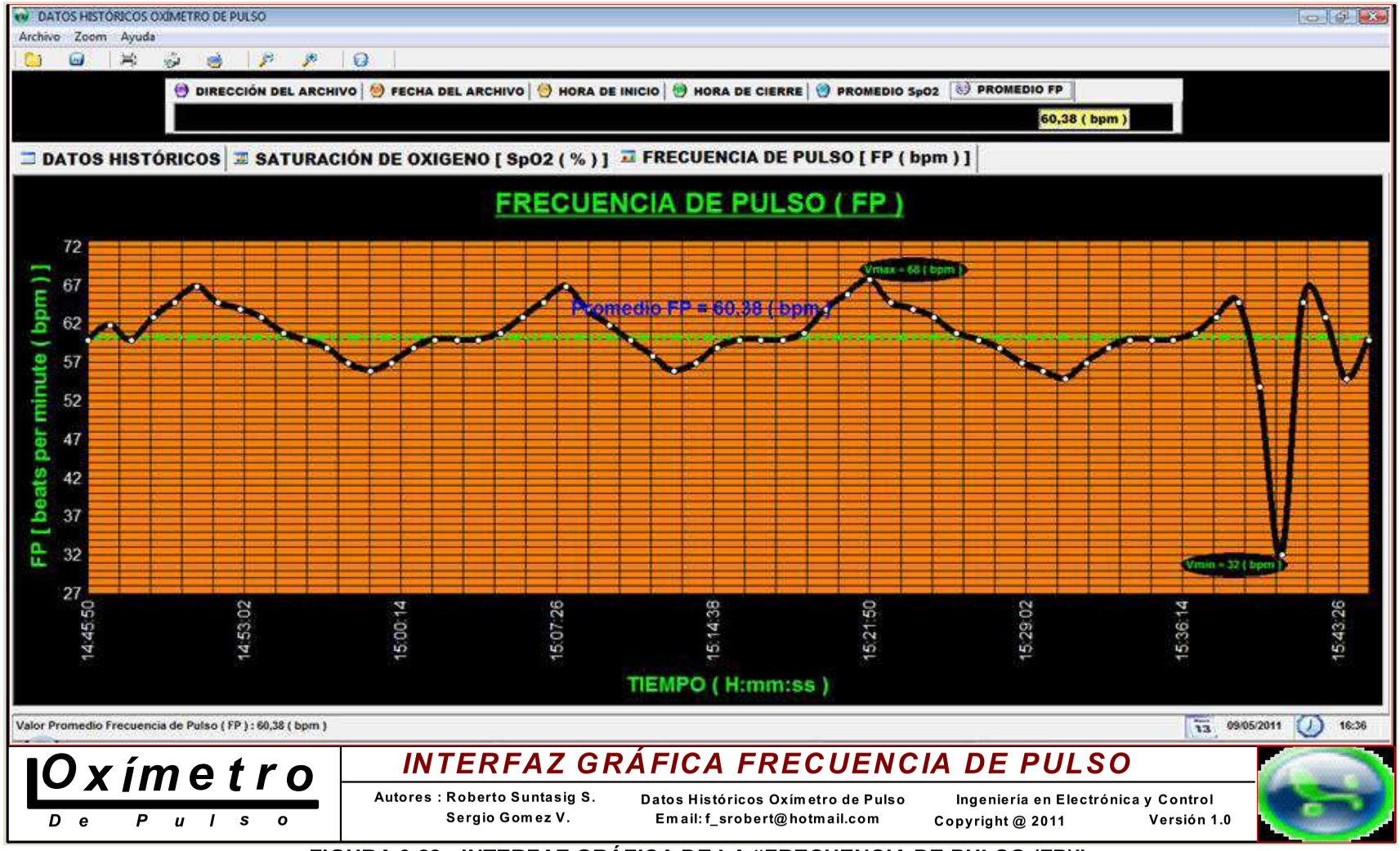


FIGURA 3.22 : INTERFAZ GRÁFICA DE LA "FRECUENCIA DE PULSO (FP)"

3.12 INTERFAZ GRÁFICA DE LA "OPCIÓN IMPRIMIR"

Esta interfaz permite al usuario imprimir por separado la información de las tendencias históricas, el gráfico histórico de la saturación de oxigeno (SpO_2) y el gráfico histórico de la frecuencia de pulso (FP).

Para el desarrollo de esta interfaz se utilizó las funciones **Windows API** (interfaz de programación de aplicaciones de Windows), un conjunto de funciones residentes en bibliotecas generalmente dinámicas, también llamadas **DLL,** con la ayuda del **GDI** (interfaz para dispositivos gráficos), uno de los tres componentes o subsistemas del UI (Interfaz de usuario) de Microsoft Windows. Trabaja junto con el núcleo y el API de Windows, para imprimir dejándole al usuario seleccionar la impresora, configurar el tamaño de papel, orientación de página (horizontal o vertical), color de página (blanco/negro o color), número de copias, etc.

3.12.1 DIAGRAMA DE FLUJO DE LA OPCIÓN IMPRIMIR

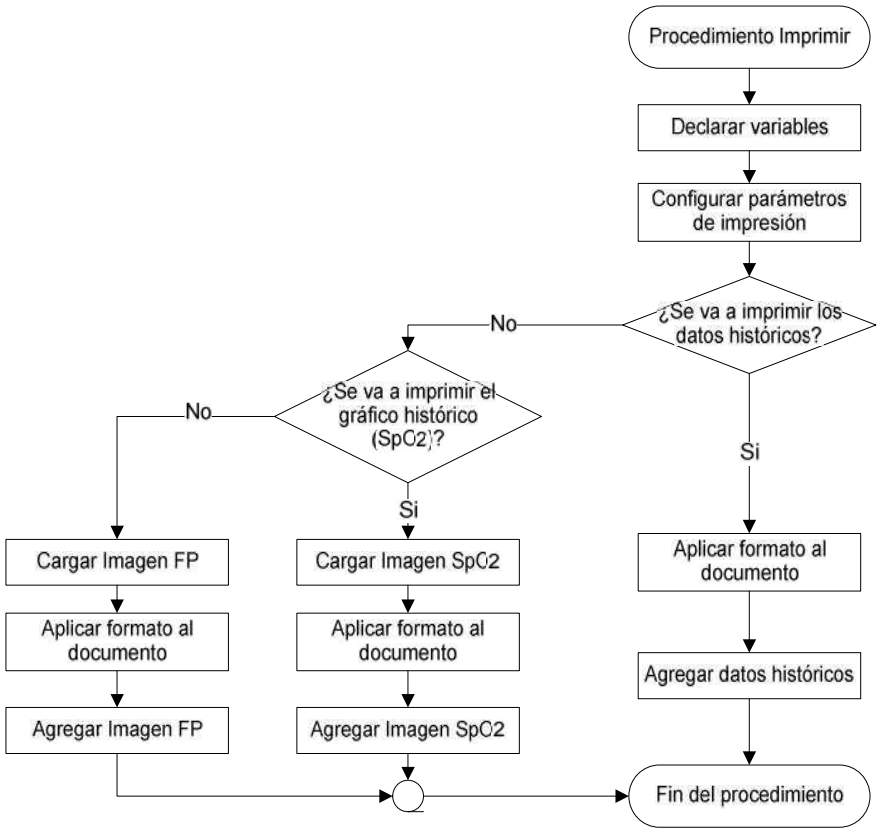


FIGURA 3.23 : Diagrama de flujo de la opción imprimir

Procedimiento Imprimir. Ocurre al seleccionar la opción **"Imprimir"** de la barra de menús, o seleccionando cualquiera de los iconos disponibles en la barra de herramientas: **"Imprimir Datos Históricos", "Imprimir Gráfico Histórico (SpO_2)", "Imprimir Gráfico Histórico (FP)"**o también eligiendo las teclas de acceso rápido **"F1", "F2", "F3"** respectivamente.

- **Declarar variables.**
  Declarar variables en general
  Declarar constantes para orientación de página (horizontal o vertical)
  Declarar constantes para color de página (blanco/negro o color)
  Declarar funciones API de GDI (interfaz para dispositivos gráficos de Windows) para impresoras
- **Configurar parámetros de impresión.**
  Abrir la ventana de dialogo "Imprimir de Windows"
  Seleccionar la impresora disponible
  Configurar el tamaño del papel
  Configurar la orientación de página (horizontal o vertical)
  Configurar el color de página (blanco/negro o color)
  Configurar número de copias
  Establecer la escala de impresión a milímetros

  Si se va a imprimir los datos históricos: Hacer

  Aplicar formato al documento.
  Aplicar tamaño al texto proporcional al ancho del documento
  Agregar al documento un encabezado
  Agregar al documento un pie de página con la fecha y la hora
  Agregar datos históricos.
  Seleccionar y copiar de la interfaz gráfica las tendencias históricas
  Pegar en el documento las tendencias históricas
  Enviar el documento a imprimir

  Si se va a imprimir el gráfico histórico SpO2: Hacer

  Cargar imagen SpO2.
  Obtener dimensiones de ancho y alto de la imagen SpO_2
  Exportar la imagen SpO_2 con un formato gráfico ".gif"
  Cargar la imagen SpO_2 a una variable de tipo picture
  Aplicar formato al documento.
  Aplicar tamaño al texto proporcional al ancho del documento
  Agregar un encabezado en la esquina derecha del documento con la fecha y la hora
  Agregar imagen SpO2.
  Establecer las dimensiones de ancho y alto de la imagen SpO_2 según las dimensiones del documento
  Pegar en el documento la imagen SpO_2
  Enviar el documento a imprimir

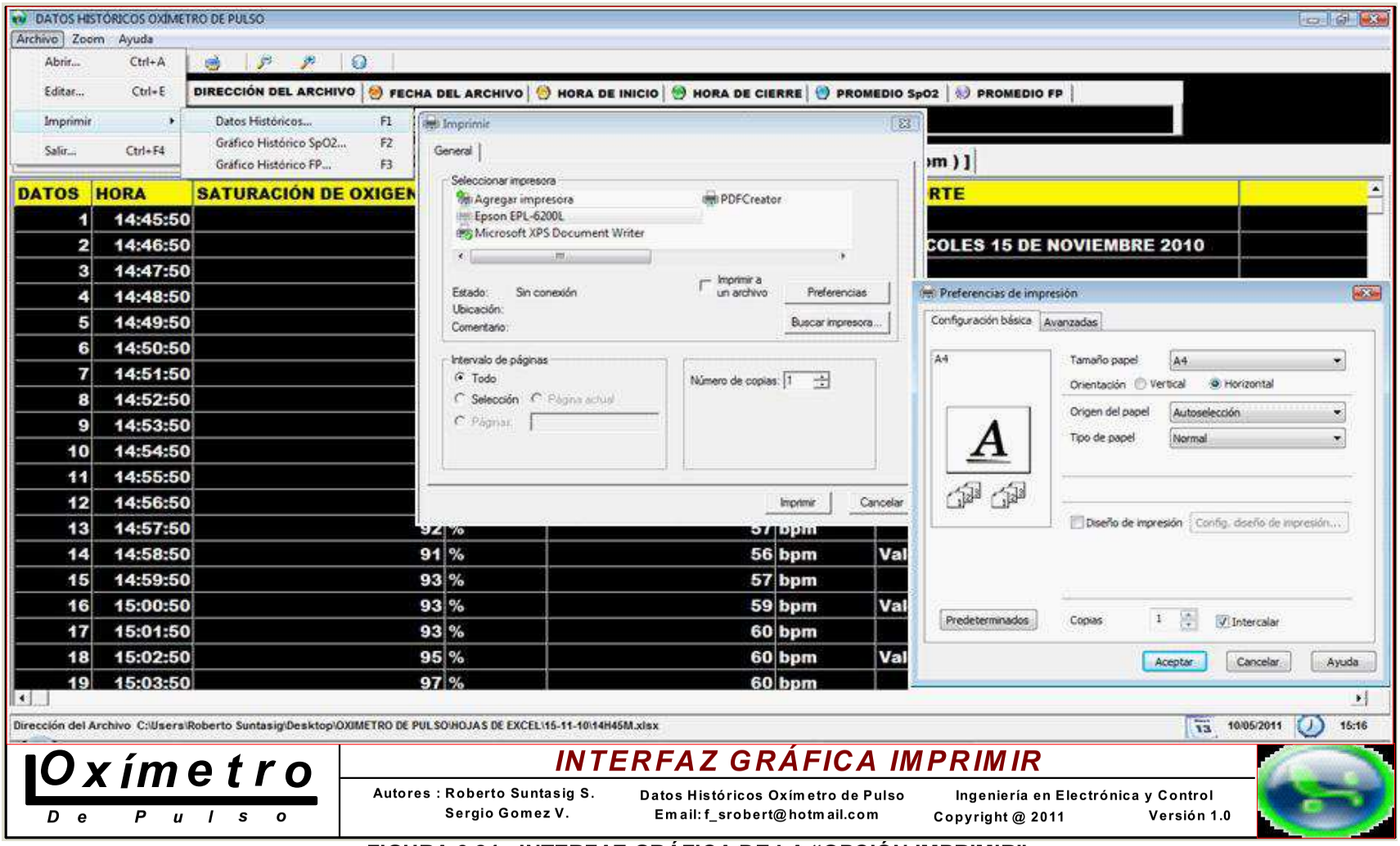
Entonces se va a imprimir el gráfico histórico FP: Hacer

Cargar imagen FP.
Obtener dimensiones de ancho y alto de la imagen FP
Exportar la imagen FP con un formato gráfico ".gif"
Cargar la imagen FP a una variable de tipo picture
Aplicar formato al documento.
Aplicar tamaño al texto proporcional al ancho del documento
Agregar un encabezado en la esquina derecha del documento con la fecha y la hora
Agregar imagen FP.
Establecer las dimensiones de ancho y alto de la imagen FP según las dimensiones del documento
Pegar en el documento la imagen FP
Enviar el documento a imprimir

Fin del Procedimiento

3.12.2 DESARROLLO DE LA IMAGEN DE LA INTERFAZ GRÁFICA DE LA OPCIÓN IMPRIMIR

En la Figura 3.24 se pueden observar las ventanas de dialogo "Imprimir de Windows" que se despliega al seleccionar la "opción imprimir" y en la Figura 3.25 se pueden observar los diferentes modelos de impresión que el programa permite imprimir.



Oxímetro De Pulso

INTERFAZ GRÁFICA IMPRIMIR

Autores : Roberto Suntasig S.
Sergio Gomez V.

Datos Históricos Oxímetro de Pulso
Email: f_srobert@hotmail.com

Ingeniería en Electrónica y Control
Copyright @ 2011 Versión 1.0

FIGURA 3.24 : INTERFAZ GRÁFICA DE LA "OPCIÓN IMPRIMIR"

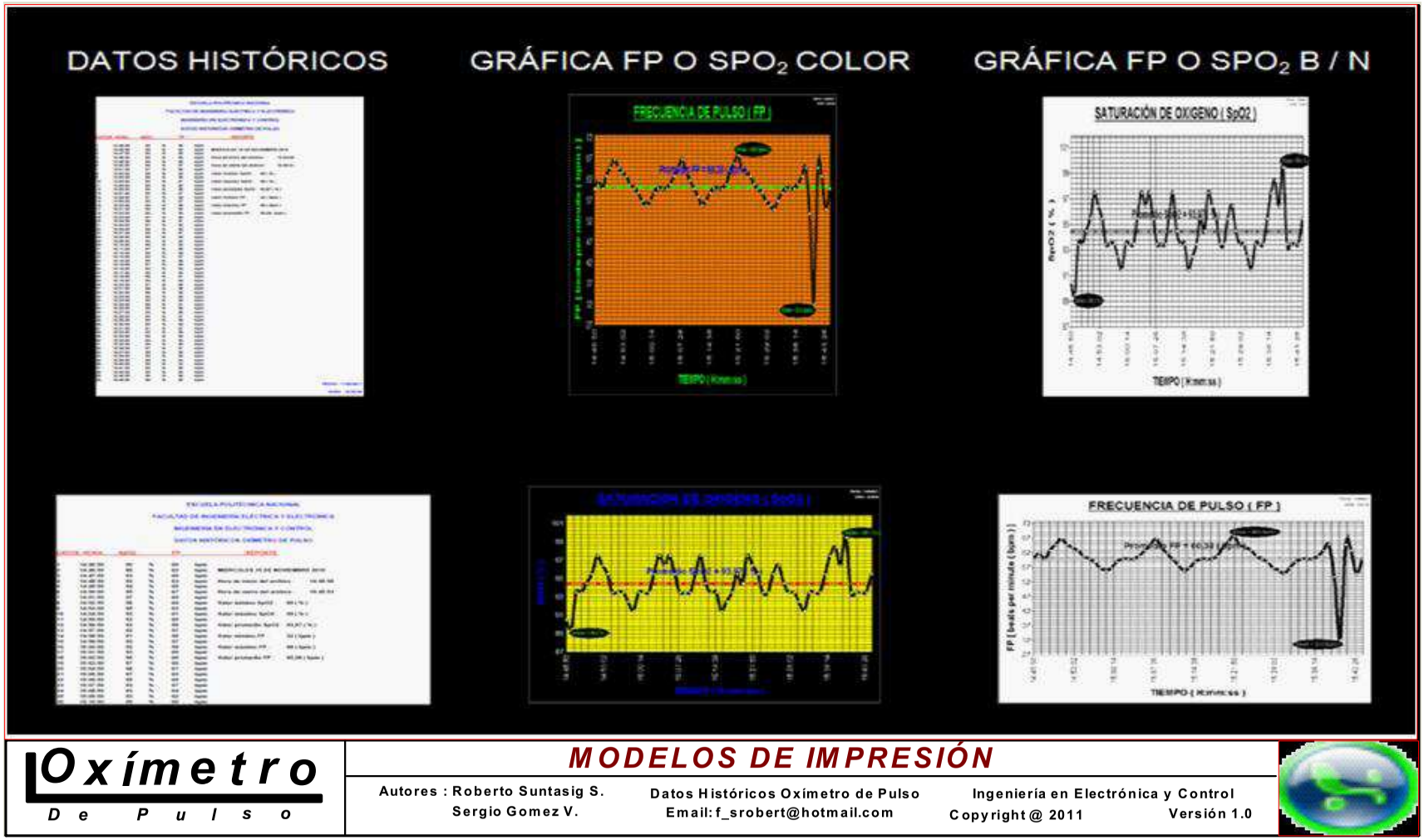


FIGURA 3.25 : MODELOS DE IMPRESIÓN QUE EL PROGRAMA PERMITE IMPRIMIR

3.13 DENTRO DEL ÁMBITO DE WORD "OPCIÓN EDITAR"

Esta parte de la aplicación crea un documento de tres hojas en Word que incluye la información de las tendencias históricas con su reporte, la representación gráfica de saturación de oxigeno (SpO_2) y la representación gráfica de frecuencia de pulso (FP). Dentro del ámbito de Word se da la alternativa para que el usuario pueda editar dicha información y a la vez se obtienen otras opciones cuando se requiera guardar o imprimir el documento.

3.13.1 DIAGRAMA DE FLUJO DE LA OPCIÓN EDITAR

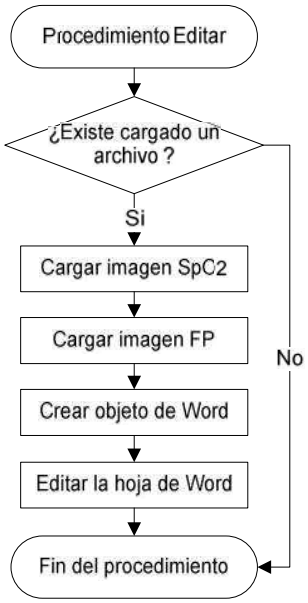


FIGURA 3.26 : Diagrama de flujo del procedimiento editar

Procedimiento Editar. Ocurre al seleccionar la opción **"Editar"** de la barra de menús, o seleccionando el **"Icono Editar"** de la barra de herramientas o eligiendo las teclas de acceso rápido **"Ctrl+E".**

Si existe cargado un archivo ".CSV": Hacer

- **Cargar imagen SpO2.**
  Obtener dimensiones de ancho y alto de la imagen SpO_2
  Exportar la imagen SpO_2 con un formato gráfico ".gif"
  Cargar la imagen SpO_2 a una variable de tipo picture
- **Cargar imagen FP.**
  Obtener dimensiones de ancho y alto de la imagen FP

Exportar la imagen FP con un formato gráfico ".gif"
Cargar la imagen FP a una variable de tipo picture

- **Crear objeto de Word.**
  Crear un nuevo objeto de tipo "Word Application"
  Agregar un nuevo documento de Word
  Crear tres hojas para el documento de Word
- **Editar documento de Word.**
  Agregar al documento un encabezado
  Agregar fecha y hora
  Aplicar formato de tamaño, fuente y color
  Limpiar el portapapeles
  Agregar título a las tendencias históricas
  Seleccionar las tendencias históricas de la interfaz gráfica
  Establecer las tendencias históricas en el Portapapeles
  Pegar las tendencias históricas en el documento de Word
  Limpiar el portapapeles
  Agregar título al gráfico histórico de la saturación de oxigeno [SpO2 (%)]
  Establecer la imagen de SpO2 en el Portapapeles
  Pegar la imagen SpO2 en el documento de Word
  Limpiar el portapapeles
  Agregar título al gráfico histórico de la frecuencia de pulso [FP (bpm)]
  Establecer la imagen de FP en el Portapapeles
  Pegar la imagen de FP en el documento de Word
  Limpiar el portapapeles
  Hacer visible el documento de Word
  Descargar objeto Word para liberar recursos

Fin del Procedimiento

3.13.2 DESARROLLO DE LA IMAGEN DENTRO DEL ÁMBITO DE WORD "OPCIÓN EDITAR"

En la Figura 3.27 se puede observar la imagen con los datos y gráficos históricos del oxímetro de pulso dentro del ámbito de Word.

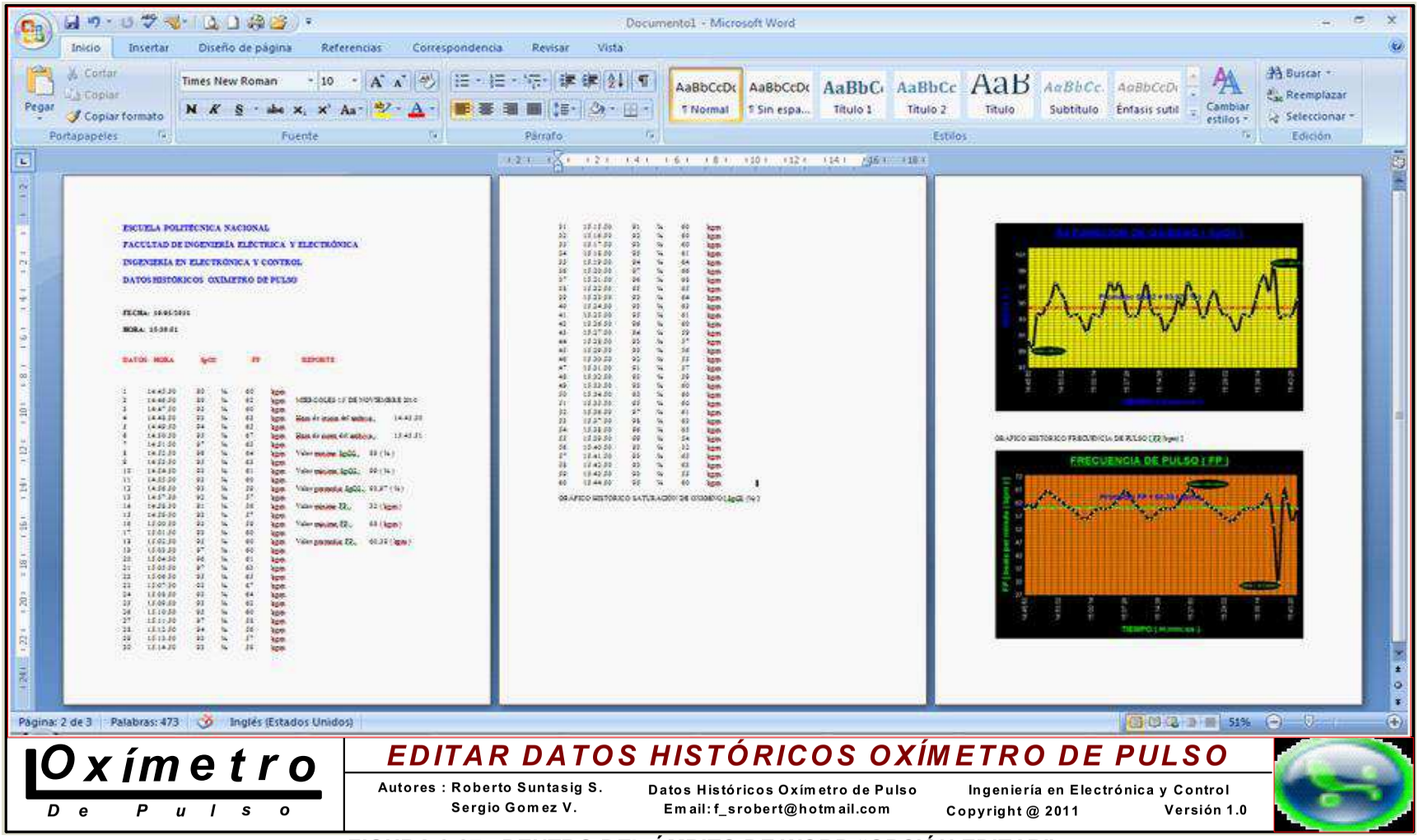


FIGURA 3.27 : DENTRO DEL ÁMBITO DE WORD "OPCIÓN EDITAR"

En este capítulo se acabó de realizar el software del oxímetro el mismo que involucró el desarrollo del firmware del sistema microprocesado y el desarrollo del software de la HMI diseñada en Visual Basic 6.0.

En el siguiente capítulo se presentarán los resultados de las pruebas realizadas para determinar la exactitud y la precisión del prototipo construido.

CAPÍTULO 4

PRUEBAS Y RESULTADOS

En este capítulo se presentan los resultados de las pruebas realizadas para determinar la exactitud y la precisión del prototipo construido.

4.1 PRUEBA DE EXACTITUD

La prueba fue realizada en el **HOSPITAL GENERAL DE LAS FF. AA. Nº1** en Quito – Ecuador, en la **sala de recuperaciones post-operatoria,** con cuatro adultos de diferente edad y constitución física, debido a que el prototipo fue diseñado con un sensor de dedo, tipo pinza para adulto.

En la Figura 4.1 se observa la foto de la entrada de la Sala en la que se realizó las pruebas.

FIGURA 4.83 : Sala de recuperación post-operatorio del "HOSPITAL GENERAL DEL LAS FF. AA. Nº 1" Quito – Ecuador

La prueba que se realizó para determinar la exactitud fue una comparación de lecturas de SpO_2 y FP del prototipo diseñado con respecto a dos equipos comerciales.

En la Figura 4.2 se observa la foto dentro de la Sala durante las pruebas realizadas.

FIGURA 4.84 : Realizando las pruebas en la sala post-operatoria

En la Tabla 4.1 se observa los datos de los pacientes que colaboraron con la prueba.

	EDAD (Años)	SEXO	PESO (Kg)	ESTATURA (m)
PACIENTE 1	54	MASCULINO	59	1,63
PACIENTE 2	32	MASCULINO	72	1,74
PACIENTE 3	31	MASCULINO	63	1,65
PACIENTE 4	52	FEMENINO	75	1,5

TABLA 4.17 : Datos de los pacientes

El equipo de prueba Nº 1 es un monitor multiparámetros marca **DATASCOPE** modelo **TRIO**, el cual puede medir los parámetros de ECG, respiración RESP, presión no invasiva NIBP, presión invasiva IBP, saturación de oxigeno SpO_2, temperatura TEMP y pulso.

En la Tabla 4.2 se observa los datos técnicos del equipo de prueba Nº 1 y en la Figura 4.3 se observa la foto del equipo.

	EQUIPO Nº 1
FABRICADO EN	ESTADOS UNIDOS
MARCA	DATASCOPE
MODELO	TRIO
# SERIE	MC16184-E6

TABLA 4.18 : Datos técnicos del equipo de prueba Nº 1

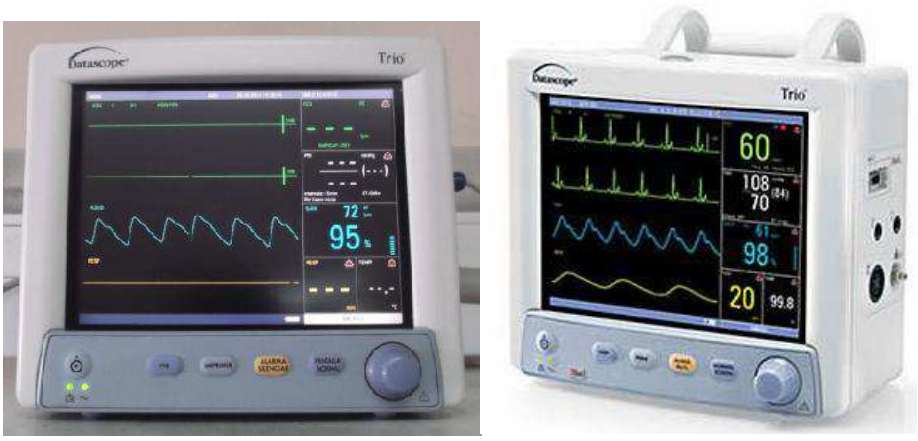


FIGURA 4.85 : Equipo de prueba Nº 1

La Figura 4.4 muestra una foto comparativa entre el equipo de prueba Nº1 y el prototipo diseñado.

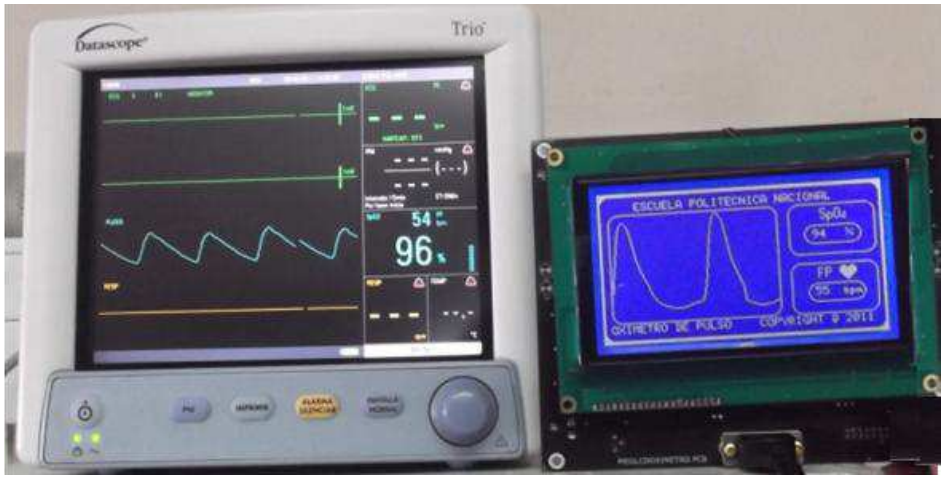


FIGURA 4.86 : Medición de SpO_2 y FP entre el equipo de prueba Nº 1 y el prototipo

El equipo de prueba Nº 2 es un monitor multiparámetros marca **HEAL FORCE** modelo **CLASIC 120 PLUS**, al igual que el equipo de prueba Nº 1 puede medir los parámetros de ECG, respiración RESP, presión no invasiva NIBP, presión invasiva IBP, Saturación de oxigeno SpO_2 , temperatura TEMP y pulso.

En la Tabla 4.3 se observa los datos técnicos del equipo de prueba Nº 2 y en la Figura 4.5 se observa la foto del equipo.

	EQUIPO Nº 2
FABRICADO EN	CHINA
MARCA	HEAL FORCE
MODELO	CLASIC 120 PLUS
# SERIE	J29006H00111

TABLA 4.19 : Datos técnicos del equipo de prueba Nº 2

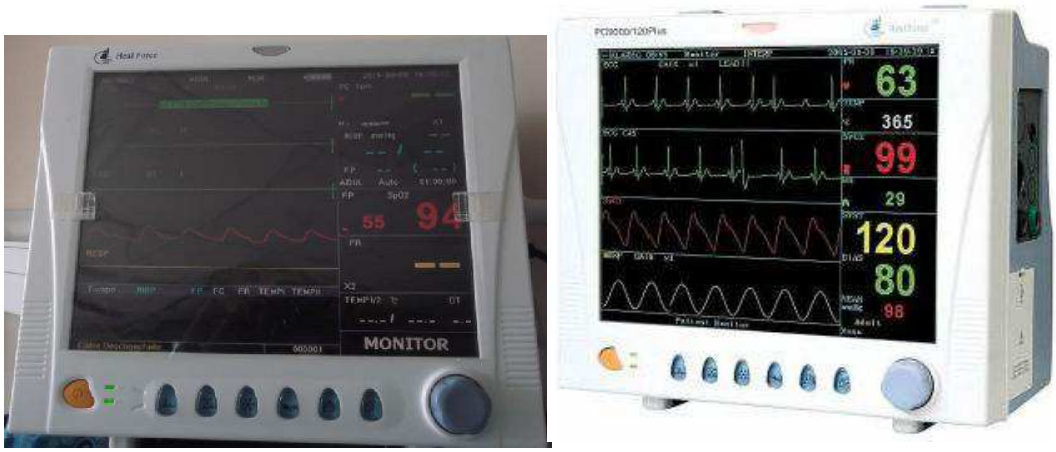


FIGURA 4.87 : Equipo de prueba Nº 2

La Figura 4.6 muestra una foto comparativa entre el equipo de prueba Nº 2 y el prototipo diseñado.

FIGURA 4.88 : Medición de SpO_2 y FP entre el equipo de prueba Nº 2 y el prototipo

4.1.1 RESULTADOS Y ANÁLISIS DE LA PRUEBA DE EXACTITUD

La Tabla 4.4 muestra los resultados obtenidos en la comparación entre el equipo de prueba Nº 1 y el prototipo.

	EQUIPO Nº 1		PROTOTIPO	
	SpO2 (%)	FP (bpm)	SpO2 (%)	FP (bpm)
PACIENTE 1	95	54	93	54
PACIENTE 2	95	89	95	92
PACIENTE 3	94	70	95	71
PACIENTE 4	87	74	88	73

TABLA 4.20 : Resultados de la medición de los parámetros de SpO_2 y FP comparados con el equipo de prueba Nº 1

El error (%) de la Saturación de Oxigeno respecto al equipo de prueba Nº 1, para cada paciente se muestran en la Tabla 4.5.

	EQUIPO Nº 1	PROTOTIPO	
	SpO2	SpO2	Error(%)
PACIENTE 1	95	93	-2,11%
PACIENTE 2	95	95	0,00%
PACIENTE 3	94	95	1,06%
PACIENTE 4	87	88	1,15%

TABLA 4.21 : Error (%) de la SpO_2 del prototipo respecto al equipo de prueba Nº 1

El error (%) de la Frecuencia de Pulso respecto al equipo de prueba Nº 1, para cada paciente se muestra en la Tabla 4.6.

	EQUIPO Nº 1	PROTOTIPO	
	FP (bpm)	FP (bpm)	Error(%)
PACIENTE 1	54	54	0.00%
PACIENTE 2	89	92	3.37%
PACIENTE 3	70	71	1.43%
PACIENTE 4	74	73	-1.35%

TABLA 4.22 : Error (%) de la FP del prototipo respecto al Equipo e prueba Nº1

La Tabla 4.7 muestra los resultados obtenidos en la comparación entre el equipo de prueba Nº 2 y el prototipo.

	EQUIPO Nº 2		PROTOTIPO	
	SpO2 (%)	FP (bpm)	SpO2 (%)	FP (bpm)
PACIENTE 1	92	55	92	57
PACIENTE 2	95	87	93	84
PACIENTE 3	94	78	94	77
PACIENTE 4	88	75	87	74

TABLA 4.23 : Resultados de la medición de los parámetros de SpO_2 y FP comparados con el equipo de prueba Nº 2

El error (%) de la Saturación de Oxigeno respecto al equipo de prueba Nº 2, para cada paciente se muestran en la Tabla 4.8.

	EQUIPO Nº 2	PROTOTIPO	
	SpO2	SpO2	Error(%)
PACIENTE 1	92	92	0.00%
PACIENTE 2	95	93	-2.11%
PACIENTE 3	94	94	0.00%
PACIENTE 4	88	87	-1.14%

TABLA 4.24 : Resultados de la medición de los parámetros de SpO_2 y FP comparados con el equipo de prueba Nº 2

El error (%) de la Frecuencia de Pulso respecto al equipo de prueba Nº 2, para cada paciente se muestra en la Tabla 4.9.

	EQUIPO Nº 2	PROTOTIPO	
	FP (bpm)	FP (bpm)	Error(%)
PACIENTE 1	55	57	3.64%
PACIENTE 2	87	84	-3.45%
PACIENTE 3	78	77	-1.28%
PACIENTE 4	75	74	-1.33%

TABLA 4.25 : Error (%) de la FP del prototipo respecto al Equipo e prueba Nº2

Los errores máximos respecto a cada equipo de prueba son mostrados en la Tabla 4.10.

RESULTADOS		
	ERROR (%) vs EQUIPO 1	ERROR (%) vs EQUIPO 2
SpO2 (%)	-2,11	-2,11
FP (bpm)	3,37	3,64

TABLA 4.26 : Errores máximos respecto a cada equipo de prueba

4.2 PRUEBA DE PRECISIÓN

La prueba que se realizó para determinar la precisión fue un ensayo de repetibilidad de 50 lecturas de SpO_2 y FP tomadas cada 5 segundos, con un paciente.

En la Figura 4.7 se observa una foto del prototipo diseñado indicando los parámetros de medición de SpO_2 y FP así como la onda pletismográfica durante la prueba.

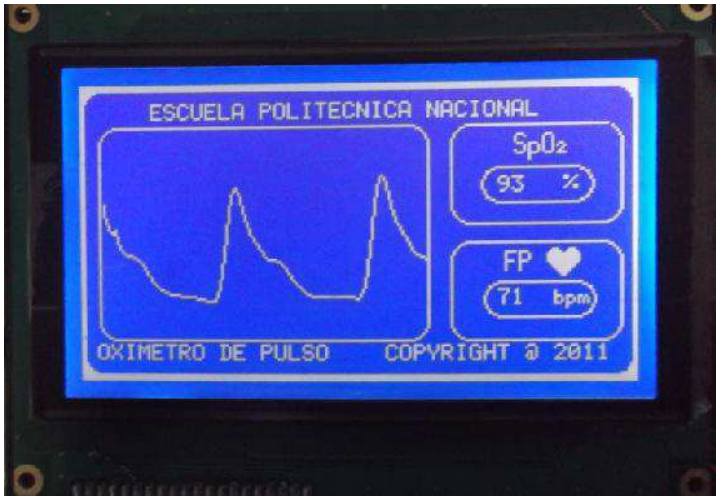


FIGURA 4.89 : Foto del prototipo diseñado durante la prueba de precisión

4.2.1 RESULTADOS Y ANÁLISIS DE LA PRUEBA DE PRECISIÓN

La Tabla 4.11 muestra los resultados obtenidos del ensayo de repetibilidad.

No. medida	SpO2 (%)	FP (bpm)
1	93	71
2	94	76
3	94	77
4	94	74
5	94	72
6	94	71
7	94	73
8	94	72
9	94	72
10	93	73
11	94	72
12	94	74
13	93	73
14	92	73
15	93	74
16	93	76
17	94	77
18	93	76
19	93	76
20	93	73
21	94	77
22	94	76
23	94	74
24	92	75
25	93	75
26	94	72
27	93	73
28	93	76
29	93	77
30	94	77
31	94	76
32	93	75
33	93	76
34	94	77
35	94	76
36	93	75
37	94	77
38	93	77
39	93	75
40	93	76
41	93	77
42	94	77
43	93	77

No. medida	SpO2 (%)	FP (bpm)
44	93	79
45	93	74
46	94	78
47	93	77
48	92	75
49	93	76
50	94	77

TABLA 4.27 : Datos de la medición de los parámetros de SpO_2 y FP en el ensayo de repetibilidad

En la Tabla 4.12 se calcula la media y la desviación estándar de la SpO_2 y la FP.

	SpO2 (%)	FP (bpm)
MEDIA	94	75
DESVIACION ESTANDAR	1	2

TABLA 4.28 : Resultados del ensayo de repetibilidad

La Figura 4.8 muestra la campana de Gauss típica de la distribución normal con los respectivos niveles de confianza.

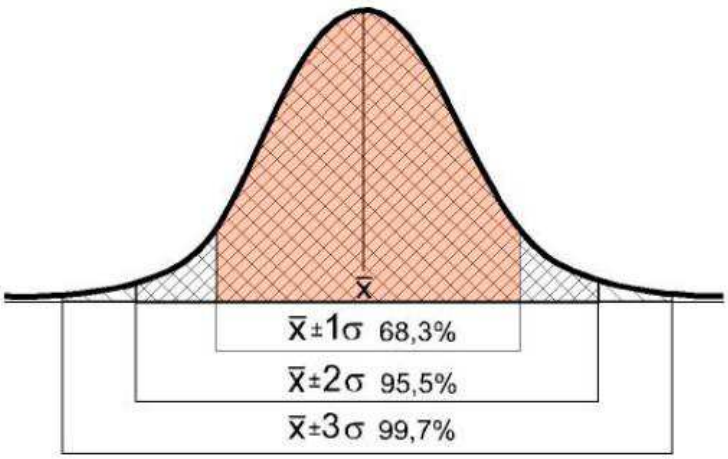


FIGURA 4.90 : Distribución normal

Si utilizamos el nivel de confianza k=2 tenemos una probabilidad de 95.5% de que el prototipo construido mida la SpO_2 94 ± 2 (%) y la FP 75 ± 4 (bpm).

En el siguiente capítulo se agrupan las conclusiones y recomendaciones trascendentales del presente proyecto.

CAPÍTULO 5

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

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

5.1 CONCLUSIONES

De los resultados obtenidos se pueden extraer las conclusiones siguientes:

Se diseñó y construyó un oxímetro de pulso no invasivo el cual mediante un LCD gráfico permite visualizar los valores de: Saturación de Oxigeno en la sangre (SpO_2) expresada en porcentaje (%), la Frecuencia de Pulso (FP) expresada en latidos por minuto (bpm) y la representación gráfica de la forma de onda pletismográfica; además tiene la capacidad de realizarle un seguimiento al paciente mediante la grabación de información de SpO_2 y FP en una memoria extraíble SD y a través de una HMI diseñada en Visual Basic 6.0 dicha información tiene la posibilidad de visualizarse en la PC en forma de tendencias históricas y gráficos históricos de SpO_2 y FP. En consecuencia, el prototipo ha cumplido con los objetivos planteados.

Las pruebas de exactitud y precisión mostraron que el prototipo construido tiene un error de medición de la Saturación de Oxígeno (SpO_2) de 2,11 % con una dispersión de ± 2% y la Frecuencia de Pulso (FP) un error de medición 3,64 % con una dispersión de ± 4 bpm para un nivel de confianza de 95.5%. Concluyéndose así que el prototipo diseñado es confiable en la monitorización de SpO_2 y FP.

Del análisis de los diferentes formatos de tramas seriales con las que el módulo OEM III envía la información se decidió trabajar con el formato # 2 debido a la

resolución que dispone el LCD gráfico de 240 x 128 pixeles. El formato # 2 envía datos de la amplitud de la onda pletismográfica entre 0 a 255 siendo estos graficados en los 128 pixeles del LCD. No se utiliza el formato # 1 porque no dispone de la información de la onda pletismográfica y tampoco el formato # 7 debido a que en este formato la amplitud de la onda pletismográfica está entre 0 a 65535, esta cantidad de información muy elevada para ser graficada en tan solo los 128 pixeles disponibles. De esta forma, se concluye que el formato # 2 es el más óptimo para el desarrollo del prototipo oxímetro de pulso.

Los primeros algoritmos de adquisición desarrollados para el AVR no tenían una buena sincronización con los datos seriales del formato # 2 de la tarjeta OEM III provocando perdida de información. Al realizar varias pruebas se logró dicha sincronización permitiendo visualizar los datos en la pantalla del LCD grafico y mediante menú empezar la grabación en la memoria SD, así como poder igualar la fecha y la hora mediante botones para dicho propósito. Se puede concluir que se resolvió este problema.

La monitorización de la Saturación de Oxigeno en la sangre (SpO_2) no es un valor fijo depende de varios factores, los médicos trabajan con rangos de valores para determinar cómo se encuentra un paciente de un modo NO INVASIVO antes de que ocurra daño cuando bajan los niveles de SpO_2 y aparezcan los signos físicos. Un paciente puede encontrarse en un estado normal, en un estado con un nivel bajo que requiera tratamiento más monitorización, en un estado que presente hipoxia severa que requiera oxigenoterapia más tratamiento y traslado al hospital o en un estado crítico que requiera intubación y ventilación mecánica. Se puede concluir que la SpO_2 es una muestra vital importante en el diagnóstico y el tratamiento antes de que le ocurra algún daño al paciente.

5.2 RECOMENDACIONES

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

Para garantizar una medición óptima de SpO_2, se recomienda la utilización de sensores apropiados aplicándoles según las instrucciones, precauciones y advertencias del fabricante. Los sensores están diseñados para localizaciones específicas en los pacientes cuyo peso debe encontrarse dentro del intervalo especificado. Para seleccionar el sensor apropiado se debe tener en cuenta el peso del paciente, el nivel de actividad, la adecuada perfusión periférica, la correcta colocación del sensor y los requisitos de esterilidad. Si hubiera excesiva luz ambiental, cubrir la localización del sensor con material opaco. De no hacerlo así, podría dar lugar a mediciones inexactas. El rendimiento puede verse afectado por las fuentes de luz, incluidas las luces quirúrgicas, (especialmente las que disponen de luz de xenón), las luces fluorescentes, las lámparas de calor por infrarrojos y la luz solar directa.

Si no es posible obtener una lectura o ésta es imprecisa, se recomienda tomar en cuenta las siguientes circunstancias:

- Si el paciente presenta una perfusión pobre, aplique el sensor en otro lugar, como puede ser en un dedo diferente o en un dedo del pie.
- Asegurarse de que el sensor está debidamente alineado y aplicado con firmeza.
- Mover el sensor a un lugar con menor movimiento.
- Utilizar un tipo de sensor que tolere algo de movimiento del paciente.
- Asegurarse de que el sensor y su localización estén limpios y sin restos de grasa corporal. Elimine la pintura de uñas y los hongos.

El prototipo es muy sensible a los artefactos de movimiento los cuales causan que la señal pletismográfica se distorsione y pueda causar medidas inexactas de SpO_2 y FP, por eso es recomendable evitar tratando de que el paciente se mantenga inmóvil y lo más tranquilo posible durante la medición, ya sea en posición sentada o en decúbito. El oxímetro de pulso debe mantenerse a la altura

del corazón del paciente colocándole el sensor en el dedo índice de la mano que no tenga línea arterial o brazalete para la medida de la presión arterial y preferiblemente sin infusión intravenosa. El dedo debe introducirse hasta el tope interior del sensor con la uña colocada opuestamente a los LEDs emisores.

En diseños futuros del hardware se recomienda ubicar el conector DB9 del sensor de oximetría lo más cerca posible a la tarjeta de adquisición de datos OEM III de la marca NONIN®, esto permitirá minimizar los ruidos e interferencias.

Según las especificaciones técnicas del modulo OEM III, este fue diseñado para que trabaje solo con sensores de oximetría de la marca NONIN® PureLight®.

Se recomienda tener una adecuada sincronización en la adquisición de los datos seriales que entrega la tarjeta OEM III, esto para evitar la pérdida de información.

Se recomienda seguir trabajando en el mejoramiento del diseño del software para el manejo de los datos históricos del oxímetro necesario para realizar el seguimiento al paciente mediante la monitorización de SpO_2 y FP. El software fue diseñado en Visual Basic 6.0 permitiendo abrir archivos con extensión “CSV” de una hora de duración con tendencias históricas de SpO_2 y FP de un minuto de separación, un adecuado estudió y diagnostico de las tendencias deberían ser almacenadas y desplegadas en un tiempo menor, utilizando actuales herramientas de software como Visual Basic 2008 o el más reciente Visual Basic 2010, permitirá mejorar el prototipo y desarrollarlo acorde al avance de la tecnología.

Se recomienda desarrollar el prototipo desde un enfoque comercial incluyéndole al equipo más características como por ejemplo hacerle portátil incorporándole un cargador de baterías, añadirle alarmas de audio alta y baja de SpO_2 y FP, la grabación de los datos históricos sean realizados en una memoria USB, una interface para comunicación serial RS232 con otros equipos y/o utilizarle a los microcontroladores uno como maestro y otro como esclavo, haciendo posible priorizar determinados procesos dejando que el microcontrolador secundario realice procesos específicos que en muchos casos vuelve lento al proceso.

GLOSARIO

Carboxihemoglobina (COHb): Resulta de la unión de la hemoglobina (Hb) con Monóxido de carbono (CO), el oxímetro de pulso, erróneamente lee la COHb como HbO_2 al no poder distinguir las diferencias en sus coeficientes de extinción.

Cianosis: Es la coloración azulada de la piel o de las membranas mucosas a causa de una deficiencia de oxígeno en la sangre. La coloración de la piel está determinada por la cantidad de pigmento que posee y por el flujo sanguíneo que circula a través de ella. La sangre saturada con oxígeno es de color rojo vivo y la sangre que ha perdido su oxígeno es de color rojo azulado oscuro. Las personas que tienen un alto porcentaje de sangre deficiente en oxígeno tienden a tomar una coloración azulada.

Cooxímetro: Es el aparato que realiza las mediciones de la saturación arterial de oxígeno (SaO_2) de forma invasiva, a través de los gases de una muestra de sangre arterial y medida por cooximetría en el laboratorio. La cooximetría utiliza cuatro o más longitudes de onda, por lo que absorberá y diferenciará la luz de las hemoglobinas funcionales (HbO_2, HHb) y de las no funcionales (MetHb COHb).

Hipoxia: En Medicina la Hipoxia es una condición patológica en la cual el cuerpo por completo (hipoxia generalizada), o una región del cuerpo (hipoxia de tejido) es privada del suministro adecuado de oxígeno.

Metahemoglobina (MetHb): La cual puede ser inducida por el uso de algunos anestésicos locales. MetHb no puede transportar oxígeno, por lo que no contribuye en absoluto a la capacidad de transporte de oxígeno de la sangre, la presencia de MetHb, impide la reversibilidad de la unión con el oxígeno, dificultando la descarga de éste en los tejidos periféricos.

Vasoconstricción: Es la constricción o estrechamiento de un vaso sanguíneo (arteria o vena). Cuando un vaso sanguíneo se constriñe, se produce una restricción o disminución del flujo sanguíneo.

Vasodilatación: Se refiere al aumento del diámetro de un vaso sanguíneo. O sea hay más volumen de sangre dentro del vaso pero menos presión.

BIBLIOGRAFÍA

LIBROS Y MANUALES:

[1] BOYLESTAD, Robert; NASHELSKY, Louis, Electrónica de Teoría de Circuitos, Quinta Edición, Prentice Hall, Editado en México, 1992

[2] RODRIGUEZ, Carlos, Programación Orientada a Objetivos en Visual Basic 6.0, Primera Edición, 2004

[3] CEVALLOS, F, Curso de Programación de Visual Basic 6.0, Alfaomega grupo editorial, México, 2000

[4] DATASCOPE CORP, Manual de operación monitor multiparámetros TRIO™, impreso EE.UU., 2004

TESIS:

[5] BENAVIDES, Santiago, Diseño y Construcción de un oxímetro digital, EPN, Quito, 2004

[6] SUNTASIG, Roberto, Control computarizado con Visual Basic 6.0 de un módulo didáctico que expone la utilización de cuatro periféricos del Microcontrolador PIC, EPN, Quito, 2010

DIRECCIONES ELECTRÓNICAS:

[7] http://www.nonin.com

[8] http://www.recursosvisualbasic.com.ar

[9] http://www.alldatasheets.com

[10] http://www.equipmentexplained.com/physics/respi_measurements/oxygen/oximeter/pulse_oximeter.html

[11] http://www.anestesiavirtual.com/menupulsio.htm

[12] http://www.sabi.org.ar/anales/cd_2005/pdf/036IC.pdf

[13] http://www.edutecne.utn.edu.ar/microcontrol_congr/comunicaciones/Sistema_oximetro_pulso.pdf

[14] http://megadmx.com.br/luiss/TCC2004VF.pdf

[15] http://www.expounimedcuritiba.com.br/painelgpa/uploads/imagens/files/EngComputacao/Projetos%20Finais/2009/OX%C3%8DMETRO%20DE%20PULSO.pdf

[16] http://www.who.int/bloodsafety/clinical_use/en/Manual_S.pdf

[17] http://www.dalcame.com/wdescarga/modulo%20spo2.pdf

[18] http://www.dalcame.com/wdescarga/oximetria.pdf

[19] http://www.oximeter.org

[20] http://www.bvs.sld.cu/revistas/mie/vol2_2_03/mie05104.htm

[21] http://www.seattlerobotics.org/encoder/jun97/basics.html

[22] http://www.intersil.com/data/an/an1325.pdf

[23] http://www.bolanosdj.com.ar/TEORIA/CAPACITBYPA.pdf

[24] http://www.eetimes.com/design/analog-design/4009955/Choosing-and-Using-Bypass-Capacitors-Part-2-of-3-

[25] http://www.atmel.com

[26] http://www.mcselec.com

ANEXOS

ANEXO A

OEM III MODULE SPECIFICATION AND TECHNICAL INFORMATION

OEM III Module Specification
and
Technical Information

NONIN® Medical, Inc.
13700 1st Avenue North
Plymouth, Minnesota 55441-5443
USA

763-553-9968
800-356-8874 (USA and Canada)
Fax 763-553-7807
E-mail: info@nonin.com
www.nonin.com

© 2007 NONIN® Medical, Inc.

4518-001-10 Rev J

Table of Contents

Nonin® OEM III Specifications 3
Serial Output Formatting Options 5
Serial Data Format #1: 5
Serial Data Format #2: 6
Generic HR Format: 7
Generic SpO_2 Format: 8
Serial Data Format #7: 9
Indications for Use 11
Contraindications 11
Warnings 11
Cautions 11
Equipment Response Time 13
Accessories 14
Testing Summary 15
SpO_2 Accuracy Testing 15
Pulse Rate Motion Testing 15
Low Perfusion Testing 15
Manufacturer's Declaration 16

Nonin® OEM III Specifications

1.	**Displayed Oxygen Saturation Range (SpO_2)**		0 to 100%	
2.	**Displayed Pulse Rate Range**		18 to 321 beats per minute (BPM)	
3.	**Measurement Wavelengths and Output Power****			
		Red:	660 nanometers @ 0.8 mW maximum average	
		Infrared (using NONIN PureLight® Sensor):	910 nanometers @ 1.2 mW maximum average	
4.	**SpO_2 Accuracy (A_{rms}*)**		70-100%	
			Adults/Pediatrics	**Neonates**
	No Motion			
	REUSABLE:	Finger Clip:	± 2 digits	± 3 digits
		Flex:	± 3 digits	± 3 digits
		Soft Sensor:	± 2 digits	N/A
		8000R:	± 3 digits	N/A
		8000Q:	± 4 digits	N/A
	DISPOSABLE:	6000 Series:	± 2 digits	± 3 digits
		7000 Series	± 3 digits	± 4 digits
	Motion			
	REUSABLE:	Finger Clip:	± 2 digits	± 3 digits
		Flex:	± 3 digits	± 4 digits
		Soft Sensor:	± 3 digits	± 4 digits
	Low Perfusion	All Sensors:	± 2 digits	± 3 digits
5.	**Pulse Rate Accuracy**			
			Adults/Pediatrics	**Neonates**
	No Motion (18-300 BPM)			
	RESUABLE:	Finger Clip:	± 3 digits	± 3 digits
		Flex:	± 3 digits	± 3 digits
		Soft Sensor:	± 3 digits	± 3 digits
		8000R:	± 3 digits	± 3 digits
		8000Q:	± 3 digits	± 3 digits
	DISPOSABLE:	6000 Series:	± 3 digits	± 3 digits
		7000 Series:	± 3 digits	± 3 digits
	Motion (40-240 BPM)			
	REUSABLE:	Finger Clip:	± 5 digits	± 5 digits
		Flex:	± 5 digits	± 5 digits
		Soft Sensor:	± 5 digits	± 5 digits
	Low Perfusion (40-240 BPM)	All Sensors:	± 3 digits	± 3 digits

Notes:

Reusable Group:
- Finger Clip Sensors: 8000AA-1, 8000AA-3, 8000AP-1, 8000AP-3
- Flex Sensors: 8000J-1, 8000J-3, 8008J, 8001J
- Soft Sensors: 8000SS, 8000SM, 8000SL

Disposable Group:
- Flexi-Form® II (7000 Series) Sensors: 7000A, 7000P, 7000I, 7000N
- 6000 Series Sensors: 6000A, 6000P, 6000I, 6000N

* ±1 A_{rms} represents approximately 68% of measurements.

** This information is especially useful for clinicians performing photodynamic therapy.

Nonin® OEM III Specifications

5.	**Temperature (Operating)**	0°C to +50°C (32°F – 122°F) • Specified operating temperature is for the module. • Operating temperature of Sensor is not to exceed 40°C (104°F)
	Temperature (Storage/Transportation)	-20°C to +70°C (-4°F - +158°F)
6.	**Humidity (Operating)**	10 to 90% non-condensing
	Humidity (Storage/Transportation)	10 to 95% non-condensing
7.	**Power Draw**	29 mW typical operation @ 3.3VDC input voltage 45 mW typical operation @ 5.0VDC input voltage
8.	**Voltage Input**	+3.3VDC (3.2V to 3.5V), w/50mV max. ripple +5.0VDC ±0.25VDC, w/50mV max. ripple
9.	**I/O Signals**	0 to +3.3VDC (nominal) @ +3.3VDC input voltage 0 to +5.0VDC (nominal) @ +5.0VDC input voltage
10.	**Dimensions**	1.35" x 0.95" x 0.235" (34.3 x 24.1 x 6.2 mm)
11.	**Weight**	5.3g (0.19 oz.) (with shield)
12.	**Ruggedness (Shock)**	IEC 60068-2-27
	Ruggedness (Vibration)	Sinusoidal – IEC 60068-2-6 Random – IEC 60068-2-64
13.	**Sensors**	Designed to use NONIN®-branded PureLight® sensors only (see Accessories)
14.	**Shielding**	An RF shield is included (placed over the analog components)

Serial Output Formatting Options

The format for serial output data is determined by the amount of resistance present between the serial data format switch (J1, pin 9) and ground (J1, pin 15). If J1, pin 9 is left unconnected, then the default format is serial data format #2 (see "Serial Output Formatting Options").

Serial Output Formatting Options

Serial Format #	J1, Pin 9 Status
#1	0Ω to 626Ω
#2	297KΩ to ∞Ω
#7	4.3KΩ, ± 5%

The serial transmission rate for all data formats shall be as follows:

Bits per Second	Data Bits	Parity	Stop Bits	Flow Control
9600	8	None	1	None

Serial Data Format #1:

Packet Description

Three bytes of data are transmitted 1 once per second.

Byte 1 - Status							
BIT7	BIT6	BIT5	BIT4	BIT3	BIT2	BIT1	BIT0
1	SNSD	OOT	LPRF	MPRF	ARTF	HR8	HR7
***Note**: Bit 7 is always set							

Byte 2 - Heart Rate							
BIT7	BIT6	BIT5	BIT4	BIT3	BIT2	BIT1	BIT0
0	HR6	HR5	HR4	HR3	HR2	HR1	HR0
***Note**: Bit 7 is always clear							

Byte 3 - SpO2							
BIT7	BIT6	BIT5	BIT4	BIT3	BIT2	BIT1	BIT0
0	SP6	SP5	SP4	SP3	SP2	SP1	SP0
***Note**: Bit 7 is always clear							

The following are all active high:

SNSD:	Sensor Disconnect	– Sensor is not connected to oximeter or sensor is inoperable.
OOT:	Out Of Track	– An absence of consecutive good pulse signals.
LPRF:	Low Perfusion	– Amplitude representation of low signal quality (holds for entire duration).
MPRF:	Marginal Perfusion	– Amplitude representation of medium signal quality (holds for entire duration).
ARTF:	Artifact	– A detected pulse beat didn't match the current pulse interval.
HR8 – HR0:	Heart Rate	– Standard 4-beat average values not including display holds.
SP6 – SP0:	SpO_2	– Standard 4-beat average values not including display holds.

When SpO_2 and HR cannot be computed, the system will send a missing data indicator. For missing data, the HR equals 511 and the SpO_2 equals 127.

Serial Data Format #2:

Packet Description

A frame consists of 5 bytes; a packet consists of 25 frames. Three packets (75 frames) are transmitted each second.

Frame

Packet

	Byte 1	Byte 2	Byte 3	Byte 4	Byte 5
1	01	STATUS	PLETH	HR MSB	CHK
2	01	STATUS	PLETH	HR LSB	CHK
3	01	STATUS	PLETH	SpO_2	CHK
4	01	STATUS	PLETH	REV	CHK
5	01	STATUS	PLETH	reserved	CHK
6	01	STATUS	PLETH	reserved	CHK
7	01	STATUS	PLETH	reserved	CHK
8	01	STATUS	PLETH	reserved	CHK
9	01	STATUS	PLETH	SpO2-D	CHK
10	01	STATUS	PLETH	SpO_2 Fast	CHK
11	01	STATUS	PLETH	SpO_2 B-B	CHK
12	01	STATUS	PLETH	reserved	CHK
13	01	STATUS	PLETH	reserved	CHK
14	01	STATUS	PLETH	E-HR MSB	CHK
15	01	STATUS	PLETH	E-HR LSB	CHK
16	01	STATUS	PLETH	E-SpO_2	CHK
17	01	STATUS	PLETH	E-SpO_2-D	CHK
18	01	STATUS	PLETH	reserved	CHK
19	01	STATUS	PLETH	reserved	CHK
20	01	STATUS	PLETH	HR-D MSB	CHK
21	01	STATUS	PLETH	HR-D LSB	CHK
22	01	STATUS	PLETH	E-HR-D MSB	CHK
23	01	STATUS	PLETH	E-HR-D LSB	CHK
24	01	STATUS	PLETH	reserved	CHK
25	01	STATUS	PLETH	reserved	CHK

Notes:

- Byte number 1 in each frame is set to a value of 1.
- Reserved bytes are undefined.

Byte 2 - Status							
BIT7	**BIT6**	**BIT5**	**BIT4**	**BIT3**	**BIT2**	**BIT1**	**BIT0**
1	SNSD	ARTF	OOT	SNSA	YPRF		SYNC
					RPRF	GPRF	
***Note**: Bit 7 is always set.							

The following are all active high:

SNSD:	Sensor Disconnect	– Sensor is not connected to oximeter or sensor is inoperable.
ARTF:	Artifact	– A detected pulse beat didn't match the current pulse interval
OOT:	Out Of Track	– An absence of consecutive good pulse signals
SNSA:	Sensor Alarm	– Sensor is providing unusable data for analysis
RPRF:	Red Perfusion	– Amplitude representation of low signal quality (occurs only during pulse)
YPRF:	Yellow Perfusion	– Amplitude representation of medium signal quality (occurs only during pulse)
GPRF:	Green Perfusion	– Amplitude representation of high signal quality (occurs only during pulse)
SYNC:	Frame Sync	(occurs 1 of 25)

Generic HR Format:

	7	6	5	4	3	2	1	0
HR MSB	X	X	X	X	X	X	HR8	HR7

	7	6	5	4	3	2	1	0
HR LSB	X	HR6	HR5	HR4	HR3	HR2	HR1	HR0

Generic SpO_2 Format:

	7	6	5	4	3	2	1	0
SPO_2	X	SP6	SP5	SP4	SP3	SP2	SP1	SP0

HR: 4-beat average values in standard mode.
SpO_2: 4-beat average values in standard mode.
HR-D: 4-beat average displayed values in display mode
SpO_2-D: 4-beat average displayed values in display mode
SpO_2 Fast: Non-slew limited saturation with 4-beat averaging in standard mode.
SpO_2: B-B: Un-averaged, non-slew limited, beat to beat value in standard mode.
E-HR: 8-beat average values in standard mode.
E-SpO_2: 8-beat average values in standard mode.
E-HR-D: 8-beat average displayed values in display mode
E-SpO_2-D: 8-beat average displayed values in display mode
PLETH: 8-Bit Plethysmographic Pulse Amplitude
SREV: Oximeter Firmware Revision Level
CHK: Checksum = (Byte 1) + (Byte 2) + (Byte 3) + (Byte 4) modulo 256

When SpO_2 and HR cannot be computed, the system will send a missing data indicator. For missing data, the HR equals 511 and the SpO_2 equals 127.

Mode	In Track	Out of Track
Standard	SpO_2 and pulse rate updated on every pulse beat	SpO_2 and Heart Rate values are set to missing data values and out of track indicated.
Display	SpO_2 and pulse rate updated every 1.5 seconds	Last in track values transmitted for ten seconds and out of track indicated. After ten seconds, values are set to missing data values.

Serial Data Format #7:

Packet Description

A frame consists of 5 bytes; a packet consists of 25 frames. Three packets (75 frames) are transmitted each second.

Frame

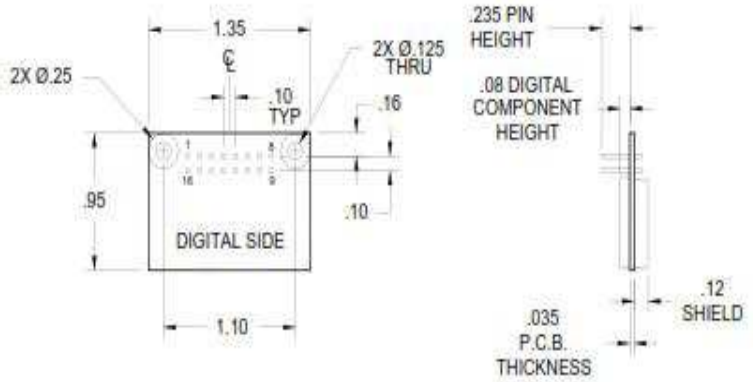
Packet

	Byte 1	Byte 2	Byte 3	Byte 4	Byte 5
1	STATUS	PLETH (MSB)	PLETH (LSB)	HR MSB	CHK
2	STATUS	PLETH (MSB)	PLETH (LSB)	HR LSB	CHK
3	STATUS	PLETH (MSB)	PLETH (LSB)	SpO_2	CHK
4	STATUS	PLETH (MSB)	PLETH (LSB)	REV	CHK
5	STATUS	PLETH (MSB)	PLETH (LSB)	reserved	CHK
6	STATUS	PLETH (MSB)	PLETH (LSB)	reserved	CHK
7	STATUS	PLETH (MSB)	PLETH (LSB)	reserved	CHK
8	STATUS	PLETH (MSB)	PLETH (LSB)	reserved	CHK
9	STATUS	PLETH (MSB)	PLETH (LSB)	SpO_2-D	CHK
10	STATUS	PLETH (MSB)	PLETH (LSB)	SpO_2 Fast	CHK
11	STATUS	PLETH (MSB)	PLETH (LSB)	SpO_2 B-B	CHK
12	STATUS	PLETH (MSB)	PLETH (LSB)	reserved	CHK
13	STATUS	PLETH (MSB)	PLETH (LSB)	reserved	CHK
14	STATUS	PLETH (MSB)	PLETH (LSB)	E-HR MSB	CHK
15	STATUS	PLETH (MSB)	PLETH (LSB)	E-HR LSB	CHK
16	STATUS	PLETH (MSB)	PLETH (LSB)	E-SpO_2	CHK
17	STATUS	PLETH (MSB)	PLETH (LSB)	E-SpO_2-D	CHK
18	STATUS	PLETH (MSB)	PLETH (LSB)	reserved	CHK
19	STATUS	PLETH (MSB)	PLETH (LSB)	reserved	CHK
20	STATUS	PLETH (MSB)	PLETH (LSB)	HR-D MSB	CHK
21	STATUS	PLETH (MSB)	PLETH (LSB)	HR-D LSB	CHK
22	STATUS	PLETH (MSB)	PLETH (LSB)	E-HR-D MSB	CHK
23	STATUS	PLETH (MSB)	PLETH (LSB)	E-HR-D LSB	CHK
24	STATUS	PLETH (MSB)	PLETH (LSB)	reserved	CHK
25	STATUS	PLETH (MSB)	PLETH (LSB)	reserved	CHK

Notes:

- Refer to DF#2 for definitions on Status Byte, Byte 4 and Checksum
- PLETH(MSB) and PLETH(LSB) make up a 16-bit pleth (ex. PLETH(MSB)*256 + PLETH(LSB))

(DIMENSIONS IN INCHES)



OUTPUTS:

J1-11 = Serial Output

INPUTS:

J1-16 = +3.3VDC (3.2V to 3.5V), 50mV max. ripple
+5.0VDC ±0.25VDC, 50mV max ripple

J1-15 = Ground

J1-13 = Reset (optional) [1]

J1-09 = Serial Data Format Switch [2]

J1-10 = Serial Input (future use)[1]

SENSOR CONNECTION:

9 Pin UNI EXT Patient Extension

J1	D-Sub	Cable Color	Description
J1-01	7	Cable Shield	Cable shield
J1-02	5	Coax Signal	Photo diode signal
J1-04	9	Coax Shield	Photo diode bias
J1-05	6	Green	Sensor type #1 line
J1-06	2	Red	LED drive line
J1-07	3	Black	LED drive line
J1-12	1	Yellow	Sensor type #2/1 wire

PIN ASSIGNMENTS:

J1-01 = Cable shield

J1-02 = Photo diode signal

J1-03 = Signal shield

J1-04 = Photo diode bias

J1-05 = Sensor type #1 line

J1-06 = LED drive line

J1-07 = LED drive line

J1-08 = Reserved [3]

J1-09 = Serial Data Format Switch

J1-10 = Serial Input (future use)[1]

J1-11 = Serial Output

J1-12 = Sensor type #2/1 wire

J1-13 = Reset (Optional) [1]

J1-14 = Photo Plethysmogram Digital Output [1,4]

J1-15 = Ground

J1-16 = +3.3VDC (3.2V to 3.5V), 50mV max. ripple
+5.0VDC ±0.25VDC, 50mV max ripple

Notes:

1. Pins may be left un-terminated
2. Pin 9 may be left un-terminated for Data Format #2
3. Pins marked "Reserved" should be left un-terminated
4. Additional details can be found in technical note T-0604.

Indications for Use

The OEM III module is intended to provide medical device manufacturers with a small, low-power device that can be easily integrated into a host device. The module measures functional oxygen saturation of arterial hemoglobin (%SpO_2) and pulse rate (BPM) for adult, pediatric, infant and neonatal patients. When integrated with a medical device manufacturer's host system, the OEM III module may be used in any environment where pulse oximetry measurements are made.

Contraindications

- Do not use this device in an MR environment.
- Explosive Hazard: Do not use this device in an explosive atmosphere or in the presence of flammable anesthetics or gases
- This module does not meet defibrillation-proof requirement per IEC 60601-1: 1990, clause 17.h.

Warnings

- Use only with NONIN®-branded PureLight® pulse oximeter sensors. These sensors are manufactured to meet the accuracy specifications for NONIN® pulse oximeters. Using other manufacturers' sensors can result in inaccurate pulse oximeter performance.
- Loss of monitoring can result if any objects hinder the pulse measurement. Ensure that no blood flow restrictors (e.g., blood pressure cuff) hinder pulse measurements.
- As with all medical equipment, carefully route cables and connections to reduce the possibility of entanglement or strangulation.
- Operation of this module below the minimum amplitude of 0.3% modulation may cause inaccurate results.
- The use of accessories, sensors, and cables other than those specified by NONIN® (may result in increased emission and/or decreased immunity of this device.
- Do not use a damaged sensor.

⚠ Cautions

- The accuracy of the SpO_2 measurement may be affected if the total sensor cable length (including extension cables) is greater than 3 meters.
- Follow local, state, or national governing ordinances and recycling instructions regarding disposal or recycling of the device and device components.
- In compliance with the European Directive on Waste Electrical and Electronic Equipment (WEEE) 2002/96/EC, do not dispose of this product as unsorted municipal waste. This device contains WEEE materials; please contact your distributor regarding take-back or recycling of the device.
- This pulse oximeter module is designed to determine the percentage of arterial oxygen saturation of functional hemoglobin. Significant levels of dysfunctional hemoglobin, such as methemoglobin, might affect the accuracy of the measurement. Factors that may degrade pulse oximeter performance or affect the accuracy of the measurement include the following: excessive ambient light, excessive motion, electrosurgical interference, blood flow restrictors (arterial catheters, blood pressure cuffs, infusing lines, etc.), moisture in the sensor, improperly applied sensor, incorrect sensor type, poor pulse quality, venous pulsations, anemia or low hemoglobin concentrations, cardiogreen or other intravascular dyes, carboxyhemoglobin, methemoglobin, dysfunctional hemoglobin, artificial nails or fingernail polish, or a sensor not at heart level.
- This device has motion tolerant software that minimizes the likelihood of motion artifact being misinterpreted as good pulse quality. In some circumstances, however, this device may still interpret motion as good pulse quality. This covers all available outputs (i.e. SpO_2, HR, PLETH, PPG).
- Inspect the sensor application site at least every 6 to 8 hours to ensure correct sensor alignment and skin integrity. Patient sensitivity may vary due to medical status or skin condition. Discontinue use of adhesive tape strips if the patient exhibits an allergic reaction to the adhesive material.

⚠ Cautions

- This equipment complies with IEC EN 60601-1-2:2001 for electromagnetic compatibility for medical electrical equipment and/or systems. This standard is designed to provide reasonable protection against harmful interference in a typical medical installation. However, because of the proliferation of radio-frequency transmitting equipment and other sources of electrical noise in healthcare and other environments, it is possible that high levels of such interference due to close proximity or strength of a source might disrupt the performance of this device. Medical electrical equipment needs special precautions regarding EMC, and all equipment must be installed and put into service according to the EMC information specified in this manual.
- Portable and mobile RF communications equipment may affect medical electrical equipment.
- Oximeter readings may be affected by the use of an electrosurgical unit (ESU)
- The oximeter sensor may not work on cold extremities due to reduced circulation. Warm or rub the finger to increase circulation, or reposition the sensor.
- A functional tester cannot be used to assess the accuracy of a pulse oximeter monitor or sensor.

For more information about required safety and regulatory requirements for pulse oximeters, refer to ISO 9919: 2005 and IEC 60601-1:1990. Additional safety information can be found in the labeling provided with each NONIN® sensor.

Equipment Response Time

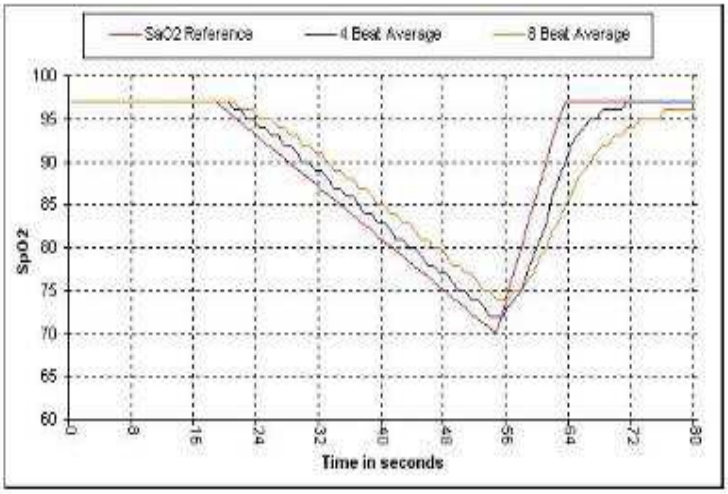
SpO_2 Values	Average	Latency
Standard/Fast Averaged SpO_2	4 beat exponential	2 beats
Extended Averaged SpO_2	8 beat exponential	2 beats

Pulse Rate Values	Average	Latency
Standard/Fast Averaged Pulse Rate	4 beat exponential	2 beats
Extended Averaged Pulse Rate	8 beat exponential	2 beats

Example – SpO_2 Exponential Averaging

SpO_2 decreases 0.75% per second (7.5% over 10 seconds)

Pulse Rate – 75 BPM



Specific to this example:

- The response of the 4-beat average is 1.5 seconds.
- The response of the 8-beat average is 3 seconds.

Accessories

The following NONIN® accessories may be used with the OEM III module. See the respective sensor instructions for detailed information regarding specified sensor use (patient population, body/tissue, and application).

Model Number	Description
8000AA	Adult Articulated Internal Spring Finger Clip, 3 feet / 1 meter cable
8000AP	Pediatric External Spring Finger Clip, 3 feet / 1 meter cable
8000J	Adult Flex, 3 feet / 1 meter cable
8001J	Neonatal Flex, 3 feet / 1 meter cable
8008J	Infant Flex, 3 feet / 1 meter cable
8000Q	Ear Clip, 3 feet / 1 meter cable
8000R	Reflectance, 3 feet / 1 meter cable
8000SS	Sensor, Reusable, Soft, Small, 1 Meter
8000SM	Sensor, Reusable, Soft, Medium, 1 Meter
8000SL	Sensor, Reusable, Soft, Large, 1 Meter
7000A	Flexi-Form® II Adult, 3 feet / 11 meter, 10-pack
7000P	Flexi-Form® II Pediatric, 3 feet / 1 meter cable, 10-pack
7000I	Flexi-Form® II Infant, 3 feet / 11 meter, 10-pack
7000N	Flexi-Form® II Adult, 3 feet / 11 meter, 10-pack
6000A	Sensor, Disposable, Adult, 45cm Cable
6000P	Sensor, Disposable, Pediatric, 45cm Cable
6000I	Sensor, Disposable, Infant, 90cm Cable
6000N	Sensor, Disposable, Neonate, 90cm Cable
UNI-RA-0	7.5" 90-degree Patient Cable
UNI EXT-X	Patient Extension Cable (1 or 3 meter with 3.3V input, 1,3,6 or 9 meter with +5V input)

Testing Summary

SpO_2 accuracy, motion and low perfusion testing was conducted by NONIN® Medical, Incorporated as described below.

SpO_2 Accuracy Testing

SpO_2 accuracy testing is conducted during induced hypoxia studies on healthy, non-smoking, light-to-dark-skinned subjects during motion and no-motion conditions in an independent research laboratory. The measured arterial hemoglobin saturation value (SpO_2) of the sensors is compared to arterial hemoglobin oxygen (SaO_2) value, determined from blood samples with a laboratory co-oximeter. The accuracy of the sensors in comparison to the co-oximeter samples measured over the SpO_2 range of 70 – 100%. Accuracy data is calculated using the root-mean-squared (A_{rms} value) for all subjects, per ISO 9919:2005, Standard Specification for Pulse Oximeters for Accuracy.

Pulse Rate Motion Testing

This test measures pulse rate accuracy with motion artifact simulation introduced by a pulse oximeter tester. This test determines whether the oximeter meets the criteria of ISO 9919:2005 for pulse rate during simulated movement, tremor, and spike motions.

Low Perfusion Testing

This test uses an SpO_2 Simulator to provide a simulated pulse rate, with adjustable amplitude settings at various SpO_2 levels.. The module must maintain accuracy in accordance with ISO 9919:2005 for pulse rate and SpO_2 at the lowest obtainable pulse amplitude (0.3% modulation).

Manufacturer's Declaration

See the following tables for specific information regarding this module's compliance to IEC 60601-1-2:2001.

Table 1: Electromagnetic Emissions

Emissions Test	Compliance	Electromagnetic Environment— Guidance
This module is intended for use in the electromagnetic environment specified below. The customer and/or user of this device should ensure that it is used in such an environment.		
RF Emissions CISPR 11	Group 1	This module uses RF energy only for its internal function. Therefore, its RF emissions are very low and are not likely to cause any interference in nearby electronic equipment.
RF Emissions CISPR 11	Class B	This module is suitable for use in all establishments, including domestic and those directly connected to the public low-voltage power supply network that supplies buildings used for domestic purposes.
Harmonic Emissions IEC 61000-3-2	N/A	
Voltage Fluctuations/ Flicker Emissions IEC 61000-3-3	N/A	

Table 2: Electromagnetic Immunity

Immunity Test	IEC 60601 Test Level	Compliance Level	Electromagnetic Environment—Guidance
This module is intended for use in the electromagnetic environment specified below. The customer and/or user of this device should ensure that it is used in such an environment.			
Electrostatic Discharge (ESD) IEC 61000-4-2	±6 kV contact ±8 kV air	±6 kV contact ±8 kV air	Floors should be wood, concrete, or ceramic tile. If floors are covered with synthetic material, the relative humidity should be at least 30%.
Electrical Fast Transient/Burst IEC 61000-4-4	N/A	N/A	Mains power quality should be that of a typical commercial or hospital environment.
Surge IEC 61000-4-5	N/A	N/A	Mains power quality should be that of a typical commercial or hospital environment.
Voltage dips, short interruptions, and voltage variations on power supply input lines IEC 61000-4-11	N/A	N/A	Mains power quality should be that of a typical commercial or hospital environment. If the user of the module requires continued operation during power mains interruptions, it is recommended that the device be powered from an uninterruptible power supply or battery pack.
Power Frequency (50/60 Hz) Magnetic Field IEC 61000-4-8	3 A/m	3 A/m	Power frequency magnetic fields should be at levels characteristic of a typical location in a typical commercial or hospital environment.
Note: U_T is the AC mains voltage before application of the test level.			

Table 3: Guidance and Manufacturer's Declaration—Electromagnetic Immunity

Immunity Test	IEC 60601 Test Level	Compliance Level	Electromagnetic Environment—Guidance
This module is intended for use in the electromagnetic environment specified below. The customer and/or user of this module should ensure that it is used in such an environment.			
Portable and mobile RF communications equipment should be used no closer to any part of the module, including cables, than the recommended separation distance calculated from the equation applicable to the frequency of the transmitter.			
			Recommended Separation Distance
Conducted RF IEC 61000-4-6	3 Vrms 150 kHz to 80 MHz	3 V	$d = 1.17\sqrt{P}$
Radiated RF IEC 61000-4-3	3 V/m 80 MHz to 2.5 GHz	3 V/m	$d = 1.17\sqrt{P}$ 80 MHz to 800MHz $d = 2.33\sqrt{P}$ 800MHz to 2.5 GHz where *P* is the maximum output power rating of the transmitter in watts (W) according to the transmitter manufacturer and *d* is the recommended separation distance in meters (m). Field strengths from fixed RF transmitters, as determined by an electromagnetic site survey,[a] should be less than the compliance level in each frequency range.[b] Interference may occur in the vicinity of equipment marked with the following symbol:

Notes:

- At 80 MHz and 800MHz, the separation distance for the higher frequency range applies.
- These guidelines may not apply in all situations. Electromagnetic propagation is affected by absorption and reflection from structures, objects, and people.

a) Field strengths from fixed transmitters, such as base stations for radio (cellular/cordless) telephones and land mobile radios, amateur radio, AM and FM radio broadcast and TV broadcast cannot be predicted theoretically with accuracy. To assess the electromagnetic environment due to fixed RF transmitters, an electromagnetic site survey should be considered. If the measured field strength in the location in which the device is used exceeds the applicable RF compliance level above, the device should be observed to verify normal operation. If abnormal performance is observed, additional measures may be necessary, such as reorienting or relocating the module.

b) Over the frequency range 150 kHz to 80 MHz, field strengths should be less than [3] V/m.

Table 4: Recommended Separation Distances

The following table describes the recommended separation distances between portable and mobile RF communications equipment and this module.

This module is intended for use in an electromagnetic environment in which radiated RF disturbances are controlled. Customers or users of this module can help prevent electromagnetic interference by maintaining a minimum distance between portable and mobile RF communication equipment (transmitters) and the module as recommended below, according to maximum output power of the communications equipment.

	Separation Distance According to Frequency of Transmitter		
Rated Maximum Output Power of Transmitter *W*	150 kHz to 80 MHz $d = 1.17\sqrt{P}$	80 MHz to 800 MHz $d = 1.17\sqrt{P}$	800 MHz to 2.5 GHz $d = 2.33\sqrt{P}$
0.01	0.12	0.12	0.23
0.1	0.37	0.37	0.74
1	1.2	1.2	2.3
10	3.7	3.7	7.4
100	12	12	23

For transmitters rated at a maximum output power not listed above, the recommended separation distance *d* in meters (m) can be estimated using the equation applicable to the frequency of the transmitter, where *P* is the maximum output power rating of the transmitter in watts (W) according to the transmitter manufacturer.

Notes:

- At 80 MHz and 800MHz, the separation distance for the higher frequency range applies.
- These guidelines may not apply in all situations. Electromagnetic propagation is affected by absorption and reflection from structures, objects, and people.

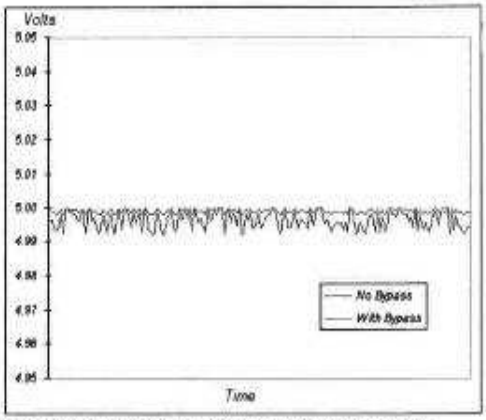
ANEXO B

DECOUPLING (BYPASS) CAPACITORS PUBLICADO POR: THE NEWSLETTER OF THE SEATTLE ROBOTICS SOCIETY

Matthew Blaire
ENGR 355 Embedded System Design
HW #3
1-10-11

Decoupling (Bypass) Capacitors

The question posed is what exactly a decoupling capacitor is. I went out and searched for it on the internet and what I found was that a decoupling capacitor is basically a filter that will filter out the noise on a DC voltage source in order to create a steady source. This is supported by three different sources.



My first source, The Encoder, the newsletter of the Seattle Robotics Society, explained the uses of bypass capacitors. In the article it defined bypass capacitors as a capacitor that would take a current and then conduct the AC portion of the current around an IC. In the article they had a picture of the response of a circuit with and without a bypass capacitor. (Above) This shows how a bypass capacitor can remove frequencies from a voltage source.

My second resource was another paper that said that bypass circuits and decoupling circuits were two different things. Decoupling capacitors were there to isolate different circuits on the same system, while bypassing circuits reduced the high frequency current flow in a circuit or system.

My last source was my dad, Patrick Blaire; he has been a practicing electrical engineer for over twenty years. I asked him what a bypass or decoupling capacitor was and he told me that in reality they are two different things, a decoupling capacitor is a capacitor that separates internal IC from all drawing on the same current source while bypass capacitors are capacitors that remove high frequency waves from a voltage or current source.

When picking capacitor values it is better to choose several parallel small capacitors rather than choosing one large one because the ESR is lower that way.

From the gathered notes above I have gathered that Bypass capacitors are capacitors that reduce the frequencies of voltage or current sources by shorting higher frequencies, and decoupling capacitors are capacitors that separate smaller IC's from the main source rather than all of the IC's drawing and making that source varied.

Matthew Blaire
Embedded System Design
ENGR 355
HW #3
1/10/11

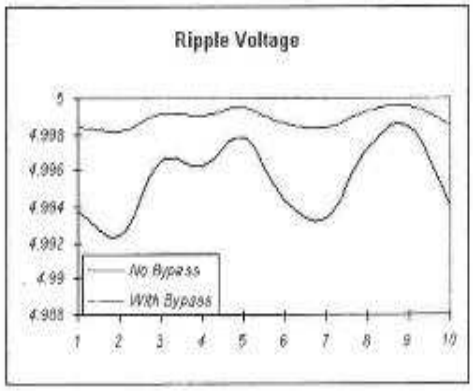
Sources for HW #3

Blaire, Patrice. Telephone Interview. 9 January 2011.

Kundert, Ken. "Power Supply Noise Reduction." Online at
http://www.designers-guide.org/Design/bypassing.pdf

Ross, Kevin. "Basic Circuits – Bypass Capacitors." Online at
http://www.seattlerobotics.org/encoder/jun97/basics.html

The purpose of a bypass capacitor is to smooth out the AC component of the supplied voltage because most (i.e. all) digital circuits run on DC. The random fluctuation in voltage is either called "ripple" or "noise" and is mainly caused by alternating current. In basic electrical theory, the larger the voltage, or potential, the more current flows. In simple electrical designs such as an LED or motor, the ripple doesn't matter too much, but in logic networks where true or false is based upon voltage, ripple matters a great deal. Therefore, a bypass capacitor is required to smooth out the noise.



A common size of bypass capacitor is 0.1 μF or 0.01 μF. The larger the capacitor, the bigger the fluctuation in voltage it can fill. Kevin Ross at www.seattlerobotics.org says that "a good rule of thumb I like to use is each IC on my board gets its own bypass capacitor. In fact, I try to place the bypass cap so it is directly connected to the Vcc and Gnd pins. Another great place for a bypass cap is on power connectors. I always put a bypass cap on both ends of [long] wires." Finally, Ross uses ceramic capacitors because they are small, cheap, readily available, and respond well to high frequency changes. The higher the frequency change, the small the bypass capacitor. "If you have very high frequency components in your circuit, you might consider a pair of capacitors in parallel. One with a large value, one with a small value. If you have very complex ripple, you may need to add several bypass capacitors" (Ross).

When designing circuits, resistors, capacitors, and inductors are assumed to only have resistance, capacitance, and inductance respectively. However, all components contribute a little bit of each of these attributes. Good approximations of capacitors and inductors have some resistance in series with the capacitor or inductor, referred to as Equivalent Series Resistance (ESR). ESR of non-electrolytic, capacitors such as ceramic capacitors, stays the same throughout the life of the capacitor. Therefore, non-electrolytic can be treated as ideal components. Aluminum and tantalum electrolytic capacitors have higher ESR values which increase with frequency and increases over the lifetime of the capacitor. High temperature and ripple currents can make this problem worse which means aluminum and electrolytic capacitors do not make good bypass capacitors.

Works Cited

Brooks, D. (1998, March). *Bypass Capacitors.* Retrieved January 9, 2011, from UltraCAD: http://www.ultracad.com/articles/todd_h.pdf

Franklin, R. (n.d.). *Equivalent Series Resistance of Tantalum Capacitors.* Retrieved January 9, 2011, from http://www.avx.com/docs/techinfo/eqtant.pdf

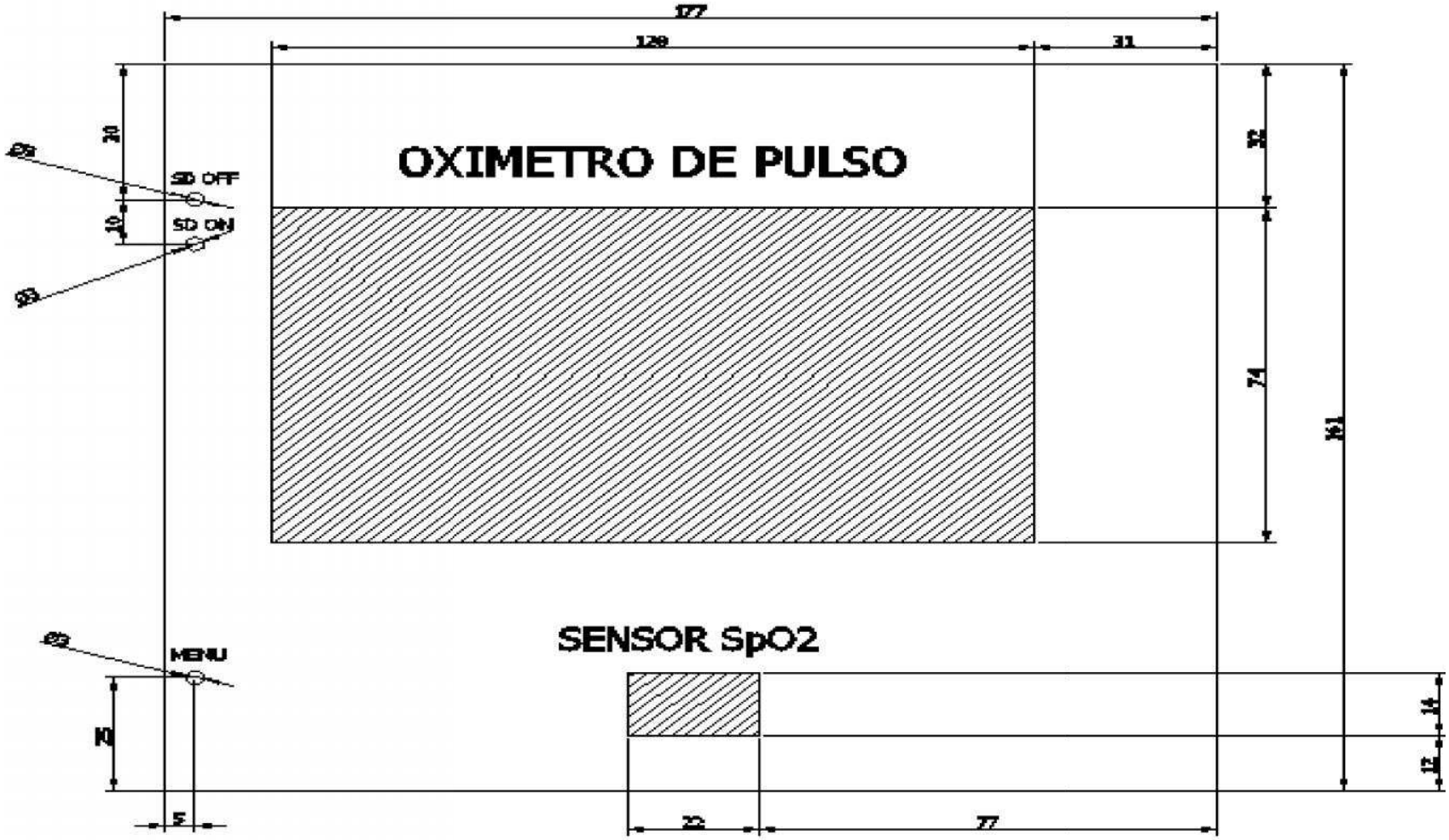
Ross, K. (1997, June). *Basic Circuits - Bypass Capacitors.* Retrieved January 9, 2011, from Encoder - The Newsletter of the Seattle Robotics Society: http://www.seattlerobotics.org/encoder/jun97/basics.html

Schmitz, T., & Wong, M. (2007, June 21). *Choosing and Using Bypass Capacitors (Part 2 of 3).* Retrieved January 9, 2011, from EE Times: http://www.eetimes.com/design/analog-design/4009955/Choosing-and-Using-Bypass-Capacitors-Part-2-of-3-

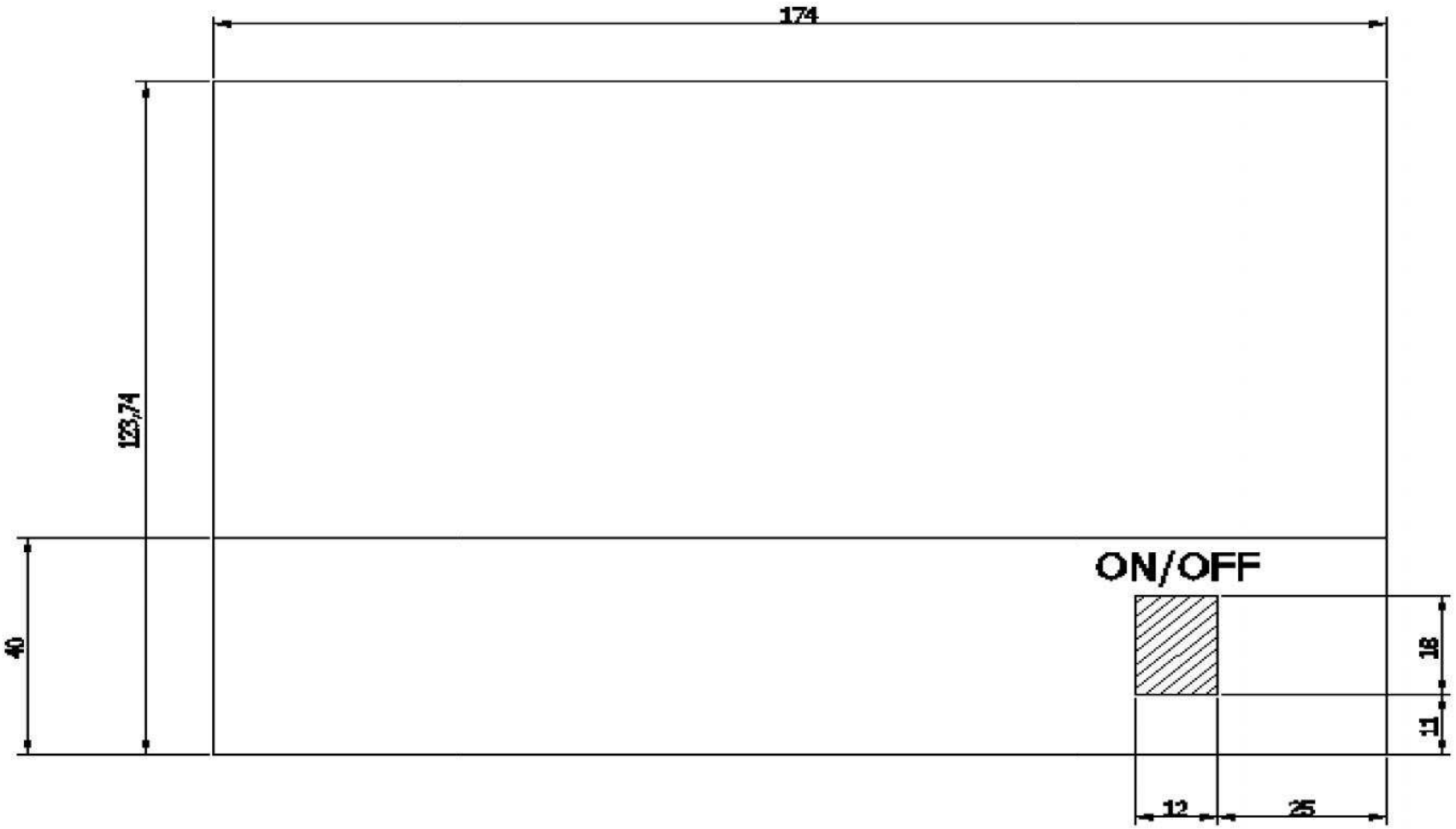
ANEXO C

PLANOS DE LA CAJA DEL OXÍMETRO

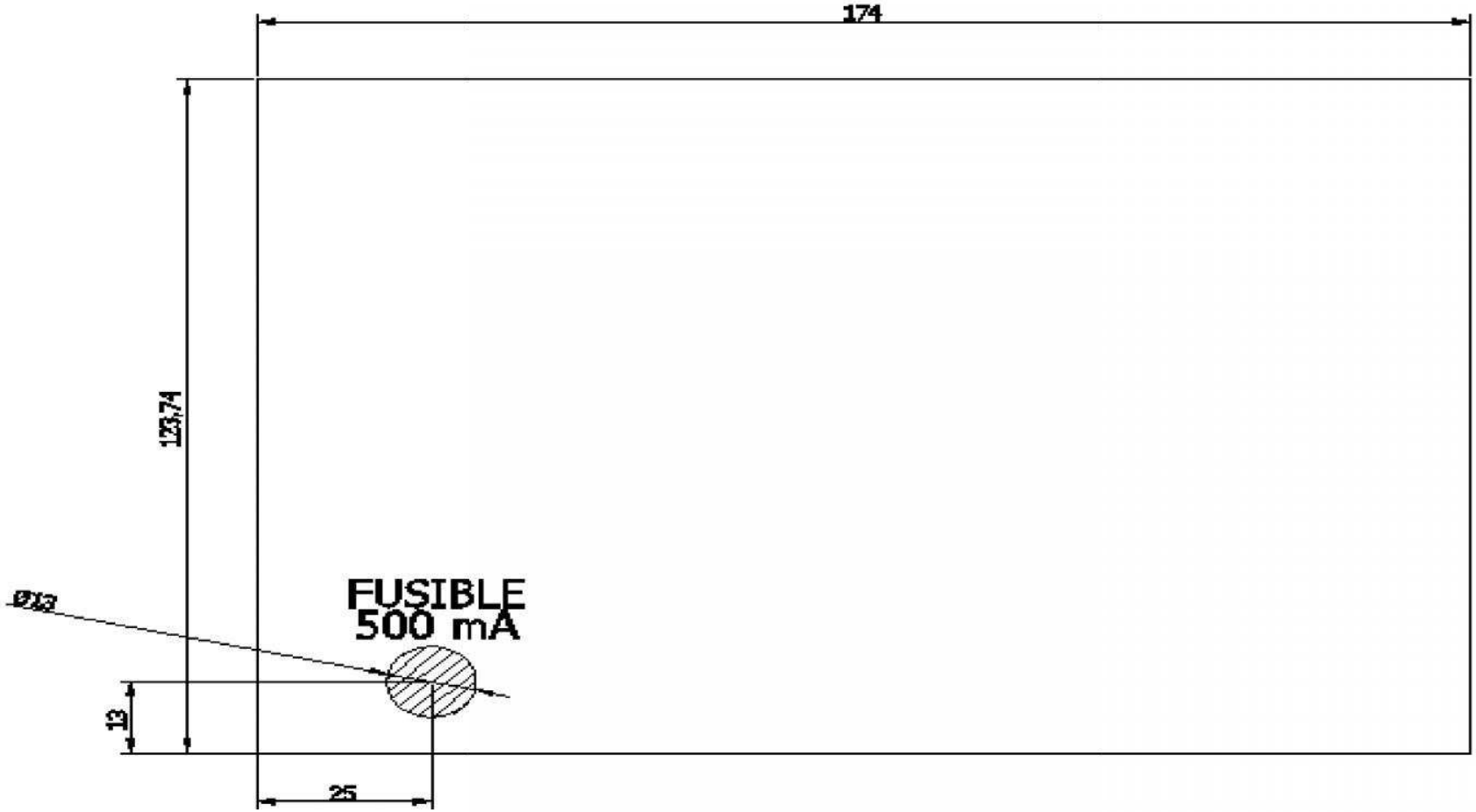
VISTA SUPERIOR



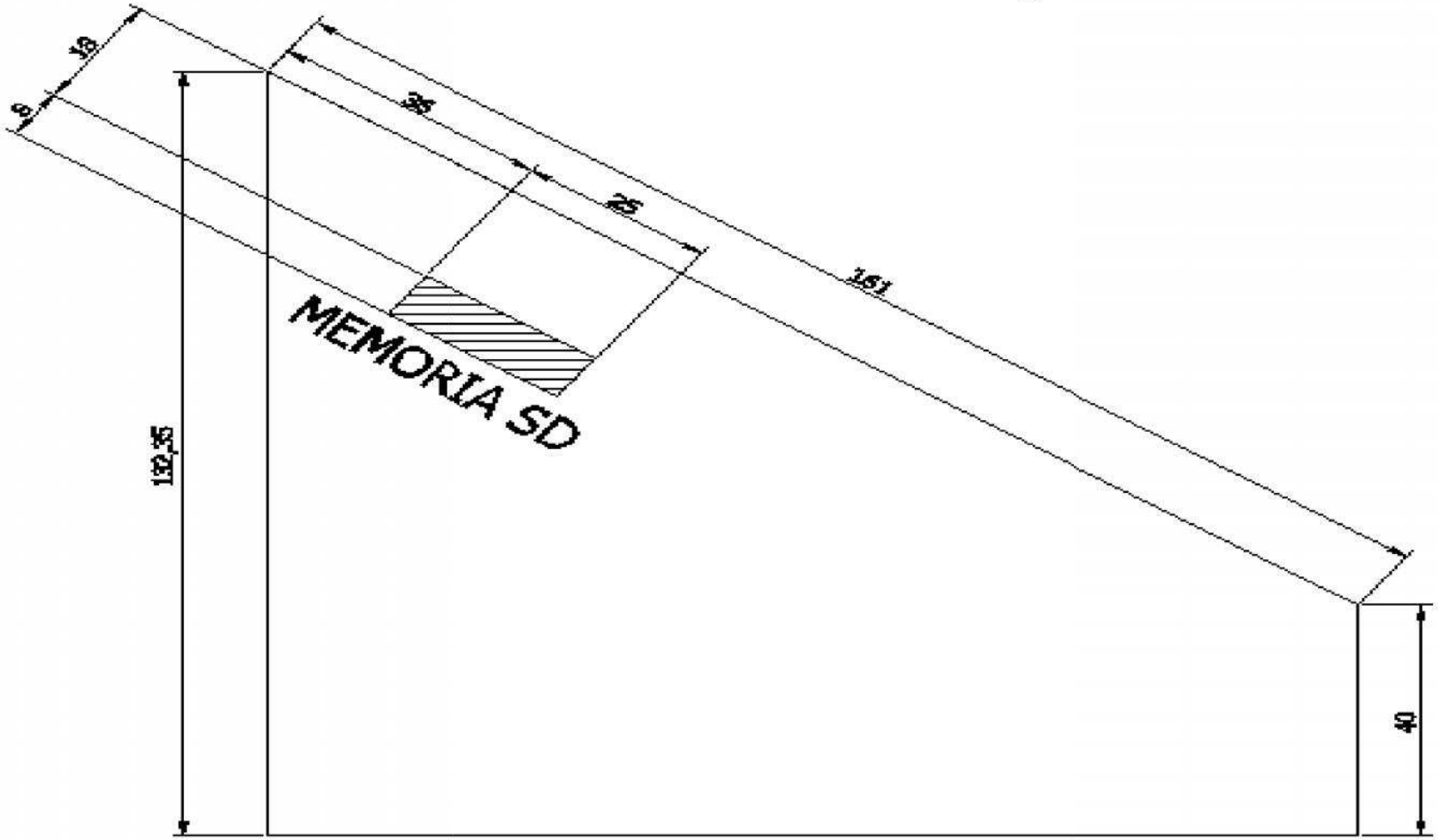
VISTA FRONTAL



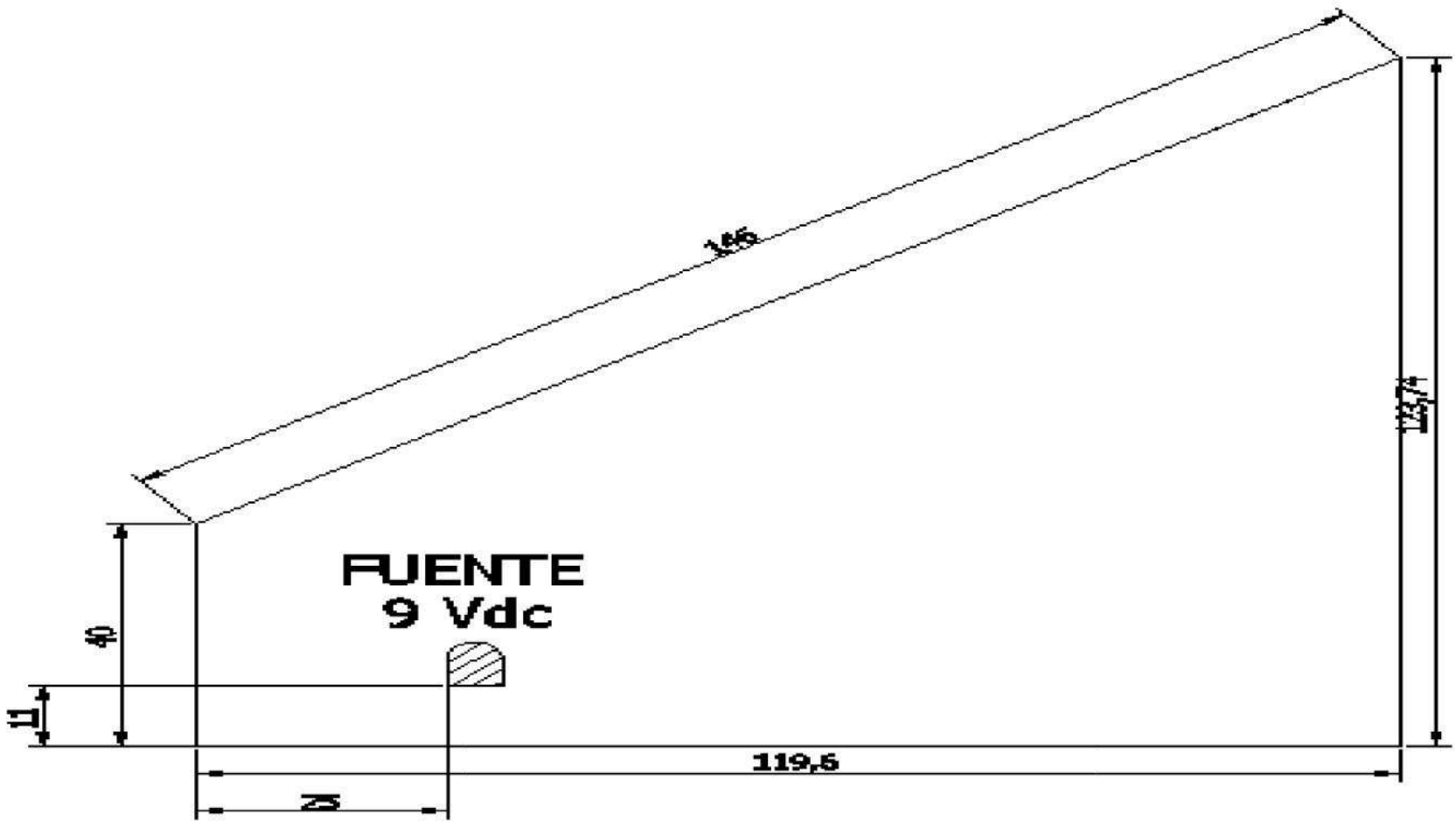
VISTA POSTERIOR



VISTA LATERAL IZQUIERDA



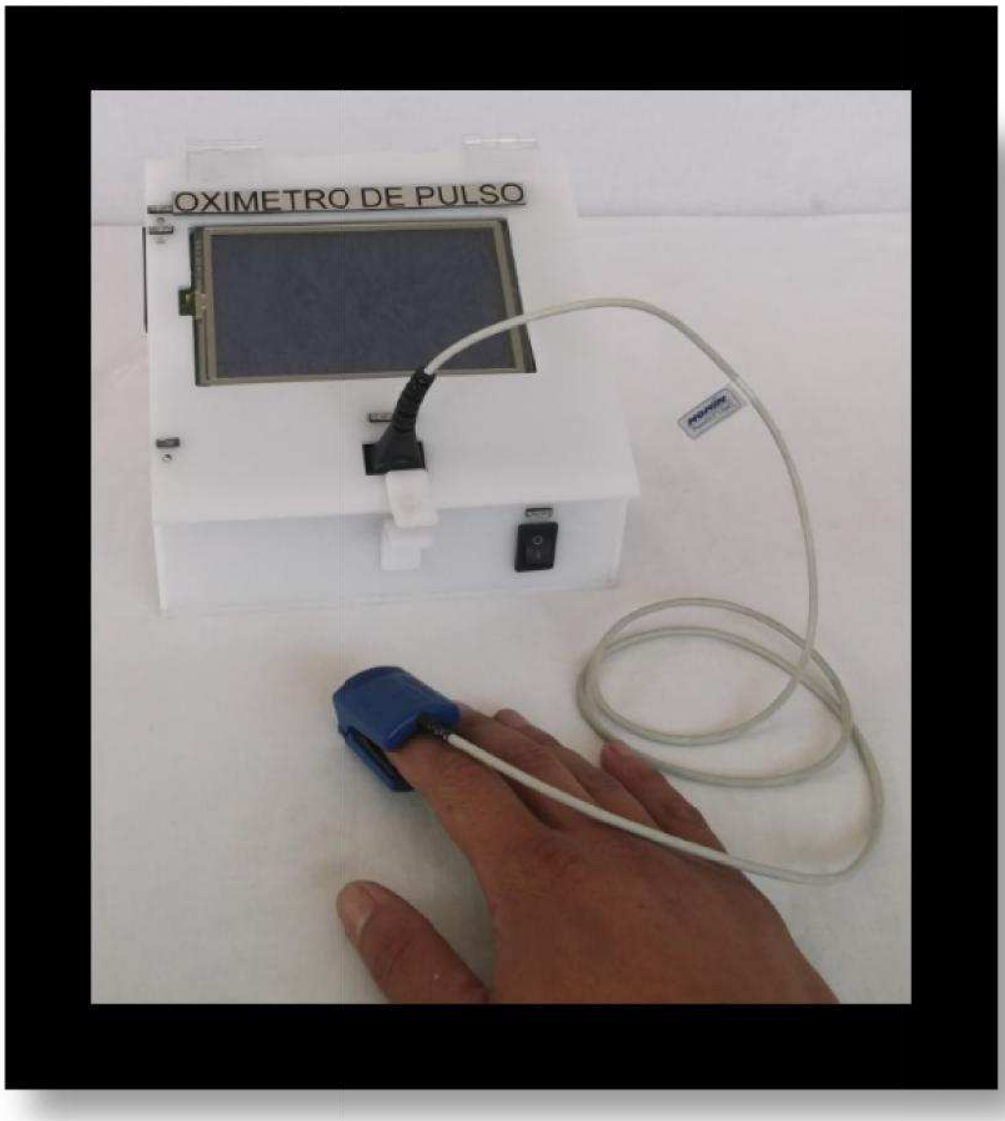
VISTA LATERAL DERECHA



ANEXO D

MANUAL DE USUARIO

OXIMETRO DE PULSO



MANUAL DE USUARIO

IMPORTANTE:

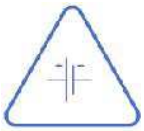
Para prevenir cualquier malfuncionamiento y evitar daños, lea detalladamente este manual de usuario antes de conectar y operar el equipo.
Conserve este manual de usurario para futuras referencias.

Copyright © ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL, 2011, Quito – Ecuador. Todos los derechos reservados. Los contenidos de esta publicación no pueden reproducirse de ninguna forma sin el permiso de La Escuela Politécnica Nacional.

CONTENIDO

SEGURIDAD……4
DESCRIPCIÓN GENERAL DEL EQUIPO……5
PANEL DELANTERO……6
PANEL LATERAL IZQUIERDO……7
PANEL LATERAL DERECHO……8
PANEL OSTERIOR……8
FUNCIONAMIENTO DEL OXÍMETRO……9
ANTES DE COMENZAR A UTILIZAR……9
ENCENDIDO DEL EQUIPO……9
COLOCACIÓN DE LA MEMORIA SD……9
COLOCACIÓN DEL SENSOR DE SpO_2 AL EQUIPO……10
COLOCACIÓN DEL SENSOR DE SpO_2 AL PACIENTE……11
PANTALLA DE INICIO……11
SENSOR DESCONECTADO……12
ACCESO A OPCIONES DEL MENÚ……12
ACCESO AL MENÚ DE CONFIGURACIÓN DE FECHA Y HORA……13
CONFIGURAR LA FECHA Y HORA……13
ACCESO AL MENÚ DE GRABACIÓN DE LA MEMORIA SD……14
INICIAR GRABACIÓN EN LA MEMORIA SD……14
DETENER GRABACIÓN EN LA MEMORIA SD……15
SALIR DEL MENÚ……15
MEDICIÓN DE LOS PARÁMETROS SpO_2 Y FP……16
HABILITAR O DESHABILITAR EL BUZZER……16
FUNCIONAMIENTO DEL SOFTWARE……17
ANTES DE COMENZAR A UTILIZAR……17
MANEJO DEL SOFTWARE……17

SEGURIDAD



CONECTAR EL MÓDULO EN FORMA SEGURA

El equipo se debe conectarse al voltaje indicado (9 Vdc), para no causar daño al mismo.

INTERFERENCIAS

El equipo puede ser susceptible de interferencias de tipo radiado que pueden afectar el rendimiento del equipo.

DESCARGAS ELECTROSTÁTICAS

El equipo puede estar expuesto a descargas electrostáticas por lo que es recomendable usar manillas antiestáticas al realizar su mantenimiento.

NO MOJAR EL EQUIPO

El equipo no es resistente al agua.

USAR CORRECTAMENTE

Usar el equipo en la forma que se indica en este documento para evitar un malfuncionamiento o daño.

SERVICIO TÉCNICO CALIFICADO

Solo personal técnico calificado puede dar mantenimiento a este equipo.

DESCRIPCIÓN GENERAL DEL EQUIPO

El prototipo de oxímetro de pulso es un equipo de monitorización de SpO_2 en tiempo real y no invasiva de los pacientes hospitalizados y, en especial, en pacientes en situación crítica, tanto de tipo médico como quirúrgico. Su uso permite el monitoreo continuo e instantáneo de la oxigenación.

Su uso puede adaptarse a pacientes adultos, pediátricos y neonatos, utilizando el sensor adecuado para cada tipo de paciente.

El equipo dispone de un menú táctil que permite su fácil utilización.

Los paramentos del paciente que pueden monitorearse con el equipo son Saturación de Oxigeno en la sangre (SpO_2) expresada en porcentaje (%), la Frecuencia de Pulso (FP) expresada en latidos por minuto (bpm) y la forma de onda pletismográfica.

El equipo está equipado con un sensor de oximetría de pulso no invasivo para adulto NONIN® PureLight®, un módulo OEM III de adquisición de datos de oximetría de pulso NONIN®, un sistema microprocesado, una pantalla LCD gráfica 240x128 píxeles con panel táctil, un buzzer, una memoria extraíble SD y un software de soporte para realizar el seguimiento al paciente mediante una interfaz de visualización de las tendencias históricas y gráficos históricos de SpO_2 y FP.

El equipo está alimentado por una fuente de poder de 9 Vdc a 800 mA.

PANEL DELANTERO

FIGURA 1: Vista frontal del equipo

1. **SD OFF**

LED rojo. Se enciende cuando no está conectada la memoria SD.

2. **SD ON**

LED verde. Se enciende cuando está conectada la memoria SD.

3. **MENU**

LED azul. Se enciende cuando funciona el equipo y parpadea cuando se ingresa al menú táctil.

4. **PANTALLA CON PANEL TÁCTIL**

LCD gráfico 240x128 píxeles con panel táctil.

5. **CONECTOR DE SpO_2**

Se utiliza para conectar el sensor de SpO_2 al equipo.

6. **ON / OFF**

Presione esta tecla para encender o apagar el equipo.

PANEL LATERAL IZQUIERDO

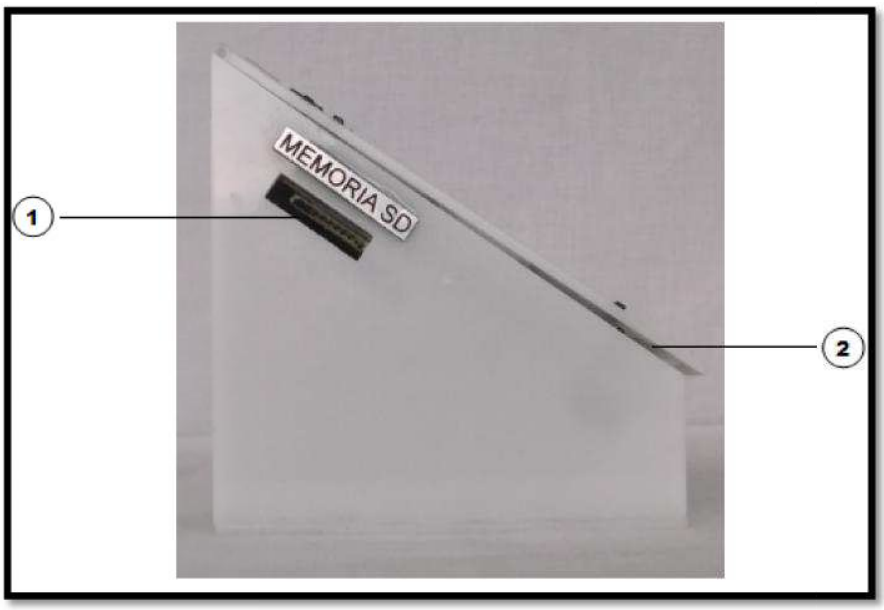


FIGURA 2: Vista lateral izquierda

1. **CONECTOR SD**

Permite conectar al equipo una memoria extraíble SD.

2. **CUBIERTA**

Permite el acceso al circuito electrónico del equipo.

PANEL LATERAL DERECHO

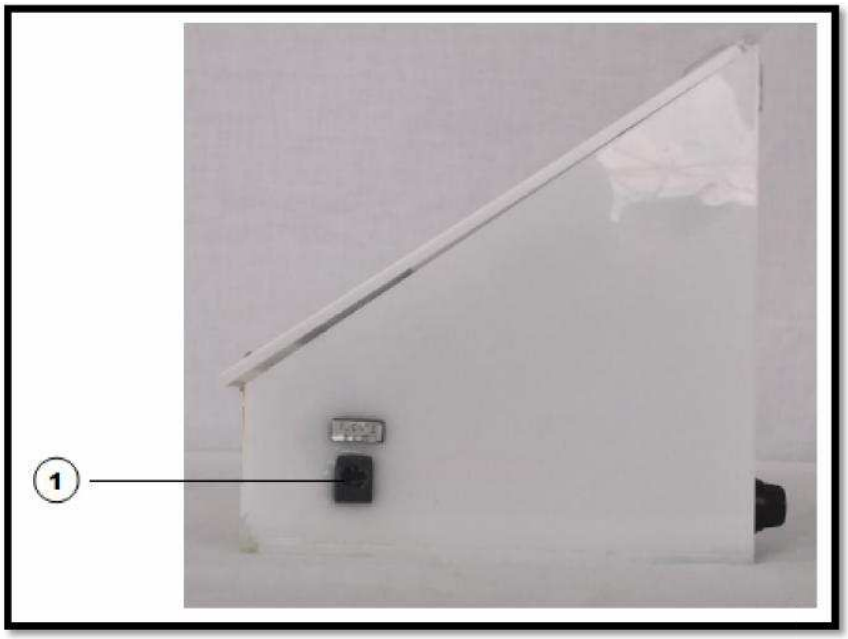


FIGURA 3: Vista lateral derecha

1. **CONECTOR DC**

Permite conectar la fuente de poder (9 Vdc a 800 mA).

PANEL POSTERIOR

FIGURA 4: Vista posterior

1. **FUSIBLE**

Permite el acceso al fusible (500 mA).

FUNCIONAMIENTO DEL OXÍMETRO

ANTES DE COMENZAR A UTILIZAR

- ✓ ***Asegúrese de haber conectado la memoria SD en su respectivo conector.***
- ✓ ***Asegúrese de haber conectado el sensor de SpO_2.***

ENCENDIDO DEL EQUIPO

Para encender el equipo conecte el adaptador de la fuente DC y ponga el interruptor de encendido en la posición ON.

Al encender el equipo se encenderán los siguientes indicadores:

ETIQUETA	INDICADOR	CONDICIÓN
MENÚ	LED Azul	Se enciende cuando funciona el equipo y parpadea cuando se ingresa al menú táctil.
SD ON	LED Verde	Se enciende cuando está conectada la memoria SD.
SD OFF	LED Rojo	Se enciende cuando no está conectada la memoria SD.

TABLA 1: Indicadores de encendido

COLOCACIÓN DE LA MEMORIA SD

Colocar la memoria extraíble SD en el conector correspondiente en la posición correcta.

La correcta colocación se muestra en la Figura 5.

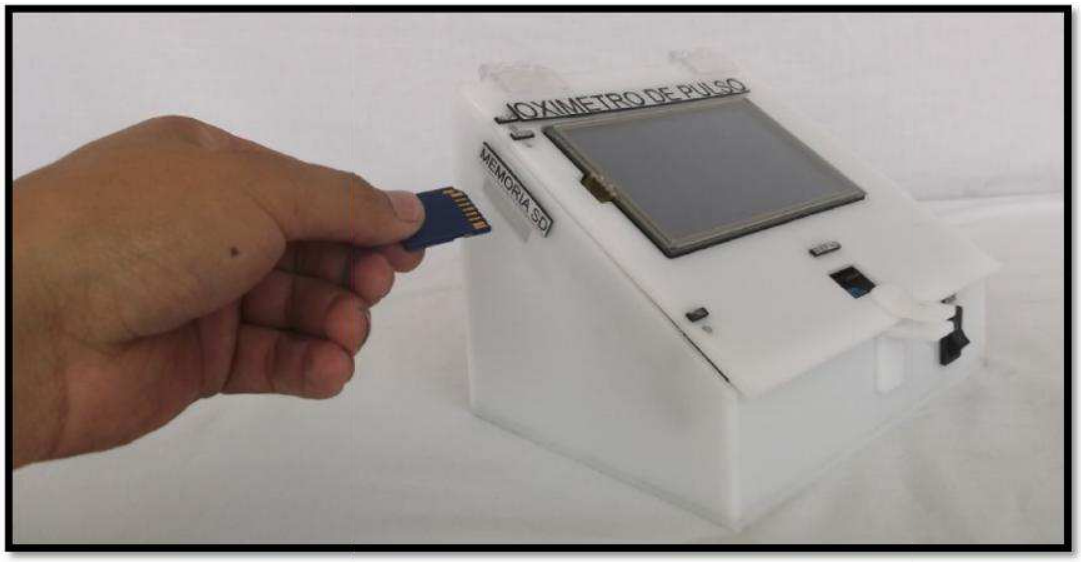


FIGURA 5: Correcta colocación de la memoria SD

COLOCACIÓN DEL SENSOR DE SpO_2 AL EQUIPO

Colocar el sensor de SpO_2 en el conector correspondiente del equipo en la posición correcta.

La correcta colocación se muestra en la Figura 6.

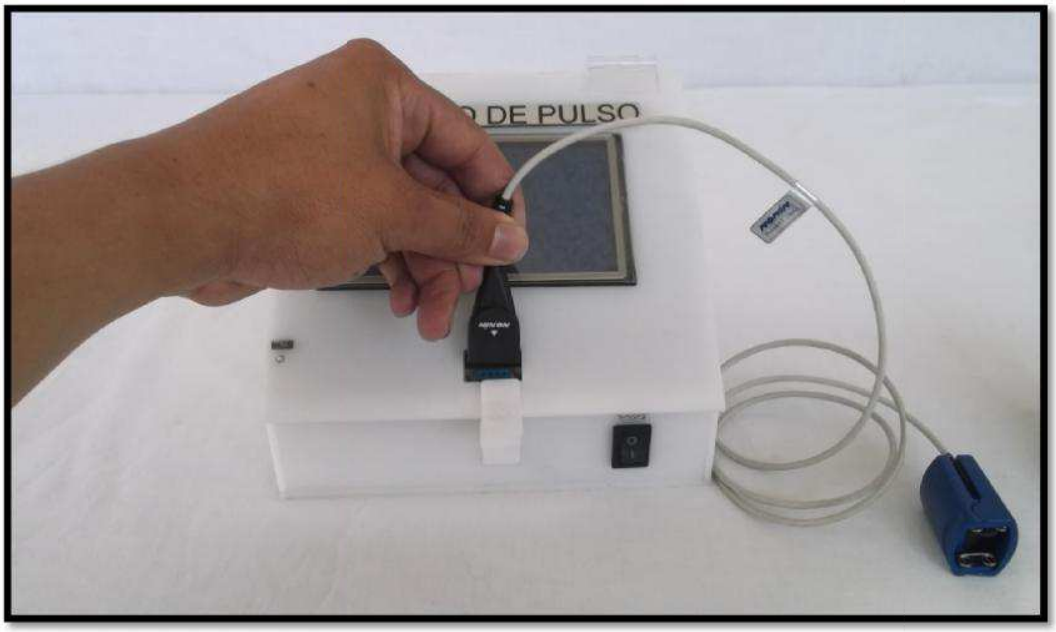


FIGURA 6: Correcta colocación del sensor de SpO_2 al equipo

COLOCACIÓN DEL SENSOR DE SpO_2 AL PACIENTE

Colocar el sensor de SpO_2 en el dedo índice del paciente.

La correcta colocación se muestra en la Figura 7.

FIGURA 7: Correcta colocación del sensor de SpO_2 al paciente

PANTALLA DE INICIO

En el momento que se enciende el equipo aparece la pantalla de inicio que se muestra la Figura 8.

FIGURA 8: Pantalla de inicio

SENSOR DESCONECTADO

En el caso en que el sensor de SpO_2 no se encuentre conectado o no se encuentre debidamente conectado aparecerá el mensaje que muestra la Figura 9.

FIGURA 9: Mensaje de sensor desconectado

ACCESO A OPCIONES DEL MENÚ

El modo de ingresar al menú se lo realiza presionando la palabra **MENÚ** ubicado en la parte superior derecha del panel táctil de la pantalla LCD, tal como se muestra la Figura 10.

FIGURA 10: Acceso a opciones del menú de forma táctil

ACCESO AL MENÚ DE CONFIGURACIÓN DE FECHA Y HORA

FIGURA 11: Acceso al menú de configuración de fecha y hora de forma táctil

CONFIGURAR LA FECHA Y HORA

Presionando las respectivas flechas permite desplazarse e ir igualando la fecha y la hora.
En la primera fila el orden es: año, mes, día y en la segunda fila el orden es: hora, minutos, segundos.

NOTA: Presionando en la pantalla SALIR retorna a la pantalla de la Figura 11.

FIGURA 12: Configurar fecha y hora de forma táctil

ACCESO AL MENÚ DE GRABACIÓN DE LA MEMORIA SD

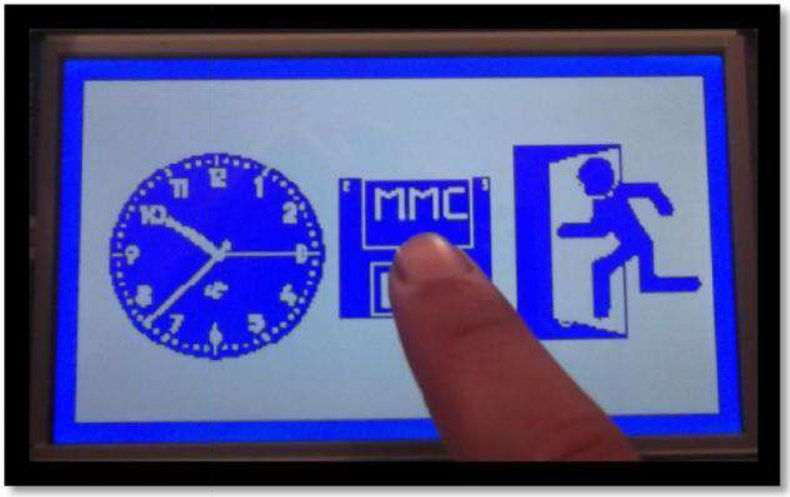


FIGURA 13: Acceso al menú de grabación de la memoria SD de forma táctil

INICIAR GRABACIÓN EN LA MEMORIA SD

Presionando en la pantalla la imagen **SAVE** se empiezan a almacenar los parámetros de SpO_2 y FP en la memoria en ese momento se encienden los dos LEDS verde (SD ON) y rojo (SD OFF).

PRECAUCIÓN: La memoria SD previamente debe estar correctamente colocada en el equipo.

NOTA: Presionando en la pantalla la imagen salir retorna a la pantalla de la Figura 11.

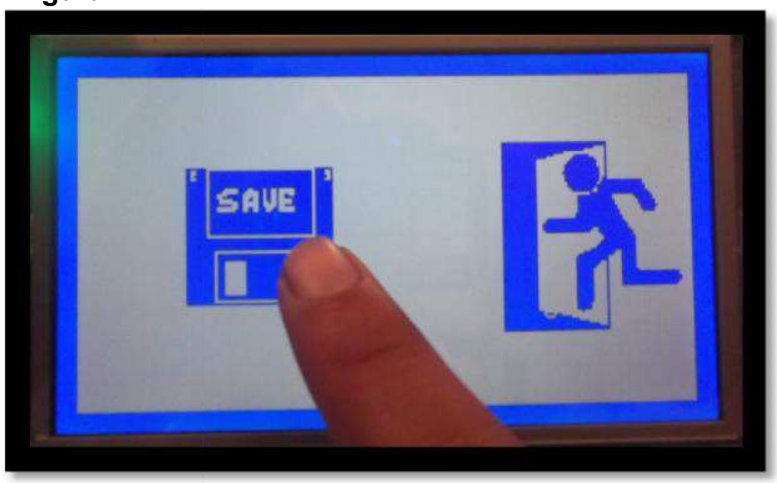


FIGURA 14: Iniciar grabación en la memoria SD de forma táctil

DETENER GRABACIÓN EN LA MEMORIA SD

Presionando en la pantalla la imagen **SAVE STOP** detiene la grabación de los parámetros de SpO_2 y FP en ese momento se apaga el LED rojo (SD OFF) y se mantiene encendido el LED verde (SD ON).

PRECAUCIÓN: Antes de retirar la memoria SD del equipo se recomienda que primero el equipo sea apagado esto para evitar que la memoria sufra algún daño.

NOTA: Presionando en la pantalla la imagen salir retorna a la pantalla de la Figura 11.

FIGURA 15: Detener grabación en la memoria SD de forma táctil

SALIR DEL MENÚ

Presionando en la pantalla la imagen salir del menú retorna a la pantalla de la Figura 9.

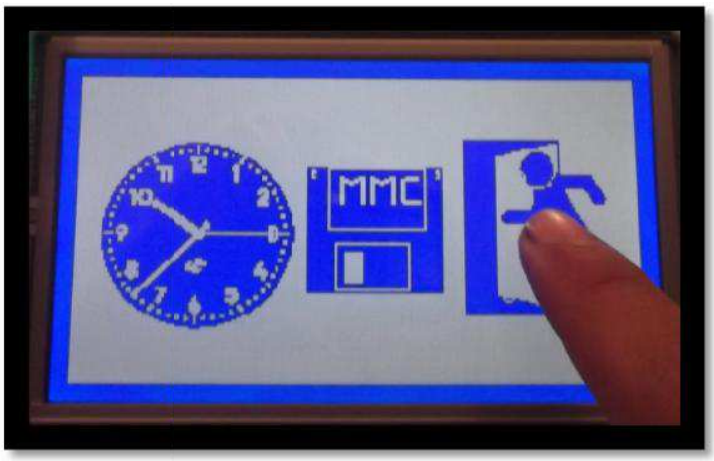


FIGURA 16: Salir del menú de forma táctil

MEDICIÓN DE LOS PARÁMETROS SpO_2 Y FP

En el momento que al paciente se le coloca el sensor de SpO_2 se debe esperar aproximadamente 5 segundos hasta que el sistema microprocesado detecte y procese los valores de SpO_2, FP y la onda pletismográfica.

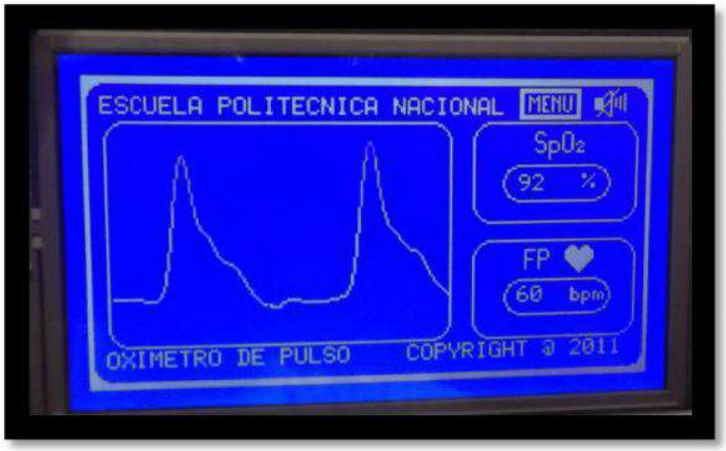


FIGURA 17: Medición de los parámetros de SpO2, FP y la onda pletismográfica

HABILITAR O DESHABILITAR EL BUZZER

El equipo emite un sonido en los pico de la forma de onda pletismográfica.

El modo de habilitar o deshabilitar el sonido es presionando la imagen de parlante ubicado en la parte superior derecha del panel táctil de la pantalla LCD, tal como muestra la Figura 18.

FIGURA 18: Habilitar o deshabilitar el buzzer

FUNCIONAMIENTO DEL SOFTWARE

ANTES DE COMENZAR A UTILIZAR

- ✓ ***Asegúrese de haber instalado el programa datos históricos del oxímetro de pulso.***
- ✓ ***Asegúrese de extraer la memoria SD del oxímetro de pulso y conectar al computador.***

MANEJO DEL SOFTWARE

A continuación se explica los pasos a seguir para el manejo del software de los datos históricos del oxímetro de pulso.

1. Abrir el programa seleccionando el icono **"SOFTWARE DATOS HISTÓRICOS OXÍMETRO DE PULSO**" disponible en el escritorio de la PC.

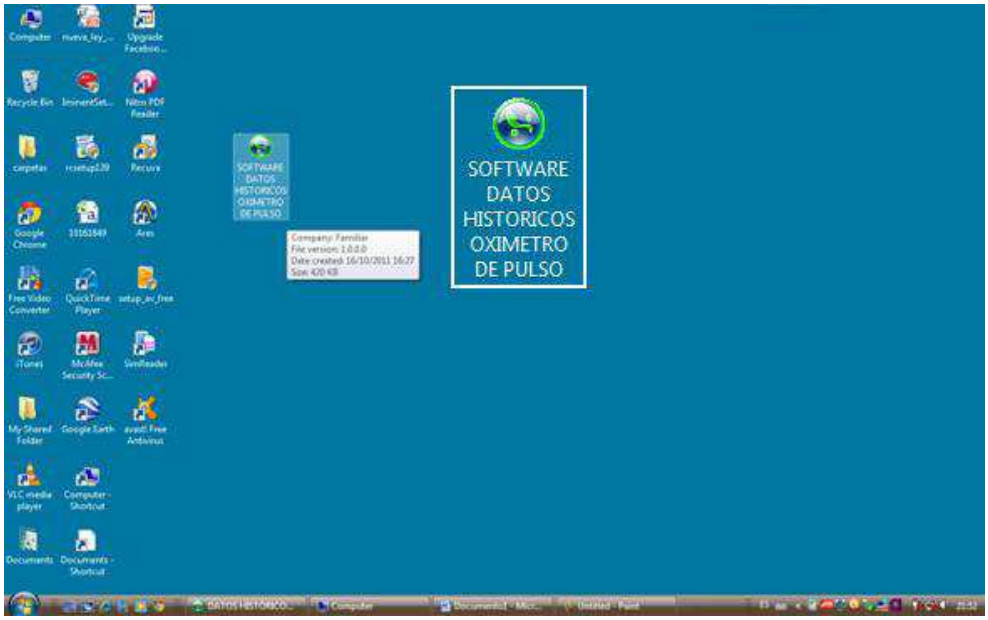


FIGURA 19: Icono del programa de los datos históricos del oxímetro de pulso

2. A continuación aparecerá la pantalla de inicio del programa seleccionar el botón **"CONTINUAR".**

FIGURA 20: Pantalla de inicio del programa

3. *Una vez dentro de la interfaz gráfica principal del programa seleccionar el Icono **"ABRIR"** disponible en la barra de herramientas.*

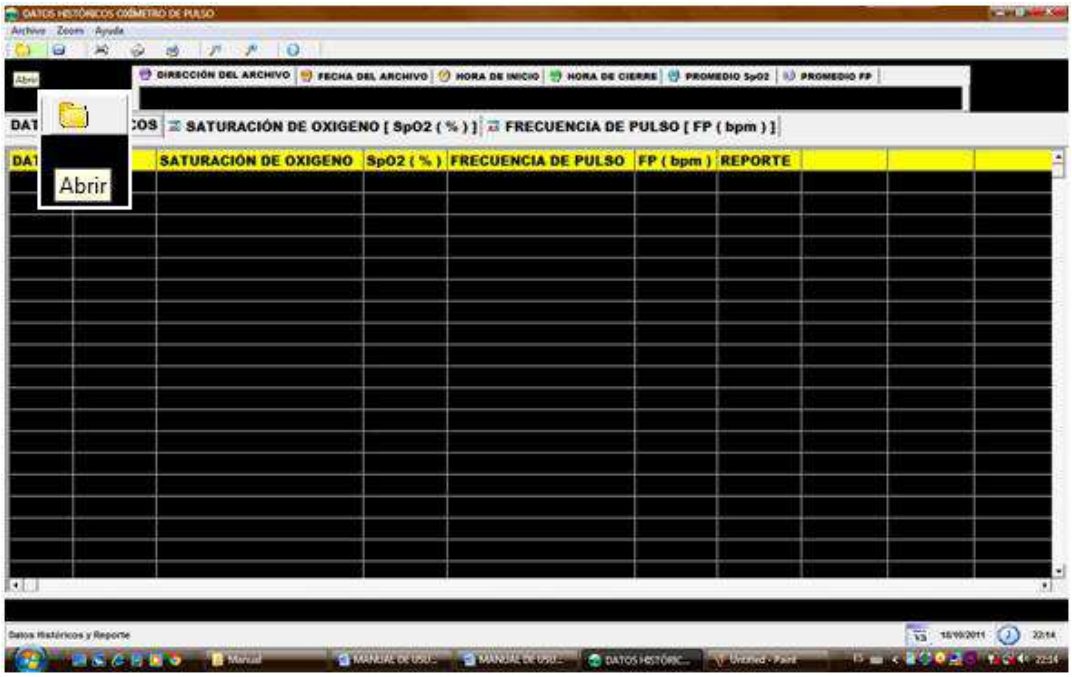


FIGURA 21: Icono Abrir disponible en la barra de herramientas

4. Abrir el dispositivo SD (OXIMETRO) previamente extraído del oxímetro de pulso y conectado al computador.

FIGURA 22: Dispositivo SD (OXIMETRO (E:))

5. Seleccionar y abrir el archivo requerido para el análisis de los datos históricos del oxímetro de pulso.

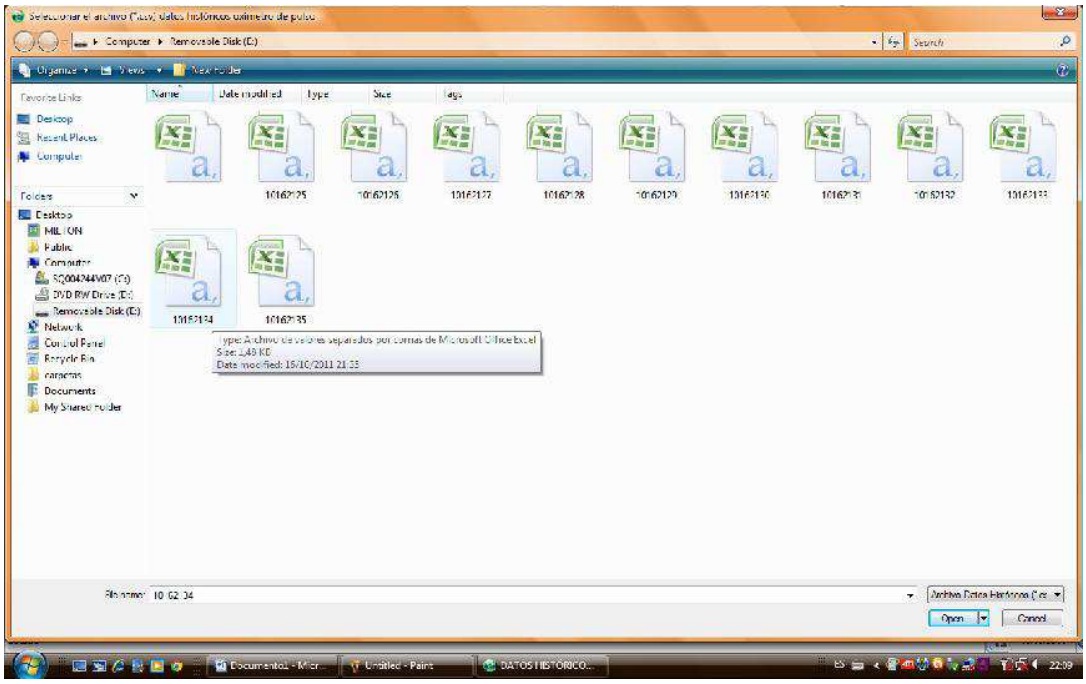


FIGURA 23: Archivos ".CSV" dentro del dispositivo SD

Los archivos almacenados en la memoria SD por el oxímetro de pulso son de extensión **".CSV"** (valor separado por comas). La numeración que se utilizo para nombrar los archivos contiene la información del mes, el día, la hora y los minutos en que se inicio la grabación del archivo.

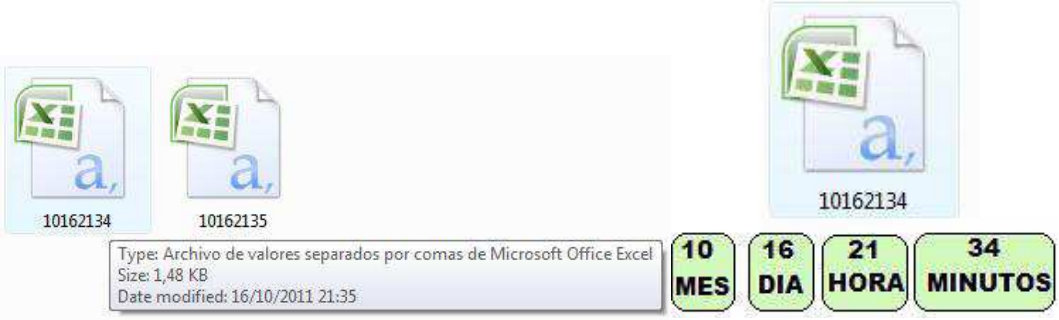


FIGURA 24: Numeración para nombrar los archivos ".CSV"

6. Una vez abierto el archivo el programa solicita escribir un nombre para crear un archivo Excel **(*XLSX)** en base al archivo **(*CSV)**, el mismo que posteriormente puede ser abierto directamente mediante la utilización del programa Microsoft Office Excel.

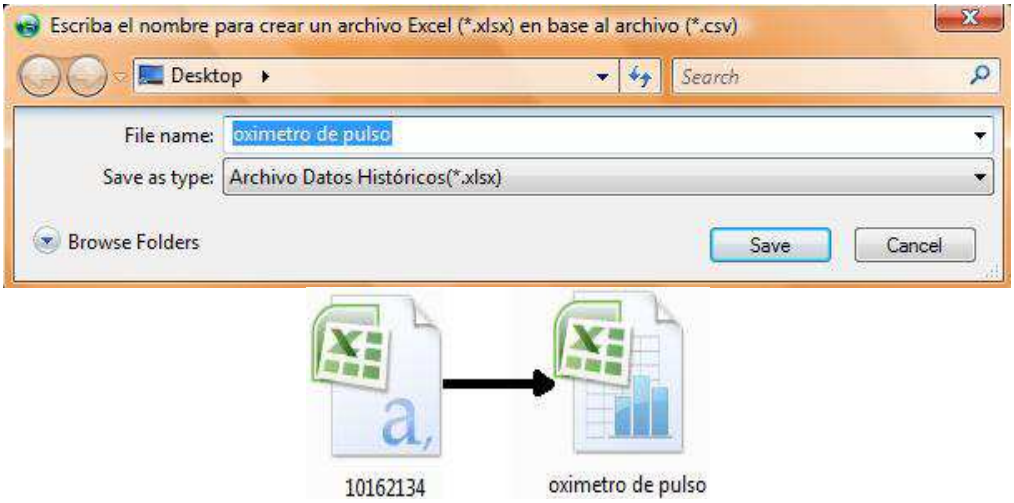


FIGURA 25: crear un archivo Excel (*XLSX) en base al archivo (*CSV)

7. Seleccionando en la interfaz la pestaña **"DATOS HISTÓRICOS"** permite observar la hora (HH:MM:SS) a la que ocurrió cada una de las 60 tendencias históricas de SpO_2 y FP que conforman el archivo; además despliega un reporte con la fecha del archivo, hora de apertura del archivo, hora de cierre del archivo, valor mínimo SpO_2, valor máximo SpO_2, valor promedio SpO_2, valor mínimo FP, valor máximo FP y valor promedio FP.

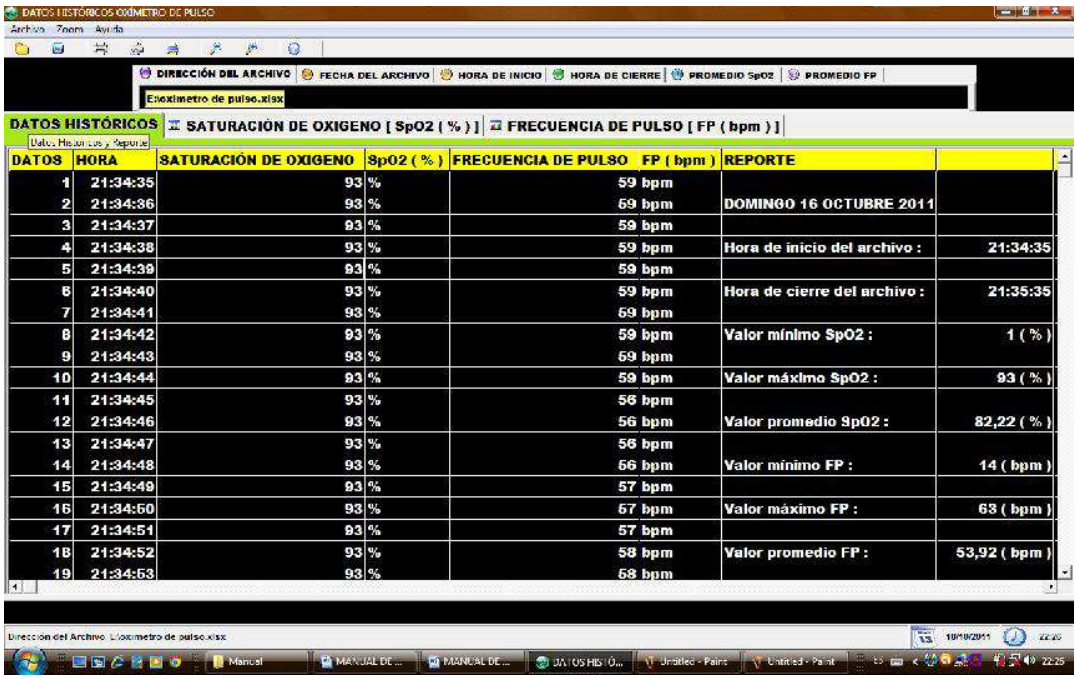


FIGURA 26: Interfaz gráfica de las tendencias históricas de SpO_2 y FP

8. Seleccionando en la interfaz la pestaña **"SATURACIÓN DE OXIGENO [SpO2 (%)]"** permite observar el grafico histórico de la Saturación de Oxigeno en la Sangre (SpO_2).

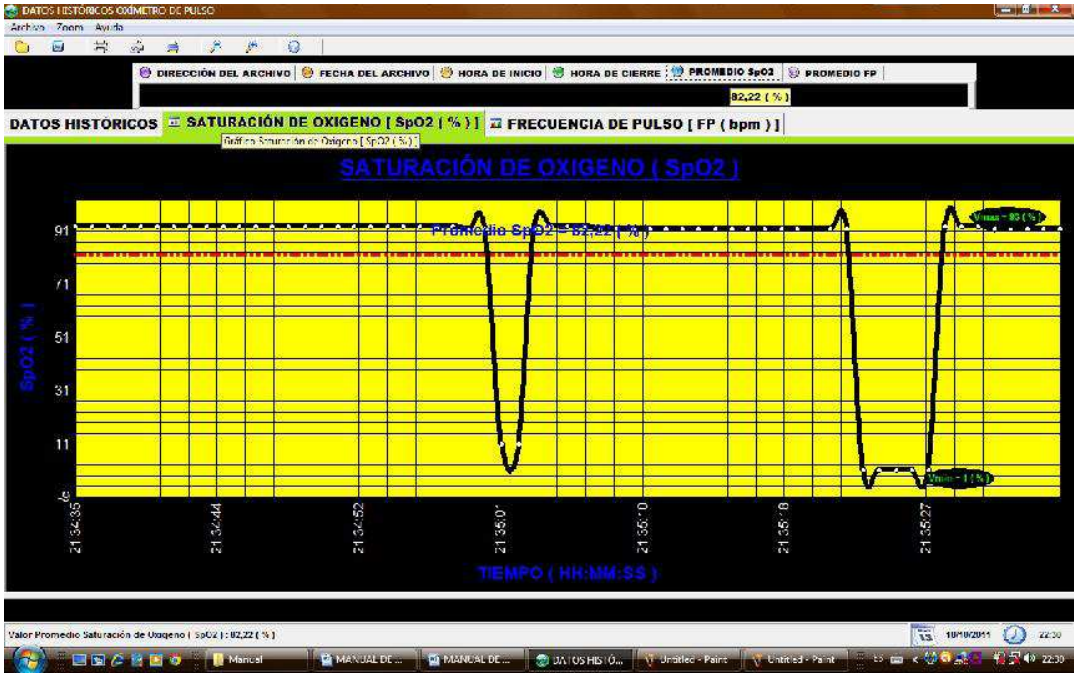


FIGURA 27: Interfaz gráfica de la Saturación de oxigeno (SpO_2)

9. Seleccionando en la interfaz la pestaña **"FRECUENCIA DE PULSO [FP (bpm)]"** permite observar el grafico histórico de la Frecuencia de Pulso (FP).

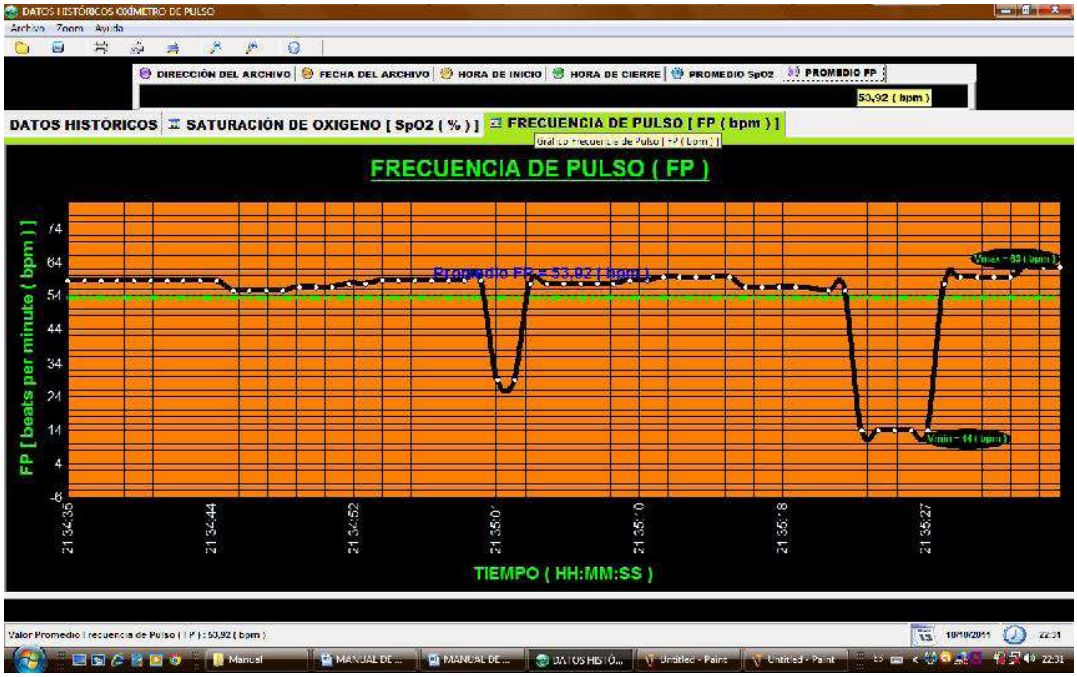


FIGURA 28: Interfaz gráfica de la Frecuencia de Pulso (FP)

10. Seleccionando en la interfaz el Icono **"Editar"** disponible en la barra de herramientas crea un documento de tres hojas en Word que incluye la información de las tendencias históricas con su reporte, la representación gráfica de saturación de oxigeno (SpO_2) y la representación gráfica de frecuencia de pulso (FP).

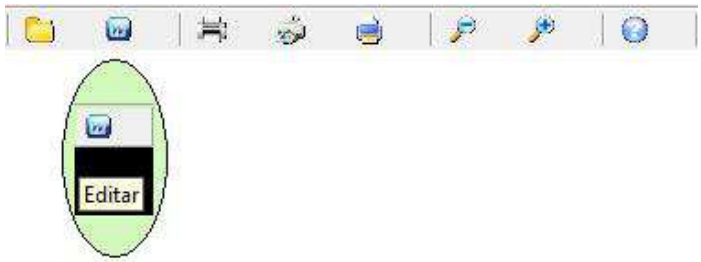


FIGURA 29: Opción Editar disponible en la barra de herramientas

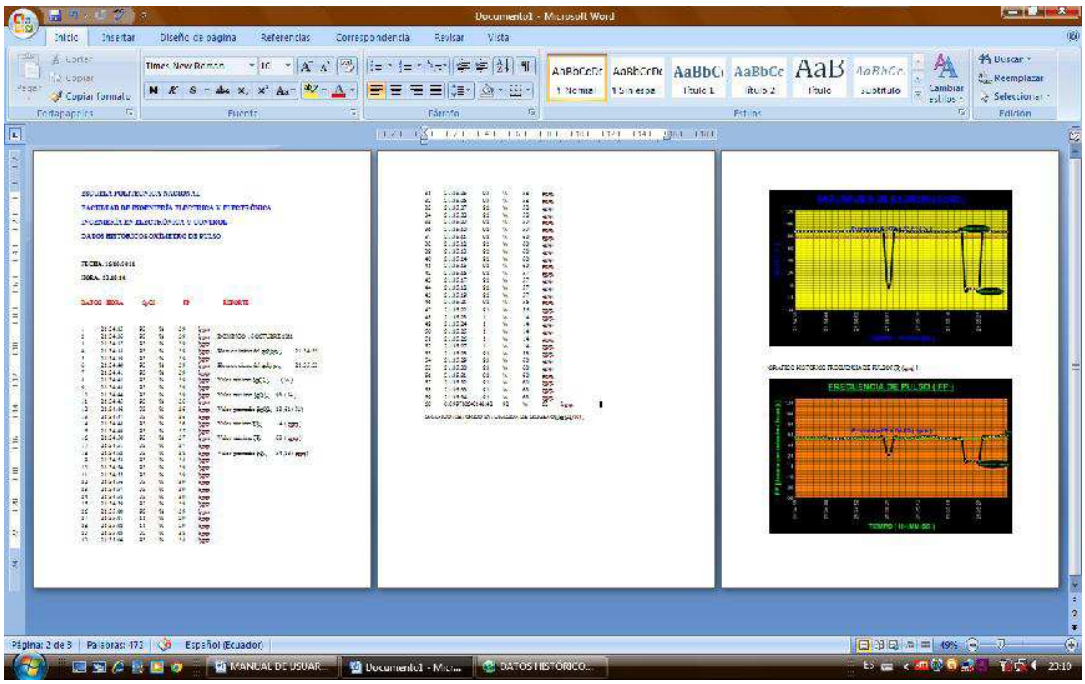


FIGURA 30: Dentro del ámbito de Word opción Editar

11. Seleccionando en la interfaz el Icono **"Imprimir Datos Históricos"** disponible en la barra de herramientas permite imprimir el reporte y las 60 tendencias históricas de SpO2 y FP con su respectiva hora.

FIGURA 31: Opción Imprimir datos históricos disponible en la barra de herramientas

ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL

FACULTAD DE INGENIERÍA ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA Y CONTROL

DATOS HISTÓRICOS OXÍMETRO DE PULSO

DATOS	HORA	SpO2		FP	
1	21:34:35	93	%	59	bpm
2	21:34:36	93	%	59	bpm
3	21:34:37	93	%	59	bpm
4	21:34:38	93	%	59	bpm
5	21:34:39	93	%	59	bpm
6	21:34:40	93	%	59	bpm
7	21:34:41	93	%	59	bpm
8	21:34:42	93	%	59	bpm
9	21:34:43	93	%	59	bpm
10	21:34:44	93	%	59	bpm
11	21:34:45	93	%	56	bpm
12	21:34:46	93	%	56	bpm
13	21:34:47	93	%	56	bpm
14	21:34:48	93	%	56	bpm
15	21:34:49	93	%	57	bpm
16	21:34:50	93	%	57	bpm
17	21:34:51	93	%	57	bpm
18	21:34:52	93	%	58	bpm
19	21:34:53	93	%	58	bpm
20	21:34:54	93	%	59	bpm
21	21:34:55	93	%	59	bpm
22	21:34:56	93	%	59	bpm
23	21:34:57	93	%	59	bpm
24	21:34:58	93	%	59	bpm
25	21:34:59	92	%	59	bpm
26	21:35:00	92	%	59	bpm
27	21:35:01	11	%	29	bpm
28	21:35:02	11	%	29	bpm
29	21:35:03	92	%	58	bpm
30	21:35:04	93	%	58	bpm
31	21:35:05	93	%	58	bpm
32	21:35:06	93	%	58	bpm
33	21:35:07	92	%	58	bpm
34	21:35:08	92	%	58	bpm
35	21:35:09	92	%	59	bpm
36	21:35:10	92	%	59	bpm
37	21:35:11	92	%	60	bpm
38	21:35:12	92	%	60	bpm
39	21:35:13	92	%	60	bpm
40	21:35:14	92	%	60	bpm
41	21:35:15	92	%	60	bpm
42	21:35:16	92	%	57	bpm
43	21:35:17	92	%	57	bpm
44	21:35:18	92	%	57	bpm
45	21:35:19	92	%	57	bpm
46	21:35:21	92	%	56	bpm
47	21:35:22	92	%	56	bpm
48	21:35:23	1	%	14	bpm
49	21:35:24	1	%	14	bpm
50	21:35:25	1	%	14	bpm
51	21:35:26	1	%	14	bpm
52	21:35:27	1	%	14	bpm
53	21:35:28	93	%	58	bpm
54	21:35:29	93	%	60	bpm
55	21:35:30	93	%	60	bpm
56	21:35:31	92	%	60	bpm
57	21:35:32	92	%	60	bpm

REPORTE

DOMINGO 16 OCTUBRE 2011

Hora de inicio del archivo : 21:34:35

Hora de cierre del archivo : 21:35:35

Valor mínimo SpO2 : 1 (%)

Valor máximo SpO2 : 93 (%)

Valor promedio SpO2 : 83,61 (%)

Valor mínimo FP : 14 (bpm)

Valor máximo FP : 63 (bpm)

Valor promedio FP : 54,83 (bpm)

FIGURA 32: Ejemplo de un documento impreso de las tendencias históricas de SpO_2 y FP

12. Seleccionando en la interfaz el Icono **"Imprimir Gráfico Histórico (SpO2)"** disponible en la barra de herramientas permite imprimir el Gráfico Histórico de la Saturación de Oxigeno en la Sangre (SpO2) a color o en blanco y negro.

FIGURA 33: Opción Imprimir gráfico histórico (SpO_2) disponible en la barra de herramientas

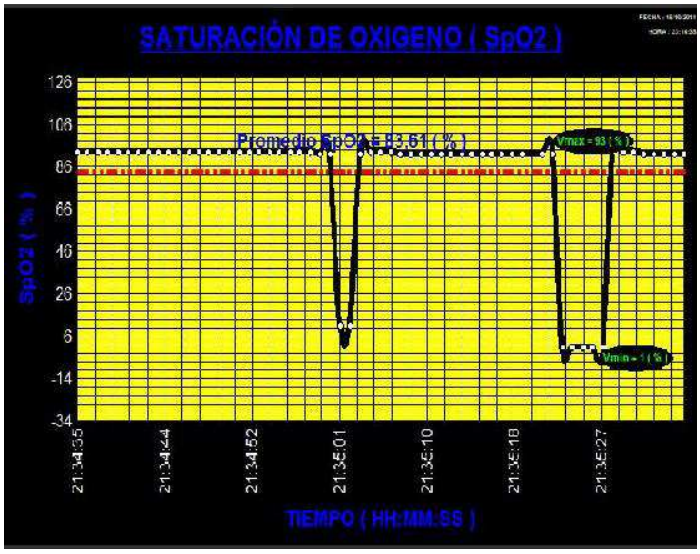


FIGURA 34: Ejemplo de un documento impreso del gráfico histórico de (SpO_2)

13. *Seleccionando en la interfaz el Icono **"Imprimir Gráfico Histórico (FP)"** disponible en la barra de herramientas permite imprimir el Gráfico Histórico de la Frecuencia de Pulso (FP) a color o en blanco y negro.*

FIGURA 35: Opción Imprimir gráfico histórico (FP) disponible en la barra de herramientas

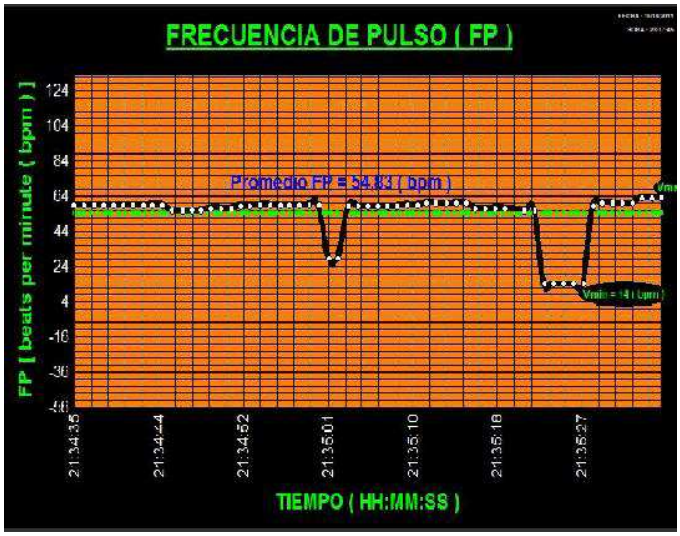


FIGURA 36: Ejemplo de un documento impreso del gráfico histórico de (FP)