



UNIVERSIDAD DEL AZUAY

**FACULTAD DE CIENCIA Y TECNOLOGÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA**

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN OXÍMETRO DE PULSO
PORTÁTIL**

**Trabajo de grado previo a la obtención del título de
Ingeniero Electrónico**

Autores:

**Juan Carlos Ronquillo Ordoñez
Pamela Alexandra Salgado Espinoza**

Director:

Omar Santiago Alvarado Cando

**Cuenca, Ecuador
2013**

DEDICATORIA

Dedico esta meta a la mujer que me mostró el amor al conocimiento desde mis primeros añitos, a ella mi admiración por su manera de luchar, por su inmensa sabiduría y su amor incondicional, a esa mujer sedienta del saber, a ti nuestro sueño cumplido abuelita Magaly.

Pamela

AGRADECIMIENTO

Agradezco a mis padres Jaime y Patto, mis hermanos Andrés y Patricio, y a mi Julio, por haber sido los pilares fundamentales de mi crecimiento día a día y el apoyo incondicional para la realización de este sueño.

Pamela

DEDICATORIA

Esta tesis se la dedico a mis padres y hermanos que fueron un pilar fundamental para la consecución de este título, sin ellos nada de esto pudiera haber sido posible. También va dedicada para mis abuelitos que siempre me dieron la fuerza necesaria para seguir adelante.

Juan Carlos.

AGRADECIMIENTO

Agradezco a Dios por haberme dado salud y vida para concluir mi carrera universitaria. Luego a todos mis compañeros y profesores que siempre me apoyaron para conseguir este título.

Juan Carlos.

Ronquillo
13/1/13

“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN OXÍMETRO DE PULSO”

RESUMEN


El oxímetro de pulso tiene como objetivo medir la saturación de oxígeno en la sangre, parámetro considerado como quinto signo vital en el área médica; éste ayuda al diagnóstico y tratamiento de pacientes en estado crítico; por ello la importancia de su diseño y construcción. Para su elaboración se necesitó incursionar en metodologías de investigación, bibliográficas, experimentales y analíticas, para desarrollar distintos procesos, como: hardware, para obtener un filtrado óptimo de adquisición de las señales originadas por el sensor de saturación de oxígeno; elaboración de firmware (programación en microcontroladores) con un pic 18f4550, para la consecución y procesamiento de datos. La comunicación USB se desarrolló mediante software, en el programa de interface Labview. Además, se requirieron calibraciones y pruebas experimentales, para dejar el equipo listo para su utilización adecuada y confiable. Al realizar las pruebas concluimos que, la precisión fue casi exacta, la variación presentada se debe a limitaciones de almacenamiento de la memoria RAM y de resolución por parte del convertidor analógico-digital del microcontrolador.

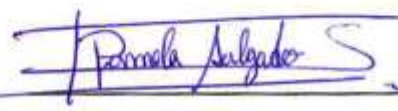
Palabras Claves: Oxímetro de Pulso, Saturación de Oxígeno, PIC 18F4550, Filtrado de señal, Comunicación USB.


Ing. Francisco Vasquez
Director de Escuela


UNIVERSIDAD DEL
AZUAY
ESCUELA
Ingeniería Eléctrica


Ing. José Luis Pesantez
Director de la Tesis de Grado


Juan Carlos Ronquillo Ordoñez
Autor


Pamela Salgado Espinoza
Autor

22/11/13

ABSTRACT

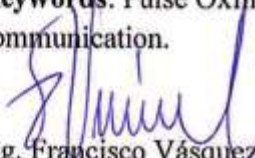
"DESIGN AND CONSTRUCTION OF A PULSE OXIMETER"

The pulse oximeter is used to measure oxygen saturation in the blood; parameter considered as the fifth vital sign in the medical field. This helps the diagnosis and treatment of critically ill patients; hence the importance of its design and construction.

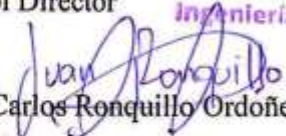
For its production it was necessary to look into research, bibliographic, experimental and analytical methodologies in order to develop various processes such as: the hardware to obtain an optimal filter for signals acquisition originated from oxygen saturation sensor; firmware production with pic 18F4550 (programming microcontroller), to achieve and process data. The USB communication was developed by software Labview interface program. In addition, calibration and experimental evidence were required to leave the device ready for proper and reliable use.

When testing, we concluded that accuracy was almost exact. The variation shown is due to RAM storage and resolution limitations originated from the microcontroller analog-digital converter.

Keywords: Pulse Oximeter, Oxygen saturation, PIC 18F4550, Signal filtering, USB communication.


Ing. Francisco Vásquez

School Director


Juan Carlos Ronquillo Ordoñez

Author


UNIVERSIDAD DEL
AZUAY
ESCUELA
Ingeniería Electrónica



Ing. José Luis Pesantez

Thesis Director


Pamela Salgado Espinoza

Author


UNIVERSIDAD DEL
AZUAY
DPTO. IDIOMAS


Translated by,
Lic. Lourdes Crespo

INDICE DE CONTENIDO

DEDICATORIA	ii
AGRADECIMIENTO	iii
RESUMEN.....	vi
ABSTRACT (ESCANEADO)	¡Error! Marcador no definido.

INTRODUCCIÓN.....	1
-------------------	---

CAPÍTULO I: REFERENTE TEÓRICO

1.1 Introducción	3
1.2 La Sangre	3
1.2.1 Volumen sanguíneo	4
1.3 Hemoglobina.....	6
1.3.1 Estructura	6
1.3.2 Transporte De Oxígeno Y Dióxido De Carbono	7
1.3.3 Relación O ₂ en Hb en función de la PO ₂	8
1.4 Frecuencia cardíaca.....	9
1.5 Pulsioximetría	9
1.5.1 Relación normalizada de las intensidades roja e infrarroja (R)	11
1.5.2 Ley de Beer Lambert.....	13
1.6 Tipos de Pulsioxímetro	14
1.6.1 Tipos de sensores de Pulsioxímetro	15
1.7 Servo control de iluminación	15
1.8 Microcontrolador	16
1.9 Fuente de alimentación.....	17
1.10 Pantalla Gráfica de Cristal Líquida (GLCD).....	18
1.11 Teclado.....	19
1.12 Onda de Pulso Plestimográfica	19
1.13 Interpretación Clínica Pulsioximetría	19
1.14 Pulso Arterial	20
1.14.1 La onda de presión arterial.....	21
1.14.2 La circulación arterial de los dedos de la mano	22
1.14.3 Determinación e interpretación de la onda plestimográfica	23
1.15 Limitaciones de la Oximetría de Pulso	24
1.15.1 Factores que afectan la liberación de oxígeno a las células	24
1.15.2 Perfusión tisular	25
1.15.3 Factores que afectan el monitoreo con oximetría de pulso.....	26

1.16 Áreas de Aplicación	28
 CAPÍTULO II: HARDWARE	
2.1. Introducción	31
Figura 21: Diagrama de bloques de Hardware.....	31
2.2. Descripción del sensor.....	32
2.3. Polarización de LEDS	34
2.3.1. Microcontrolador	35
2.3.2. Señales PWM	35
2.3.3. Potenciómetro Digital	35
2.4. Amplificador	36
2.4.1. Definición	37
2.5. Switches para Polarización	37
2.5.1 Switches analógicos CD4066.....	37
2.5.2 Configuración Push Pull.....	38
2.6 Filtrado de Señal.....	39
2.7 Amplificador Instrumental.....	42
2.8 Fuente de Alimentación	42
2.8.1 Reguladores de Voltaje.....	43
2.9 Diseño de Caja de Hardware	44
 CAPÍTULO III: FIRMWARE	
3.1. Introducción	47
3.2. Lenguaje de Programación	47
3.3. GLCD.....	49
3.3.1. Definición:	49
3.4. Adquisición de Señales.....	54
3.4.1. Registros ADCONx	54
3.4.2. Código de Adquisición de Datos	56
3.4.3. Tratamiento de Señal.....	57
3.4.4. Envío de datos	58
3.5.1. Definición	59
3.5.2. Escritura de la memoria EEPROM.	60
3.5.3. Lectura en la EEPROM.....	60
 CAPÍTULO IV: SOFTWARE	
4.1 Adquisición de Datos	62
4.1.1 Tratado de Señal: Anomalías	64
4.2 Panel Frontal	65

CAPÍTULO V: PRUEBAS

5.1 Calibración.....67

5.2 Costo del Proyecto.....69

5.3 Comparación Económica.....70

CONCLUSIONES71

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....72

INDICE DE FIGURAS

Figura 1: Estructura cuaternaria de la Hemoglobina	6
Figura 2: Curva de disociación de Hemoglobina	7
Figura 3: Desoxihemoglobina y Oxihemoglobina	8
Figura 4: Curva de saturación de la hemoglobina en función de la PO_2	9
Figura 5: Esquemmatización del funcionamiento del sensor de un oxímetro.	10
Figura 6: Absorción de la luz por los diferentes componentes del dedo.....	12
Figura 7: Saturación de Oxígeno en función del valor R (curva típica).....	13
Figura 8: Oxímetro estático Nellcor n560	14
Figura 9: Oxímetro móvil Quirumed Oxym7500	14
Figura 10: A) sensores desechables b) sensores reutilizables.....	15
Figura 11: Led (diodo emisor de luz).....	16
Figura 12: Características pic18f4550.....	17
Figura 13: Datos pic18f4550	17
Figura 14: Diagrama de bloques de una fuente de alimentación.....	18
Figura 15: LCD grafico 128x64 pixeles	18
Figura 16: Teclado matricial.....	19
Figura 17: Actuación según el porcentaje de saturación	20
Figura 18: Alteraciones de la onda de la presión arterial.....	21
Figura 19: Onda de presión	22
Figura 20 : Vasos Característicos	23
Figura 2.1: Diagrama de bloques de Hardware.....	31
Figura 2.2: Nellcor Durasensor Finger Clip Sensor Model DS-100A	32
Figura 2.3: Nellcor Pulse Oximeter Probe Pinout.....	33
Figura 2.4: Especificaciones Técnicas de Sensor Nellcor	33
Figura 2.5: Características técnicas de “ELM-4003”	34
Figura 2.6: Esquema de un sensor óptico “Elm-4003”	34
Figura 2.7: MCP42010 Distribución de pines.	36
Figura 2.8: Esquema MCP42010.....	36
Figura 2.9: Transistor en configuración Push Pull.	39
Figura 2.10: Esquema de Conversor Corriente-Voltaje	41
Figura 2.11: Configuración del Amplificador Instrumental AD-620	42
Figura 2.12: LM7805 – LM7905	43
Figura 2.13: Vista frontal del Equipo	44
Figura 2.14: Vista Posterior del Equipo.....	45
Figura 2.15: Vista Lateral del Equipo (Derecha e izquierda, iguales)	45
Figura 2.16: Vista Superior del Equipo (Superior e Inferior iguales.).....	46

Figura 2.17: Equipo de Oximetría de pulso.....	46
Figura 3.1: GLCD (128X64).....	49
Figura 3.2: Diagrama Maestro-Esclavo mediante líneas de control de transmisión.....	50
Figura 3.3: Configuración SPI en Mikrobasic	50
Figura 3.4: Esquema de Conexión Microcontrolador-GLCD	51
Figura 3.5:Estructura del LCD.....	52
Figura 3.6: Reset Hardware	52
Figura 3.7: Inicializacion GLCD.....	52
Figura 3.8: Limpieza del GLCD.....	53
Figura 3.9: Asignar fila y columna inicial	53
Figura 3.10: Envío del dato.....	54
Figura 3.11: Disposición de los diferentes bits del ADCON0.....	55
Figura 3.12: Disposición de los diferentes bits del ADCON1	55
Figura 3.13: Disposición de los diferentes bits del ADCON0.....	56
Figura 3.14: Configuración registros ADCON	56
Figura 3.15: Configuración de Adquisición de Dato	56
Figura 3.16: Tiempo de espera	57
Figura 3.17: Registros ADRESH Y ADRESL	57
Figura 3.18: Fragmento de código perteneciente a cálculo de relación y frecuencia cardíaca.....	57
Figura 3.19: Código para el envío de datos.	58
Figura 3.20: Convertidor decimal a hexadecimal	58
Figura 3.21: Instrucción WREN.....	60
Figura. 3.22: Instrucción WRITE.	60
Figura 3.23: Envío de dato.....	60
Figura 3.24: Instrucción Read.....	60
Figura 3.25: Almacenamiento de datos en arreglo.....	61
Figura 4.1: Configuración de bits.	62
Figura 4.2: Configuración de bits.	63
Figura 4.3: String Subset	63
Figura 4.4: Buffer y Conversor Hexadecimal-Decimal.....	64
Figura 4.5: Cálculo de Valores a Mostrarse en el Display.	64
Figura 4.6: Display, Waveform Chart	64
Figura 4.7: CASE STRUCTURE	65
Figura 4.8: Panel Frontal	66
Figura 5.1: Segmento de código para eliminar el offset.....	67

INDICE DE TABLAS

Tabla 1: Cálculos de Frecuencia de Corte	39
Tabla 3.1: Configuración de control del Puerto A/D 55	
<i>Tabla 3. 2: Características Memoria EEPROM 25LC040.....</i>	<i>59</i>
Tabla 4. 1: Actuación en Saturaciones fuera de rango normal.	64
Tabla 5. 1: Valores comparativos Monitor Comercial- Oxímetro Diseñado	68
<i>Tabla 5. 2 Comparación de Valores con reajuste de cálculos.</i>	<i>68</i>
<i>Tabla 5. 3:Costos de Hardware.</i>	<i>70</i>

Ronquillo Ordoñez Juan Carlos
Salgado Espinoza Pamela Alexandra
Trabajo de Graduación
Ing. Omar Andrade
Noviembre 2013

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN OXÍMETRO DE PULSO PORTÁTIL

INTRODUCCIÓN

En el ámbito médico la medición de la saturación de oxígeno en la sangre, SpO_2 , es considerada el quinto signo vital; ésta es medida mediante un pulsioxímetro u oxímetro de pulso. Este proporciona información sobre la cantidad de oxígeno contenida en la sangre (SpO_2); también, monitoriza la frecuencia cardíaca y el ritmo arterial de manera instantánea, por medio de procedimientos no invasivos, con estimaciones fiables, tanto de las pulsaciones, como del porcentaje de saturación de oxígeno.

Tras conocer las distintas patologías, principalmente respiratorias, en las que el oxímetro es de suma importancia, y sabiendo las necesidades clínicas, económicas y didácticas del medio, se decidió optar por este proyecto. Además, se otorga un apoyo importante en el campo didáctico, dentro de la Escuela de Medicina y, también establece un referente investigativo, dentro del Área de Bioelectrónica en la Escuela de Electrónica de la Universidad del Azuay UDA, sin dejar de lado el material de apoyo que se brindará al médico tratante en la valoración de los resultados conseguidos para el bienestar de los pacientes, respecto a su salud.

Para su realización fue necesario conocer los referentes teóricos sobre la sangre, su composición y comportamiento a través de los lechos vasculares en extremidades, partiendo del fenómeno de la espectrofotometría. El estudio de los sensores comerciales que se utilizan en el medio, su estructura, modo de funcionamiento y adecuada selección, así como la minuciosa investigación de oxímetros de pulsos existentes en el mercado, nos ayudó a conocer profundamente el principio de funcionamiento de los mismos, para poder diseñar y

construir este proyecto. Se utilizaron los métodos de investigación bibliográfico, experimental y analítico.

El primer capítulo trata sobre conceptos básicos necesarios para comprender el funcionamiento del equipo, así como también, las limitaciones que éste tiene, su desenvolvimiento en el ámbito clínico y sus alcances en los ámbitos didácticos. Los conceptos tratados van desde médicos hasta tecnológicos, ya que también se detallarán las características de cada uno de los elementos que contiene el equipo a desarrollarse.

El segundo capítulo muestra el diseño de circuitos de filtrado y amplificación; mientras que, el tratamiento de señal a través de un microcontrolador podemos encontrar en el tercer capítulo. El cuarto capítulo va dedicado al diseño de software de apoyo y de monitoreo que se utiliza en la PC, para la visualización de la onda plestimográfica. Finalmente, pruebas, calibración, resultados y rangos de error podremos encontrar en el quinto capítulo.

CAPITULO 1

REFERENTE TEÓRICO

1.1 Introducción

La Pulsioximetría es la medición del nivel de oxígeno en la sangre, mostrado en porcentajes; es considerada como quinto signo vital después del ritmo cardíaco, la presión arterial, temperatura y frecuencia respiratoria. El oxímetro de pulso es un equipo utilizado en pacientes neonatos, pediátricos y adultos en general; en distintas áreas como; unidades de cuidados intensivos, emergencia, quirófanos, hospitalización, cirugía ambulatoria, neonatología, salas de recuperación, traslados interhospitalarios; y sirve para la prevención de enfermedades o anomalías respiratorias, como es el caso de hipoxia, taquicardia, bradicardia, arritmia, entre otras.

Por lo que es de suma importancia para el monitoreo en los pacientes críticos, hospitalizados y quirúrgicos. El sensor de pulsioximetría se coloca generalmente en el dedo, pero existen otros lugares como en el lóbulo de la oreja, el dedo del pie, o alrededor del pie en casos de neonatos y pediátricos.

1.2 La Sangre

La sangre es el tercer componente de cualquier sistema de circulación; es una sustancia líquida de color rojo, que circula por las arterias y venas del cuerpo; se compone de una parte líquida o plasma y de células en suspensión: hematíes, leucocitos y plaquetas. Sus funciones principales se detallan a continuación:

Transporta: *“el oxígeno y sustancias alimenticias captadas, en los sistemas digestivos y respiratorios, para luego ser liberados en las células de todo el cuerpo, lleva el CO₂ desde las células hasta los pulmones para proceder a su eliminación, recoge los desechos de las células y los deja en los órganos excretorios, capta*

hormonas y las deposita en sus órganos blancos, transporta enzimas, amortiguadores y otras sustancias bioquímicas.”¹

Regula: *“el PH mediante las sustancias amortiguadoras. Además regula la temperatura corporal, ya que puede absorber grandes cantidades de calor sin que aumente mucho su temperatura, y luego transferir esa energía calorífica absorbida desde el interior del cuerpo hacia su superficie, en donde se disipa fácilmente. Mediante la presión osmótica, regula el contenido de agua de las células, por interacción de los iones y proteínas disueltos.”²*

Protege: *“mediante la coagulación evitando la excesiva pérdida excesiva de sangre, así como también, a través de la fagocitosis y la producción de anticuerpos protege contra las enfermedades.”³*

1.2.1 Volumen sanguíneo

Es un parámetro que varía con cada individuo, los factores determinantes son: la edad, el tipo corporal, el sexo y el método de medición. Para su medición se usan métodos indirectos como es el caso de la marcación de los eritrocitos o de los componentes plasmáticos con radioisótopos; como fósforo radiactivo o cromo radiactivo. Los valores varían según el agente de marcación y el método usado. El volumen sanguíneo se estima mediante la fórmula: 70ml x peso del paciente en kilogramos.⁴

1.2.2 Composición⁵

La sangre se compone de plasma y de células en suspensión. El plasma constituye entre el 55% y el 60% del volumen total de la sangre. Aproximadamente, el 90% del volumen del plasma es agua, un 7% son

¹SANGRE: FUNCIONES, CARACTERÍSTICAS Y COMPONENTES.
<http://faciasweb.uncoma.edu.ar/academica/materias/morfo/ARCHIVOPDF2/UNIDAD6/4-Unidad6Sangre_Coagulacion.pdf> [Consultado 27-Feb-2012]

² Ídem

³ Ídem

⁴ Hemodilución isovolémica preoperatoria en pacientes con histerectomía radical por cáncer de cérvix: experiencia de 12 casos en el Hospital Dr. Rafael Ángel Calderón Guardia, Acta Médica Costarricense, vol. 44, n.º 4, pág. 155-159. [Consultado 4-Jul-2013]

⁵ Se toma como referencia del Artículo SANGRE: FUNCIONES, CARACTERÍSTICAS Y COMPONENTES, de la Universidad de UNCOMA.

proteínas plasmáticas y el restante 3% son nutrientes celulares, electrólitos, enzimas, hormonas, anticuerpos y productos de desecho.⁶

La fracción corpuscular, que suele constituir aproximadamente entre el 40% y el 45% del volumen total de la sangre, son los glóbulos rojos, glóbulos blancos y plaquetas. Los glóbulos rojos constituyen más del 99% del volumen de la fracción corpuscular; los glóbulos blancos y las plaquetas juntos representan menos del 1%. El porcentaje del volumen total de la sangre compuesto por glóbulos rojos se denomina hematocrito. A continuación, se describe brevemente cada uno de los elementos que forman parte del volumen sanguíneo:

- Los glóbulos blancos son aquellos que protegen al cuerpo de la invasión de organismos patógenos y destruyen directamente a los agentes invasores mediante ingestión o formando anticuerpos para destruirlos. En adultos se tienen aproximadamente 7000 glóbulos blancos por milímetro cúbico de sangre.
- Las plaquetas son fragmentos de células restantes necesarios para la coagulación impidiendo así la pérdida excesiva de sangre.
- Los glóbulos rojos transportan oxígeno (O_2) principalmente unido a su hemoglobina. La hemoglobina se compone de una proteína (globina) y un pigmento (hem). El hem contiene hierro, que se combina con el oxígeno. Su tarea es trasladar el oxígeno unido a la hemoglobina a los distintos tejidos del cuerpo. Cuando son maduros no tienen núcleo, por lo que no pueden reproducirse y deben ser remplazados por nuevas células. El tiempo de vida de un glóbulo rojo es de 4 meses, por ello estas células se están produciendo y destruyendo constantemente.

Cada glóbulo rojo contiene aproximadamente 250 millones de moléculas de hemoglobina, y cada una de ellas es capaz de unirse con 4 moléculas de O_2 , por lo que cada glóbulo rojo puede unirse hasta con un billón de moléculas de oxígeno.

⁶ SANGRE: FUNCIONES, CARACTERÍSTICAS Y COMPONENTES.
<http://faciasweb.uncoma.edu.ar/academica/materias/morfo/ARCHIVOPDF2/UNIDAD6/4-Unidad6Sangre_Coagulacion.pdf> [Consultado 27-Feb-2012]

Hay un promedio de 15 gramos de hemoglobina por cada 100ml de sangre completa. Cada gramo de hemoglobina puede combinarse con 1,33ml de oxígeno, por lo que puede haber hasta 20ml de oxígeno en cada 100ml de sangre.

1.3 Hemoglobina

“La hemoglobina (HB) es una proteína globular, que está presente en altas concentraciones en los glóbulos rojos y se encarga del transporte de O_2 del aparato respiratorio hacia los tejidos periféricos; y del transporte de CO_2 y protones (H^+) de los tejidos periféricos hasta los pulmones para ser excretados. Los valores normales en sangre son de 13 – 18 g/ dl en el hombre y 12 – 16 g/dl en la mujer.”⁷

1.3.1 Estructura

“La hemoglobina es una proteína con estructura cuaternaria, es decir, está constituida por cuatro cadenas poli péptidas (Fig. 1): dos α y dos β en el caso de hemoglobina adulta (HbA). Las cadenas polipeptídicas alfa contienen 141 aminoácidos, las no alfa 146 (β , γ , δ) y difieren en la secuencia de aminoácidos. Se conoce desde hace décadas la estructura primaria de las cuatro cadenas de Hb normales. Cada cadena α está en contacto con las cadenas β , sin embargo, existen pocas interacciones entre las dos cadenas α o entre las dos cadenas β .”⁸

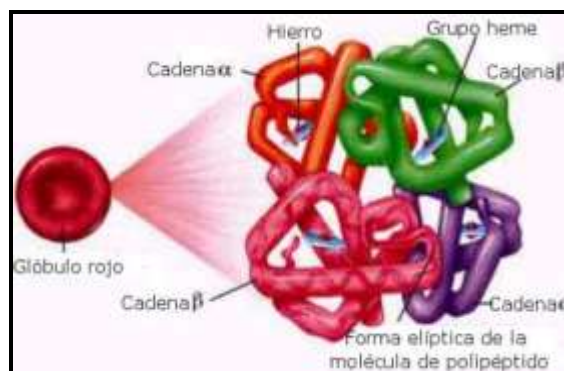


Figura 1: Estructura cuaternaria de la Hemoglobina⁹

⁷ Hemoglobina. <<http://med.unne.edu.ar/catedras/bioquimica/pdf/hemoglobina.pdf>> [Consultado 3-mar-2012]

⁸ Ídem

⁹ Ídem

1.3.2 Transporte De Oxígeno Y Dióxido De Carbono

“La hemoglobina es el transportador de O_2 , CO_2 ¹⁰ y H^+ (protones). Se sabe que por cada litro de sangre hay 150 gramos de Hb, y que cada gramo de Hb disuelve 1,34ml de O_2 , en total se transportan 200ml de O_2 por litro de sangre. Esto es, 87 veces más de lo que el plasma solo podría transportar. Sin un transportador de O_2 como la Hb, la sangre tendría que circular 87 veces más rápido para satisfacer las necesidades corporales.

La relación entre la tensión de O_2 y la saturación de la Hb se describe mediante la curva de saturación de la Oxihemoglobina. La curva de disociación de la hemoglobina es sigmoidea (Fig. 2). De esta forma, la Hb está saturada 98% en los pulmones y sólo 33% en los tejidos, de manera que cede casi 70% de todo el O_2 que puede transportar.

La porción más empinada de la curva se encuentra en las zonas de baja tensión de O_2 de los tejidos, lo que significa que disminuciones relativamente pequeñas en la tensión de O_2 dan lugar a grandes incrementos en el suministro de O_2 .”¹¹

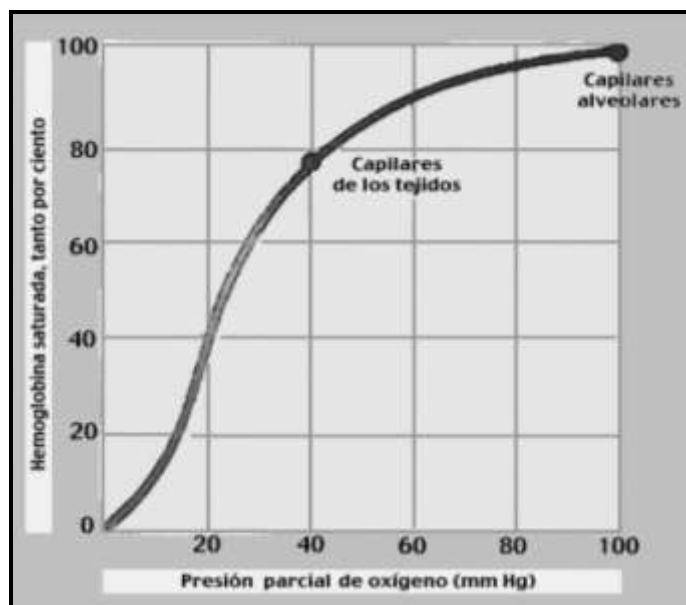


Figura 2: Curva de disociación de Hemoglobina¹²

¹⁰ CO_2 hace referencia al Dióxido de Carbono.

¹¹ Idem

¹² Idem

“Cuando la Hb esta oxigenada se dice esta relajada (R), y cuando la Hb esta desoxigenada se dice que esta tensa (T)”¹³, (Fig. 3).

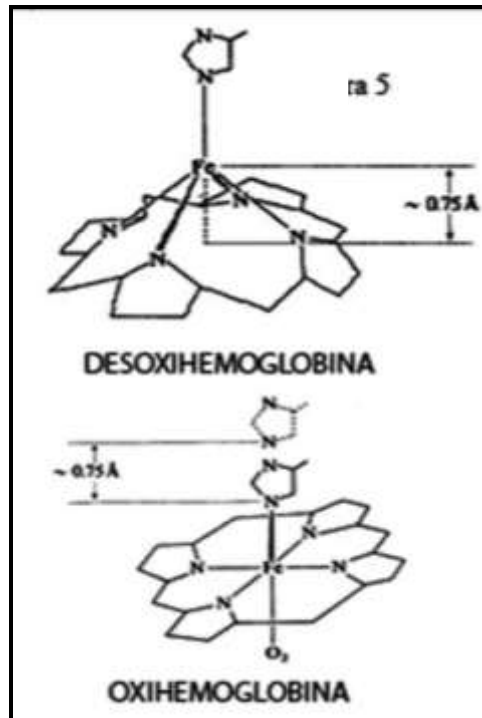


Figura 3: Desoxihemoglobina y Oxihemoglobina¹⁴

En la figura 3 hace referencia a los términos Desoxihemoglobina y Oxihemoglobina (HbO₂). El primero es conocido también como hemoglobina reducida y se presenta de un color rojo oscuro, característico de la sangre venosa. Mientras que el segundo, es la forma de la hemoglobina combinada con el oxígeno, ésta tiene un aspecto rojo o escarlata intenso, característico de la sangre arterial.

1.3.3 Relación O₂ en Hb en función de la PO₂

La combinación de O₂ con la Hb no es función lineal de la Presión parcial en Oxígeno de un medio líquido o gaseoso (PO₂). En la figura 4 se observa la curva de saturación de la hemoglobina. La curva expresa la relación que hay entre la PO₂ y el porcentaje de saturación de la hemoglobina. A una PO₂ normal en sangre arterial (95 mm Hg) el porcentaje de saturación de la hemoglobina es del 97%. De la figura 4 se observa que aunque la PO₂ aumente por encima de los 100 mmHg la hemoglobina no podrá combinarse con mayor cantidad de O₂.

¹³ Ídem

¹⁴ Ídem

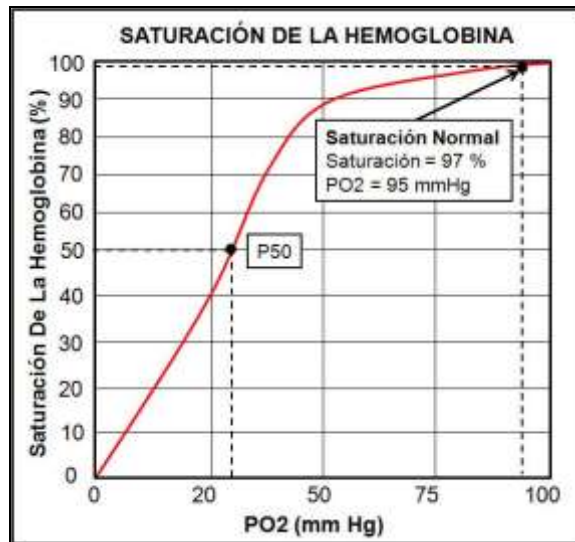


Figura 4: Curva de saturación de la hemoglobina en función de la PO₂.
Fuente: <<http://portalbiomedico.com/medicina/fisiologia/transporte-de-oxigeno-o2-en-sangre.html>> [Consultado 3-mar-2012]

1.4 Frecuencia cardiaca

Se define como las veces que el corazón realiza el ciclo completo de llenado y vaciado de sus cámaras en un determinado tiempo. Por comodidad se expresa siempre en contracciones por minuto, ya que cuando nos tomamos el pulso lo que notamos es la contracción del corazón (sístole), es decir cuando expulsa la sangre hacia el resto del cuerpo.

Frecuencia cardíaca en reposo:

- Recién nacidos: de 100 a 160 latidos por minuto;
- Niños de 1 a 10 años: de 70 a 120 latidos por minuto;
- Niños de más de 10 años y adultos (incluyendo ancianos): de 60 a 100 latidos por minuto;
- Atletas bien entrenados: de 40 a 65 latidos por minuto.

1.5 Pulsioximetría

El Oxímetro de Pulso monitorea la saturación de hemoglobina arterial (SpO₂), basándose en la absorción diferencial de luz que ayuda a determinar el porcentaje de saturación de oxígeno de la hemoglobina en la sangre arterial. El porcentaje de hemoglobina oxigenada es determinada usando los principios de espectrofotometría, mediante un sensor que consiste de leds y un fotodetector. Los

leds emiten dos longitudes de onda específicos, rojo de 660nm e infrarrojo de 905nm; estas ondas de luz son emitidas a través del tejido del paciente.

Los leds se encienden y apagan a través de pulsos secuenciales, así el fotodetector es sincronizado para hacer una lectura simultánea de la transmisión de las longitudes de onda. La longitud de onda provocada por la luz roja es absorbida en mayor manera por ciertas moléculas de oxihemoglobina. Mientras que la longitud de onda infrarroja es absorbida por moléculas desoxihemoglobina o hemoglobina reducida. La figura 5 representa esquemáticamente el proceso descrito para un sensor colocado en la yema del dedo e un paciente.

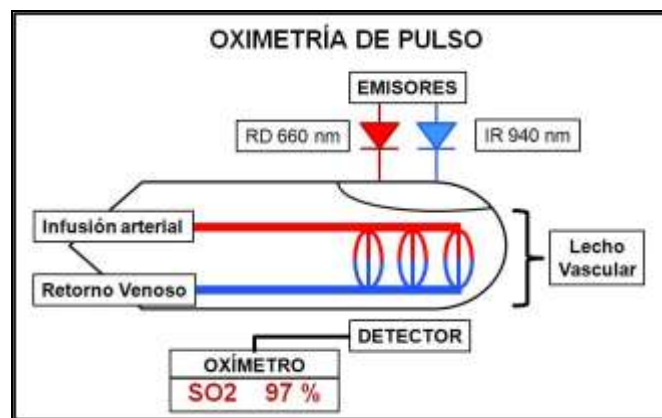


Figura 5: Esquematización del funcionamiento del sensor de un oxímetro.

Fuente: <<http://portalbiomedico.com/medicina/fisiologia/transporte-de-oxigeno-o2-en-sangre.html>>
[Consultado 10-mar-2012]

En el momento en que se mide la SpO₂, se pueden conocer:

- La cantidad relativa de cada longitud de onda (roja e infrarroja) recibida por el sensor.
- La velocidad o ritmo al cual la oxihemoglobina y la desoxihemoglobina absorben estas longitudes de onda.

Conociendo estos parámetros; tanto la cantidad de oxihemoglobina, como la de desoxihemoglobina presente en la sangre puede ser determinada. Haciendo esto posible el cálculo del porcentaje de saturación de oxígeno (SaO₂) usando la fórmula:

$$\% \text{ Saturación de Oxígeno} = \frac{\text{Oxihemoglobina}}{\text{Oxihb} + \text{Desoxihb}} \times 100$$

Los niveles normales de saturación de oxígeno en una persona no fumadora están por encima del 95%. 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

Nota: estos fenómenos se pueden dar por varias razones entre ellas están; origen ventilatorio, respiratorio, sanguíneo o metabólico. Cualquier estado que reduzca el aporte de oxígeno producirá niveles bajos.

Las mediciones de un Oxímetro deben ser confiables, bajo las siguientes condiciones:

- Movimiento del paciente
- Baja perfusión
- Baja amplitud de la señal
- Luz ambiental (luz natural y artificial)
- Interferencia de electro bisturíes.

1.5.1 Relación normalizada de las intensidades roja e infrarroja (R)

La absorción de la luz (Fig. 6) está dada por:

- Absorción correspondiente debida a la sangre pulsante.
- Absorción fija correspondiente a la sangre arterial no pulsante.
- Absorción fija correspondiente a la sangre capilar y venosa.
- Absorción fija correspondiente al tejido.

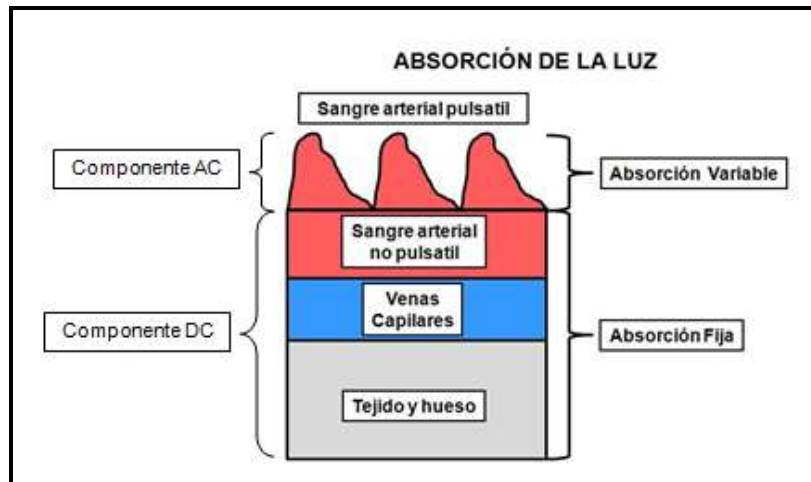


Figura 6: Absorción de la luz por los diferentes componentes del dedo.
 Fuente: <http://www.guiaprehospitalaria.com/2011/11/oximetria-de-pulso-conceptos.html>
 [Consultado 10-mar-2012]

Como puede observarse ambas señales poseen un aparte dinámica (AC) que cambia según pulsa la sangre en la estructura anatómica y otra componente estática (DC) asociada a la absorción óptica de los tejidos en la estructura que no “pulsan” (sangre acumulada, huesos, cartílagos; etc.). Los oxímetros no calculan la saturación a partir de la ley de Lambert Beer, sino que se calcula un parámetro denominado R y se obtiene la saturación de una tabla grabada en memoria. “R” es el cociente entre el valor de cada muestra de señal de luz roja e infrarroja en el fotodiodo.

$$R = (AC_{\text{rojo}}/DC_{\text{rojo}}) / (AC_{\text{ir}}/DC_{\text{ir}})$$

“R” se relaciona directamente con el valor de la SpO_2 . Cada oxímetro posee en su memoria una tabla de referencia para valores de “R” cuyos valores han sido fruto de la calibración del equipo. En la figura 7 se muestra una curva típica que relación “R” con los valores de SpO_2 .

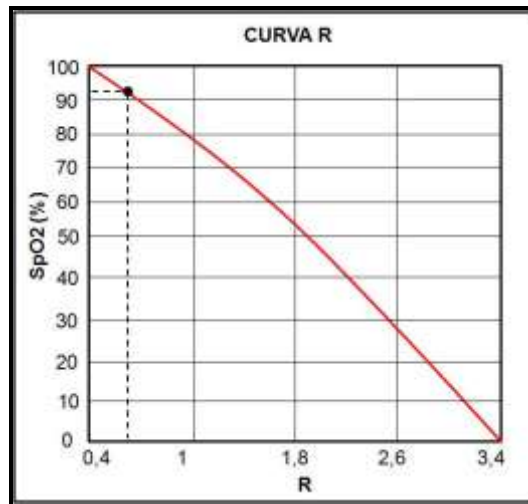


Figura 7: Saturación de Oxígeno en función del valor R (curva típica).
 Fuente: <<http://www.guiaprehospitalaria.com/2011/11/oximetria-de-pulso-conceptos.html>>
 [Consultado 10-mar-2012]

1.5.2 Ley de Beer Lambert

Los oxímetros de pulso son espectrofotómetros de longitud de onda dual, con capacidad pletismográfica, que funcionan mediante la colocación de un lecho vascular arterial pulsátil entre una fuente de luz de dos longitudes de onda y un detector luminoso.

El árbol vascular pulsante crea un cambio en el patrón de absorción de la luz, modificando la porción captada por el detector, resultando en una curva pletismográfica. La amplitud de la onda dependerá de la magnitud del pulso arterial, de la longitud de onda de la luz utilizada y de la saturación de oxígeno de la Hb arterial.

El principio en el que se basa la determinación de la saturación de oxígeno con el oxímetro de pulso es la ley de Beer-Lambert, que establece que la absorción total de un sistema de absorbentes es igual a la suma de sus índices de absorción independientes. De modo tal, que ante una fuente de luz de intensidad constante, y una concentración de Hb dada, la saturación de oxígeno de la Hb es una función logarítmica de la intensidad de la luz transmitida a través de la muestra de Hb.

1.6 Tipos de Pulsioxímetro

- **Estáticos:** La mayoría de veces son fijos, bien formando parte de sistemas de monitorización complejos o bien como grandes aparatos individuales. Necesitan conexión a la red eléctrica.



Figura 8: Oxímetro estático Nellcor n560

Fuente: <<http://www.exclusivasmedicas.com/productos/electromedicina/pulxiometros/nellcor560.htm>> [Consultado 10-mar-2012]

- **Móviles:** son aparatos pequeños, muy manejables que se usan preferentemente para exploraciones puntuales en consultas y salas de hospitalización o bien como monitorización temporal en pacientes durante traslados. Funcionan con pilas o baterías recargables. En esta tesis nos enfocaremos en este tipo.



Figura 9: Oxímetro móvil Quirumed Oxym7500

Fuente: <http://www.hospitecnia.com/documentos-pulsioximetro.xsql> [Consultado 10-mar-2012]

1.6.1 Tipos de sensores de Pulsioxímetro

La mayoría de los oxímetros de pulso, se puede 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 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. Estas variaciones se deben principalmente a su fabricación ya que los parámetros como la longitud de onda de cada led, ubicación de leds y del detector, varían entre los distintos modelos y marcas.

Al seleccionar el sensor que se va a usar se debe tomar en cuenta:

1. El tamaño del paciente por la existencia de sensores para niños y adultos.
2. El lugar, debe ser bien perfundido.
3. El detector debe cubrir completamente el sensor.

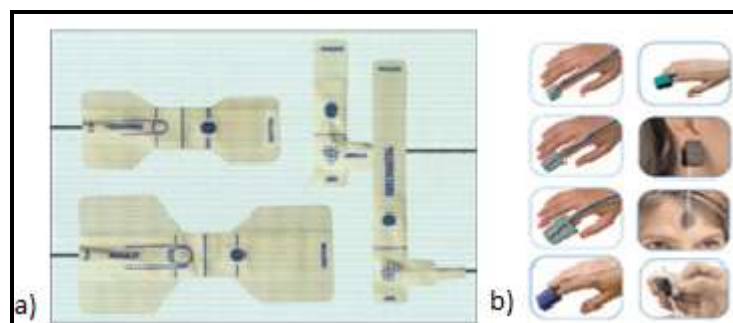


Figura 10: A) sensores desechables b) sensores reutilizables

Fuente: <http://www.americanlenox.com/web/electromedicina/sens_desc/> [Consultado 10-mar-2012]

1.7 Servo control de iluminación

El término servomecanismo es compuesto, que viene de servus (siervo) y mecanismo (máquina) y hace referencia a ciertas máquinas que sirven de ayuda a

otras más complejas. Es decir un servomecanismo es una máquina que puede tomar ciertas decisiones al realizar un trabajo, claro que condicionado a un grupo pequeño de variables.

El servo control de iluminación se realizará mediante LED's, ya que estos no son más que simples bombillas de tamaño reducido, por lo que ha constituido una pequeña revolución en el mundo de la luz. Gracias a estos pequeños dispositivos, se han podido crear efectos de iluminación que años atrás eran impensables, uno de ellos es la iluminación del oxímetro de pulso. Los LED's son utilizados debido a múltiples ventajas como pueden ser el bajo costo, alta eficiencia, emisión sin necesidad de filtro, tamaño, etc.



Figura 11: Led (diodo emisor de luz)

Fuente: < <http://www.uniled.com.mx/7-1-qu%e9+son+los+led.html> >
[Consultado: 5-mayo -2012]

1.8 Microcontrolador

El PIC a utilizarse será el 18F4550, pertenece a los microcontroladores PIC18 de gama alta. Posee una arquitectura RISC (reduced instruction set computer) de 16 bits longitud de instrucciones y 8 bits de datos. La tabla muestra en resumen las características fundamentales de este microcontrolador.

Device	Program Memory		Data Memory		I/O
	Flash (bytes)	# Single-Word Instructions	SRAM (bytes)	EEPROM (bytes)	
PIC18F2455	24K	12288	2048	256	24
PIC18F2550	32K	16384	2048	256	24
PIC18F4455	24K	12288	2048	256	35
PIC18F4550	32K	16384	2048	256	35

Device	10-bit A/D (ch)	CCP/ECCP (PWM)	SPP	MSSP		EUSART	Comparators	Timers 8/16-bit
				SP ⁱ TM	Master I ² C TM			
PIC18F2455	10	2/0	No	Y	Y	1	2	1/3
PIC18F2550	10	2/0	No	Y	Y	1	2	1/3
PIC18F4455	13	1/1	Yes	Y	Y	1	2	1/3
PIC18F4550	13	1/1	Yes	Y	Y	1	2	1/3

Figura 12: Características pic18f4550

Fuente: < datasheet microchip 2007 microchip technology inc. >
 [Consultado: 17-abril-2012]

En la siguiente figura se muestra los diferentes pines del Microcontrolador:

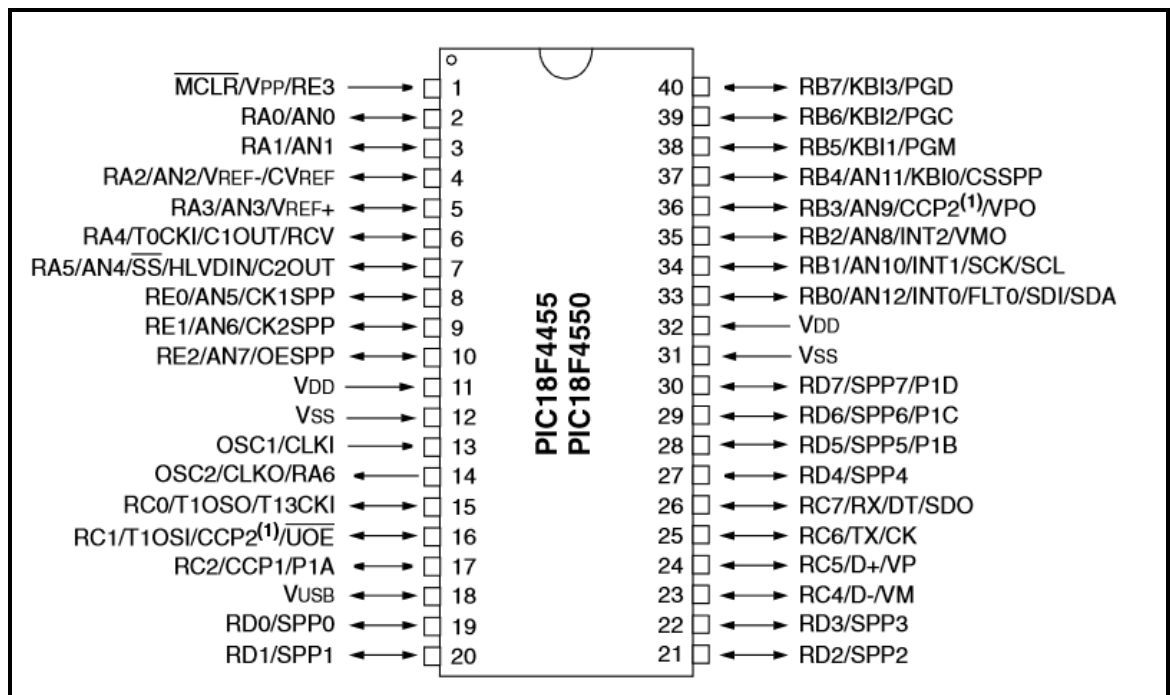


Figura 13: Datos pic18f4550

Fuente: <datasheet microchip 2007 microchip technology inc.>
 [Consultado: 17-abril-2012]

1.9 Fuente de alimentación

Comprende de un circuito que convierte la tensión alterna (red industrial) en una tensión prácticamente continua.

- Casi todos los circuitos electrónicos necesitan una fuente de alimentación continua.
- En sistemas portátiles es muy necesario el uso de baterías.

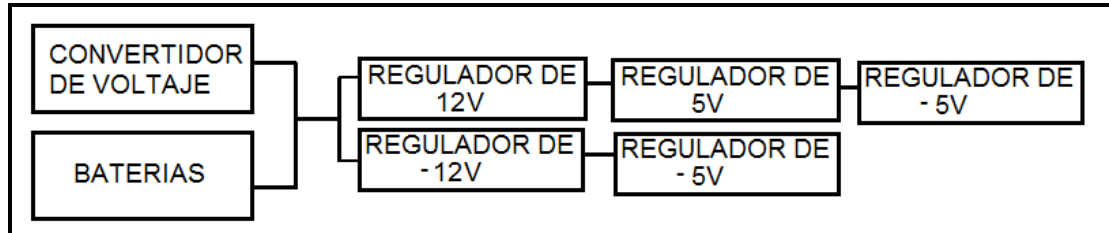


Figura 14: Diagrama de bloques de una fuente de alimentación

El convertidor de voltaje y/o baterías nos dan un voltaje de 24 voltios, el cual va a pasar por una etapa de estabilización y regulación para tener todos los voltajes de +12, -12, +5, -5 y 3,3 necesarios en la tarjeta PCB (acrónimos en inglés PRINTED CIRCUIT BOARD).

1.10 Pantalla Gráfica de Cristal Líquida (GLCD)

Una Pantalla Gráfica de Cristal Líquida o GLCD (acrónimo del inglés Graphic Liquid Crystal Display) es una pantalla plana formada por una matriz de píxeles monocromos colocados delante de una fuente de luz o reflectora.

Cada LCD Gráfico dispone de una memoria RAM interna del mismo tamaño de la capacidad que dispone la pantalla, por ejemplo si una pantalla tiene un tamaño de 128 píxeles de largo por 64 píxeles de alto (128x64) tiene una memoria RAM interna de la misma capacidad (128x64). Éstos son manejados por microcontroladores para lograr su configuración y despliegue de carteles, gráficos, entre otros.



Figura 15: LCD gráfico 128x64 píxeles

Fuente: < http://www.minirobot.com.mx/tienda/product.php?id_product=50>
[Consultado: 12-abril-2012]

1.11 Teclado

El teclado a utilizar no son más que un juego de teclas de manera que cada una de ellas pueda elegir las distintas opciones entre ellas tenemos: SpO_2 , Onda Pletismográfica, Alarmas, Tendencias, Frecuencia Cardíaca y Anomalías. Dicho teclado funciona con el puerto B y D del Microcontrolador.



Figura 16: Teclado matricial

Fuente: <<http://www.vn-amps.com.ar/vn600.htm>>
[Consultado: 12-abril-2012]

1.12 Onda de Pulso Pletismográfica

La señal pulsátil es la base de la pulsioximetría, por lo que es necesario conocer las bases fisiológicas de la circulación periférica y las diferencias entre la onda de pulso por presión y la obtenida mediante pletismografía, para una mejor interpretación de la SpO_2 .

1.13 Interpretación Clínica Pulsioximetría

El punto crítico que debe dar la señal de alarma es el de saturaciones inferiores al 95% (inferiores al 90 o 92% cuando existe patología pulmonar crónica previa), estos pacientes deben recibir tratamiento inmediato. En la siguiente figura se muestra como se actúa ante diferentes rangos de saturación.

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 saturación 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 maniobras iniciales, por ser más incierta su respuesta al tratamiento.	

Figura 17: Actuación según el porcentaje de saturación
Fuente: <<<http://www.dalcame.com/wdescarga/oximetria.pdf>>>
[Consultado: 15-abril-2012]

1.14 Pulso Arterial

El estudio del pulso arterial comienza con los albores de la medicina clínica, y se basaba como hasta ahora no solo en la determinación de la frecuencia cardíaca, entre 60 y 9 pulsaciones por minuto (ppm) para un adulto, sino también, y sobre todo, en el análisis de la forma de onda de dicho pulso (Figura no. 3), ya que puede ser usado para:

- Diagnóstico y reconocimiento temprano de arteriosclerosis, enfermedades vasculares crónicas agudas, y disturbios circulatorios funcionales.
- Chequeo post operatorio luego de operaciones quirúrgicas vasculares.
- Determinación del impacto farmacéutico en el sistema vascular.

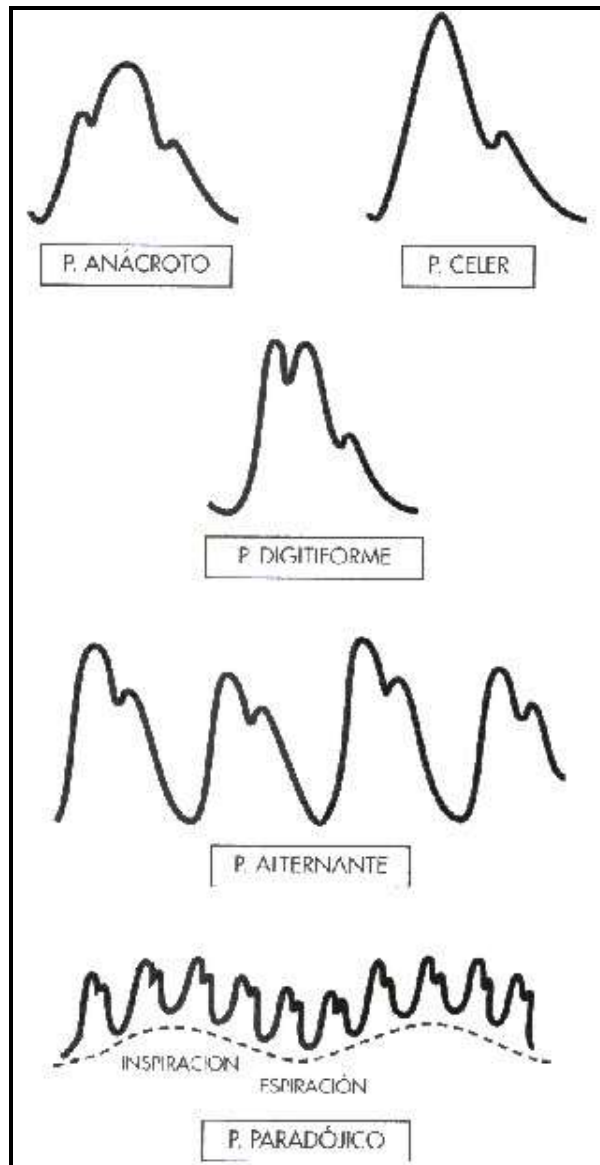


Figura 18: Alteraciones de la onda de la presión arterial.

Fuente: Anatomía, fisiología y patología cardíaca y grandes vasos<<http://www.eccpn.aibarra.org/temario/seccion4/capitulo53/capitulo53.htm>>
[Consultado: 15-abril-2012]

1.14.1 La onda de presión arterial

La onda de presión, (figura 8), es el resultado del golpe brusco 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 4-6ml/seg, es decir, cerca de 20 veces más rápido que la media de la velocidad del flujo sanguíneo.

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

La figura 8 muestra los componentes de la onda de presión:

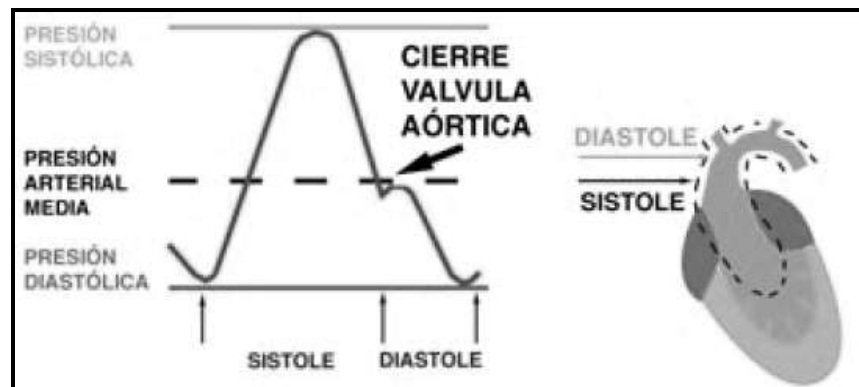


Figura 19: Onda de presión

Fuente: < <http://www.dalcame.com/wdescarga/modulo%20spo2.pdf> >
[Consultado: 11-abril-2012]

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 hendidura causada por el cierre de la válvula aórtica, la incisura dicrótica, marcando el final de la sístole ventricular. Durante la diástole, la presión y la onda continúan disminuyendo hasta que la pared aórtica retrocede empujando la sangre hasta la periferia, este es el final de la diástole y de la onda.

1.14.2 La circulación arterial de los dedos de la mano

El flujo sanguíneo pulsátil de los dedos de la mano tiene su origen en las contracciones cardíacas, pero además viene condicionado por los cambios activos en la contracción o relajación del músculo liso, de los vasos precapilares de las pequeñas arteria y/o arteriolas, que son al final los responsables de los cambios de volumen de la sangre del lecho vascular del cada dedo.

1.14.3 Determinación e interpretación de la onda plestimográfica

La onda plestimográfica es la onda de intensidad de luz absorbida, de tal manera que los cambios o la absorción, se registrarán como desviaciones hacia arriba o hacia abajo en el plestimograma.

Estos cambios se pueden cuantificar mediante, el factor amplitud, que se expresa en forma de porcentaje:

$$\text{Factor amplitud} = \frac{I_{\text{max}} - I_{\text{min}}}{I_{\text{max}}} \times 100\%$$

Este factor se reflejará en los cambios del volumen sanguíneo, al mismo tiempo que 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. En la figura 9, se muestran el vaso-constricción y el vaso-dilatación.

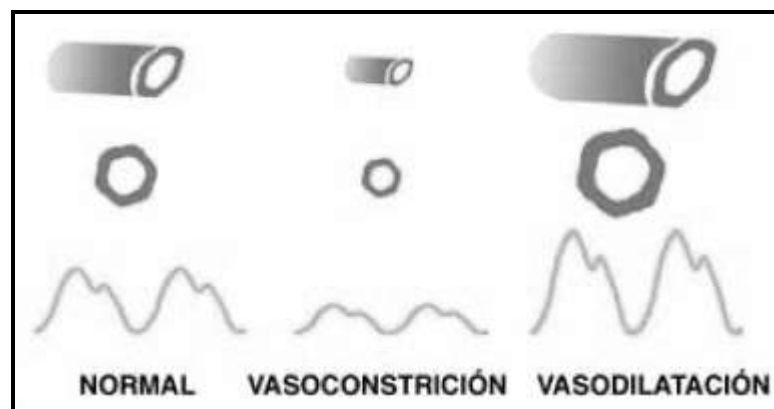


Figura 20 : Vasos Característicos

Fuente: < <http://www.dalcame.com/wdescarga/modulo%20spo2.pdf> >
[Consultado: 15-abril-2012]

El pulsioxímetro, por lo tanto, es capaz de dar dos tipos diferentes de información, una que corresponde a la saturación de O₂ medido por pulsioximetría y por otro lado, la onda plestimográfica, que informa del volumen sanguíneo que contienen las arterias periféricas del lugar donde se esté realizando la medición.

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 indicará 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 asociará al calor, al aumento de temperatura corporal, hipercapnia, ausencia de dolor, etc.
- La onda pletismográfica indica la efectividad de las contracciones cardíacas, por ejemplo en presencia de distintas arritmias o en la reanimación de una parada cardíaca.

1.15 Limitaciones de la Oximetría de Pulso

Los equipos de oximetría de pulso son fiables cuando los valores están por encima del 80% de saturación de oxígeno, cuando está por debajo de este valor es propenso a errores, así como también, en específicos problemas de salud, iluminación, contrastes, interferencias, entre otros.

1.15.1 Factores que afectan la liberación de oxígeno a las células.

Cantidad de hemoglobina

Para detectar clínicamente cianosis se necesitan 5 mg de desoxihemoglobina por decilitro, en pacientes con hemoglobina normal, ello corresponde a la saturación de oxígeno arterial de 80% aproximadamente. En un procedimiento anestésico cuando se reconoce este dato puede ser muy tarde y el anestesiólogo tendrá que reanimar energicamente a su paciente. En la práctica diaria la oximetría de pulso ha permitido detectar la desaturación antes que el propio anestesiólogo lo advierta.

Anemia

El oxímetro de pulso aporta una estimación no invasiva de SpO₂ de la hemoglobina, esta variable está directamente relacionada con el contenido del oxígeno en sangre arterial. La anemia en un paciente con hemoglobina

de 5 g/dl es un estado de gasto cardíaco alto y el contenido arterial de oxígeno puede ser de 8 Vol. % y su saturación de oxígeno de la hemoglobina puede ser de 97%, esto representa una sobre estimación de la oxigenación por parte de la oximetría de pulso.

1.15.2 Perfusión tisular

Hipoperfusión

Los oxímetros miden la SpO_2 al pasar la luz en un lecho tisular pulsátil; por ello, los factores que modifican la naturaleza pulsátil de la corriente sanguínea por las arteriolas, así como, la presión de riego sanguíneo y vasoconstricción pueden modificar la señal. Los oxímetros son fiables incluso en dedos que tienen presión arterial de 30 mmHg en presencia de vasodilatación y el umbral se eleva a 60 mmHg en vasoconstricción.

Las manifestaciones más sutiles de pérdida de presión son registradas en el pulso, y es la oximetría la que depende precisamente de la intensidad de un pulso, sino no se registra la suficiente presión en la arteria distal del dedo, las condiciones de monitoreo de la oximetría de pulso cambian, es posible que el equipo marque que la señal que registra el oxímetro de pulso sea baja porque en realidad la presión de perfusión periférica ha disminuido.

Una vez que se presenta un evento de hipoperfusión, disminución del flujo de sangre que pasa por un órgano, la oximetría de pulso es descartada como método de monitoreo. Sin embargo, los cambios más rápidos de un evento de hipoperfusión se dan en el pulso y en vez de descartarla debería ser tomada como un dato de hipoperfusión de una manera temprana.

El análisis de la morfología de la curva de pletismografía, registro de variaciones del flujo arterial y venoso a nivel de los plexos dérmico, no solamente representa un dígito para ver la oximetría de pulso, también representa cambios en su morfología porque si una curva que disminuye de tamaño puede indicar que la contractilidad ha disminuido, la curva inclinada indica vasodilatación periférica, o una curva irregular puede que no sea un artefacto de movimiento y sea una arritmia cardíaca. La baja en la perfusión sanguínea se manifiesta con un descenso del pulso y como

consecuencia se manifiesta en un descenso de la curva y dígito de la oximetría de pulso.

El pulso es reflejo del gasto cardíaco y su estudio debe acompañar a la oximetría de pulso para determinar si la señal baja es correlacionada con la disminución de la presión del pulso. En cuanto a los equipos de oxímetros de pulso, trabajos recientes evalúan la capacidad de los oxímetros de pulso en presencia de hipoperfusión, hipotermia y movimientos.

1.15.3 Factores que afectan el monitoreo con oximetría de pulso

Movimiento

Las crisis de desaturación de SpO_2 menor de 85% durante más de 30 segundos son más frecuentes en lactantes y neonatos. Cualquier movimiento en estos niños, son causa frecuente de lecturas inadecuadas. Aumentar la fiabilidad y veracidad de los oxímetros durante el movimiento e hipoperfusión mejorará la calidad en los cuidados y la necesidad de gases arteriales. Esta variable de movimiento en el traslado de los pacientes en vehículos terrestres, aéreos e incluso dentro del hospital puede cambiar la SpO_2 en pacientes críticos que tienen cifras limítrofes de oxigenación. En el traslado intra-hospitalario de los pacientes, el 90% se desaturan y la cianosis sólo se manifiesta en la mitad de los pacientes.

Sitio de colocación del sensor

El tiempo en detectar la SpO_2 es diferente, en la oreja puede ser de 10 segundos, en un dedo de la mano puede ser de 30 segundos y posiblemente más tardado en los dedos de los pies. Esto cobra importancia en el tiempo de intubación difícil si se produjo desaturación, debido a que si se logra la intubación la SpO_2 puede seguir bajando o tardar en aumentar debido al tiempo que toma el gasto cardíaco en perfundir nuevamente los tejidos, y es aquí donde se sugiere el apoyo de otro equipo de monitoreo que apoye a la oximetría de pulso como la capnografía, estetoscopio y el monitoreo clínico.

Interferencias

Casi todos los oxímetros tienen una exactitud de $\pm 3\%$ cuando la SpO_2 supera el 70%. Por lo tanto, los oxímetros pueden sobre estimar la SpO_2 , es decir, cifras de lectura mayores a las reales, y puede ocurrir el caso contrario subestimar la SpO_2 , es decir cifras inferiores a las reales.

La exactitud del oxímetro de pulso disminuye por factores de la enfermedad, como en las cardiopatías congénitas cianógenas. Por lo tanto, los gases arteriales ayudaran a correlacionar estos datos.

Otras hemoglobinas

Carboxihemoglobina, en pacientes quemados puede elevar su nivel en sangre, lo mismo sucede en los que sufren intoxicación por monóxido de carbono. La carboxihemoglobina tiene casi la misma absorbancia que la oxihemoglobina en 660nm, y puede sobreestimar las lecturas mayores a las reales de la SpO_2 .

Metahemoglobina es una fracción no funcional de la hemoglobina que le da a la sangre color chocolate. Su absorbancia es de 660 a 940 nm, por lo que puede interferir en el rojo e infrarrojo. La acción de este tipo de hemoglobina se da en los pacientes como una forma hereditaria, por acción de fármacos que producen metahemoglobinemia como la nitroglicerina, óxido nítrico, prilocaína y benzocaína. La SpO_2 disminuye a menos de 85%.

Colorantes

El azul de metileno y verde de indocianina que se utiliza en cirugía urológica, disminuyen la SpO_2 porque tienen la misma absorbancia que la oxihemoglobina, sin embargo, el tiempo de recuperación de la SpO_2 es rápido, se da hasta después de dos minutos después de la inyección del colorante.

Esmalte de uñas

El color rojo, negro y verde, pueden causar errores en la lectura de la SpO_2 , debido a que alteran la absorbancia lumínica e interfieren con las dos longitudes de onda. Las micosis también pueden interferir con la lectura de la SpO_2 .

Pigmentación de la piel

Se puede sobre estimar la relación SpO_2 y SaO_2 durante la hipoxia, en personas de tez oscura. Se ha reportado un margen de error de +3 a +5% en pacientes negros. Por ello es importante tomar en cuenta las mediciones que se dan en pacientes con este tipo de tez.

Otros factores de interferencia

Los factores extrínsecos pueden interferir con las lecturas de la SpO_2 , las dividimos en dos, las que provienen del exceso de ruido, luz ambiental, ruidos cinéticos y electrocauterio. También, los que ocasionan una señal baja como estados de hipoperfusión y colocación inadecuada del sensor. El exceso de luz, la luz fluorescente como la de xenón y las lámparas radiantes de las cunas térmicas, pueden hacer que se observe la SpO_2 normal y por lo tanto sobre estimar la oxigenación.

1.16 Áreas de Aplicación

Quirófano, Unidad de Cuidados Intensivos, Urgencias, Hospitalización, Salas de Partos, Neonatología, Cirugía Ambulatoria, entre otras, son áreas comunes de utilización del oxímetro de pulso. Algunas de las aplicaciones en medicina de estos equipos son: monitoreo de oxigenación y regularidad del ritmo del pulso cardíaco; monitoreo del estado cardio-respiratorio de pacientes en sala de emergencia, durante anestesia general, cuidado post-operatorio y cuidado intensivo; durante el transporte de pacientes, especialmente fuera del hospital; análisis de pacientes pediátricos donde el acceso vascular (arterial) puede ser difícil; para limitar la toxicidad límite del oxígeno en neonatos prematuros; oximetría fetal, etc.

Se ha incorporado la oximetría de pulso como monitor básico e indispensable en las unidades de cuidados intensivos, donde tiene una amplia aplicación, en especial en el ajuste de oxígeno inspirado durante la separación de la ventilación artificial mecánica, en la prueba de niveles diferentes de presión positiva al final de la espiración, relación I:E inversa u otros ajustes ventilatorios, así como en el monitoreo circulatorio.

Se recomienda su uso en el monitoreo durante procedimientos radiográficos, en la cardioversión, hemodiálisis, broncoscopia, endoscopia gastrointestinal, aspiración

traqueo-bronquial y otros procedimientos invasivos. Es particularmente precisa en el seguimiento de la saturación de oxígeno en pacientes que presentan hipoxemia leve a moderada (saturación de oxígeno mayor de 75 %) pero sin hipoperfusión o hipertensión intensas. Recientemente se está utilizando en la realización de test clínicos como por ejemplo, test de Allen para el cateterismo de la arteria radial.

Varios estudios reportan que la oximetría de pulso disminuyen el número de determinaciones de gases sanguíneos arteriales realizados en los pacientes de las UCI, pero se carece de estudios que demuestren un efecto sobre los resultados del enfermo, además no puede considerarse un sustituto completo de la valoración de los gases arteriales, debido a la falta de determinaciones de PCO_2 y PH, pero también por la imprecisión en la relación entre los PO_2 y la saturación de oxígeno cuando esta última está por debajo de 90 a 95%.

Hipoxemia postoperatoria

Los pacientes con función pulmonar normal bajo anestesia general para cirugía abdominal, el 50% mostraron atelectasia pulmonar por tomografía y la PaO_2 y la SO_2 disminuyeron. La hipoxemia postoperatoria, se trata en un inicio con permeabilizar la vía aérea, oxígeno suplementario y observación cercana.

La hipoxemia no reconocida no se trata y por lo tanto ocurren los eventos trágicos. Con el advenimiento de la oximetría de pulso aumentó notablemente el reconocimiento de la hipoxemia perioperatoria. Un 14% de los pacientes en la unidad de cuidados postanestésicos tiene episodios de desaturación a menos de 90% detectado por oximetría de pulso.

La anestesia residual

El paciente con relajación muscular residual por relajantes musculares, no muestra temblor post-anestésico, por lo tanto en estos pacientes el movimiento no interfiere con la oximetría de pulso, esto justifica que el oxímetro de pulso deba ser utilizado en todos los pacientes en la sala de recuperación post-anestésica. La anestesia residual profunda ocasiona obstrucción parcial de la vía respiratoria, hipoventilación, volúmenes respiratorios bajos, tos ausente, todo esto altera la V/Q y promueve la atelectasia con hipoxemia.

Arritmia cardíaca

La arritmia cardíaca puede detectarse con el oxímetro de pulso, si partimos que la oximetría de pulso es un reflejo de la actividad cardíaca, entonces las alteraciones de la actividad eléctrica pueden ser observadas en la oximetría de pulso. Los siguientes trazos muestran como la morfología de la curva de pletismografía cambia si hay una arritmia cardíaca, podremos no saber qué arritmia en específico tiene pero sí podemos saber que se encuentra el paciente en arritmia cardíaca y hasta cierto punto inferir qué arritmia cardíaca pudiera presentar el paciente.

Finalmente, la SpO_2 puede ser de utilidad en el paciente en estado crítico fundamentalmente para proporcionarnos datos de su evolución en tiempo real. Sin olvidar, que entre más desciendan las lecturas de SpO_2 por abajo del 94%, su concordancia con la SaO_2 disminuirá cada vez más, ya que después de estos niveles, y debido a la forma de la curva de disociación de la hemoglobina una disminución importante en la PaO_2 se traducirá en una disminución discreta en la lectura de la SpO_2 .

Por todos los aspectos citados y algunos más, es que vale la pena conocer cómo es que funcionan estos monitores, así como cuáles son sus ventajas y limitaciones, para poder entender e interpretar los datos que nos proporcionan, de manera consiente y profesional.

CAPITULO 2

HARDWARE

2.1. Introducción

Para el diseño de hardware del Pulsioxímetro se deben considerar algunos parámetros, entre ellos, los siguientes: el tipo de sensor a utilizarse con sus respectivas características; el acondicionamiento necesario para lograr una óptima polarización de los leds del sensor, utilizando el microprocesador y un potenciómetro digital; a su vez, la aplicación de amplificadores y switches digitales como parte del proceso de manejo de leds; el desarrollo de una importante fase de filtrado con la que se alcanzará la nitidez necesaria para la Onda Pletismográfica (señal con frecuencias menores a 4Hz); y la etapa final, que consta de la suma de señales con la utilización de un amplificador instrumental alcanzando la Onda Pletismográfica ideal.

El diagrama de bloques de la Figura 2.1 da una pauta de este capítulo.

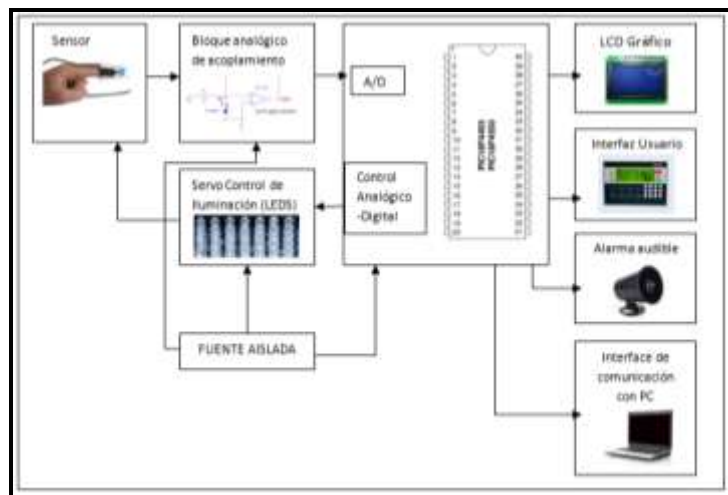


Figura 2.1: Diagrama de bloques de Hardware

2.2. Descripción del sensor

El sensor que se utiliza para encontrar la saturación de oxígeno, el pulso cardiaco y onda pletismográfica, está compuesto por dos leds, de dos longitudes de ondas diferentes. Uno de ellos deberá tener una longitud de onda aproximada de 660nm que corresponde al espectro de rojo, y otra de 905nm, que pertenece al espectro de infrarrojo. Además, se necesita de un fotodiodo para captar las variaciones en voltajes que se presentan por la absorción de la luz en el lugar donde se aplique el sensor.

Para esta investigación es importante conocer que la longitud de onda provocada por la luz roja es absorbida, en mayor manera, por ciertas moléculas de oxihemoglobina. Mientras que la longitud de onda infrarroja es absorbida por moléculas de desoxihemoglobina o hemoglobina reducida.

En el diseño de este proyecto se optó por un sensor DS-100A de la compañía NELLCOR-COVIDIEN (Figura 2.2). Este sensor cuenta con un conector DB9 que facilita el procesamiento de datos, además de ser el más conocido en nuestro medio.



Figura 2.2: Nellcor Durasensor Finger Clip Sensor Model DS-100A

Fuente: <http://www.medical-supplies-equipment-company.com/product/ppf/id/17852/new_prod_full.asp> [Consultado: 17-abril-2012]

La distribución de pines del sensor NELLCOR DS-100A es la mostrada en la figura 2.3.

Connector end Pin	Pin Name	Description
9	Phototransistor Cathode	Green Wire
5	Phototransistor Anode	White wire; phototransistor detects level of IR and/or red light transmitted through the finger
7	Shield	Cable shield, connects to copper shield over the photo transistor.
2	Led 1	Red Wire; anode of the IR LED, cathode of the RED LED.
4	Led 2	Black wire, cathode of the IR LED, anode of the red LED.

Figura 2.3: Nellcor Pulse Oximeter Probe Pinout

Fuente: <http://pinouts.ru/PortableDevices/nellcor_pulse_pinout.shtml> [Consultado: 17-abril-2012]

Las características técnicas del sensor se muestran en la Figura 2.4.

Tipo	Valores
Intervalos de medición	
Intervalo de saturación de SpO ₂	De 1% a 100%
Intervalo de Frecuencia del pulso	De 20 a 250 latidos por minuto (lpm)
Intervalo de perfusión	De 0,03% a 20%
Exactitud de las medidas	
Exactitud de frecuencia de pulso	De 20 a 250 latidos por minuto (lpm) +/- 3 dígitos
SpO ₂ exactitud de saturación	Del 70% al 100% de +/- 2 a +/- 3 dígitos
Intervalo de Funcionamiento y disipación	
Longitud de onda de luz roja	Aproximadamente 660 nm
Longitud de onda de luz infrarroja	Aproximadamente 900 nm
Potencia de salida óptica	Menos de 15 mW
Disipación de Alimentación	52,5 mW

Figura 2.4: Especificaciones Técnicas de Sensor Nellcor

Fuente: Nellcor™ Sistema respiratorio adjunto de monitorización de pacientes

<<http://www.covidien.com/imageServer.aspx/doc261834.pdf?contentID=35934&contenttype=application/pdf>> [Consultado: 17-abril-2012].

Como se indicó anteriormente el sensor DS100A, tiene diodos que emiten una longitud de onda de 660nm y 905nm, tal como lo hace el sensor óptico “Elm-4003” de la empresa “Measurement Specialities”. Por lo tanto se tomará como referencia las características técnicas del mismo (Figura 2.5).

RED 660nm							
Parameter @ 25°C	Symbol	Conditions	Min.	Typ.	Max.	Absolute	Unit
Forward Voltage	V_f	$I_f=20\text{mA}$		1.85	2.30		V
Reverse Voltage	V_{B_r}	$I_{B_r}=10\mu\text{A}$	3.0				V
Reverse Current	I_r	$V_r=3\text{V}$			100		μA
Radiated Power	P_o	$I_f=20\text{mA}$	25				mW
Peak Wavelength	λ_p	$I_f=20\text{mA}$	657	660	663		nm
Spectral Bandwidth	$\lambda\Delta$	$I_f=20\text{mA}$		20			nm

INFRARED 905nm (ELM-4003)							
Forward Voltage	V_f	$I_f=20\text{mA}$		1.20	1.40		V
Reverse Voltage	V_{B_r}	$I_{B_r}=10\mu\text{A}$	5.0				V
Peak Wavelength	λ_p	$I_f=20\text{mA}$	900	905	910		nm
Spectral Bandwidth	$\lambda\Delta$	$I_f=20\text{mA}$		70			nm
Radiated Power	P_o	$I_f=20\text{mA}$	≥ 0.6	1			mW

Figura 2.5: Características técnicas de “ELM-4003”

Fuente: Emitter Assembly ELM-4000 Series

< http://www.meas-spec.com/downloads/ELM_4000_Series.pdf > [Consultado: 17-abril-2012].

2.3. Polarización de LEDS

Debido a la conexión interna de los leds rojo e infrarrojo dentro del sensor (Figura 2.6) se debe elaborar una fase de polarización teniendo en cuenta que éstos deben prenderse alternadamente, para que el fotodiodo logre captar ambas señales emitidas.

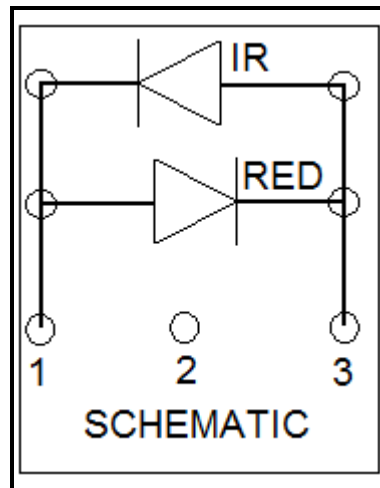


Figura 2.6: Esquema de un sensor óptico “Elm-4003”

Fuente: Emitter Assembly ELM-4000 Series

< http://www.meas-spec.com/downloads/ELM_4000_Series.pdf > [Consultado: 17-abril-2012].

2.3.1. Microcontrolador

Sobre el microcontrolador, como parte del hardware, son necesarios para la transmisión de datos del Potenciómetro Digital, específicamente los pines SCK, SDO y la salida digital RB5:

- SCK es el clock que funcionará de manera continua en la transmisión de datos.
- SDO transmite los datos que serán aplicados al potenciómetro digital. Los datos son voltajes que van desde los 0V hasta los 5V y van aumentando cada 46 milisegundos.
- RB5 como salida digital que activará el CS del potenciómetro digital para la transmisión de datos. Habrá que notar que éste se activa a cero para la transmisión, y vuelve a uno cuando termina de hacerlo.

2.3.2. Señales PWM

Estas señales son necesarias para la polarización de los leds, dado que el sensor tiene únicamente un receptor y dos leds de emisión, se necesita realizar la recepción alternadamente. Se necesita entonces elaborar un sistema en el que se active un led a la vez, para que se recpte la información correctamente.

Estas señales PWM se realizaron mediante un Potenciómetro Digital y una subrutina elaborada para el mismo. La subrutina realiza la emisión de distintos voltajes al potenciómetro digital dual, el mismo que tiene como objeto dar el resultado de la señal PWM.

2.3.3. Potenciómetro Digital

Se realiza mediante firmware; se envían varios voltajes desde el SDO del microcontrolador. Estos voltajes van desde 0V hasta 5V, y aumentan cada 46ms; pero estos voltajes se pierden a través del potenciómetro digital ya que existe pérdida significativa de corriente, por lo que los voltajes de salidas que obtenemos son de 0V hasta 1,4V. Este aumento de voltaje se da para asegurar el testeo de diferente pigmentación de piel, ya que la absorción de luz varía dependiendo de ésta. La Figura 2.7 muestra el integrado con su respectiva distribución de pines.

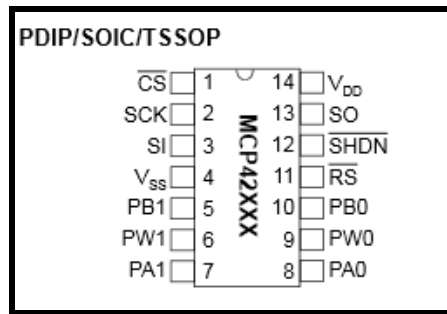


Figura 2.7: MCP42010 Distribución de pines.
 Fuente: Single/Dual Digital Potentiometer with SPI™ Interface
<http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/microchip/11195c.pdf>
 [Consultado 19-may-13]

El Integrado que se utiliza es el MCP42010; éste cuenta con dos potenciómetros. La descripción de pines se da a continuación:

- PA0, PA1: son los terminales “A” de conexión del potenciómetro;
- PB0, PB1: son los terminales “B” de conexión del potenciómetro;
- PW0, PW1: son las salidas de los potenciómetros;
- CS: es utilizado para ejecutar un nuevo comando luego de haber cargado el registro a enviarse;
- SCK: es el pin de reloj que sincroniza la carga de datos que serán enviados cuando el CS se encuentre en flanco de bajada;
- SI: en este pin se realiza la transmisión de datos, ayudado del SCK y del CS.

El esquema que se utiliza se encuentra en la Figura 2.8, donde las salidas son: PWM1 Y PWM2.

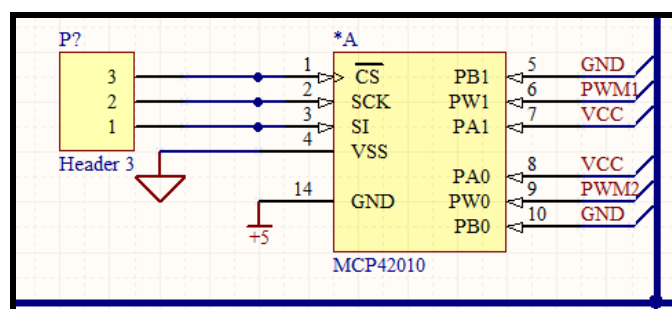


Figura 2.8: Esquema MCP42010

2.4. Amplificador

En la etapa de amplificación, como su nombre lo indica, se necesita amplificar la salida del potenciómetro digital, ya que ésta proporciona valores de voltaje en milivoltios; esto se realiza mediante el amplificador operacional LM741, con una

ganancia de 10 amplificamos la señal para pasar a la etapa de conmutación y polarización.

2.4.1. Definición

LM741, es un amplificador operacional que consta de dos entradas y una salida. La salida es la diferencia de las dos entradas multiplicadas por una ganancia G . El amplificador diferencial ideal tiene una ganancia, impedancia y ancho de banda infinito, impedancia nula y ningún ruido.

2.5. Switches para Polarización

El método de conmutación utilizado se realizó mediante switches análogos, al igual que los transistores en configuración push pull. Las señales obtenidas a la salida del potenciómetro digital, cuyo funcionamiento se mencionó anteriormente, se envían al switch analógico que es el que activa los transistores en modo push pull, permitiendo utilizar sólo dos conductores para encender los Leds, los cuales están conectados en paralelo, ánodo a cátodo.

Los transistores se encienden de tal forma que sólo pueda conducir uno de ellos, y esto se debe a que la señal pulsante que sale del potenciómetro digital está desfasada y hace que los switches analógicos sean también pulsátiles; es por esto que los transistores van a funcionar de manera alternada, haciendo que se encienda el rojo cuando Q1 y Q4 estén conduciendo; y cuando Q2 y Q3 estén conduciendo, funcionará el infrarrojo. Las resistencias conectadas a las bases de los transistores simplemente evitan que los transistores queden flotando cuando el switch análogo queda abierto.

2.5.1 Switches analógicos CD4066

El circuito integrado CD4066 posee en su interior 4 interruptores bilaterales los cuales son controlados digitalmente por 4 terminales de control. El CD4066 puede manejar señales análogas y digitales. Características:

- Puede conmutar, multiplexar señales análogas y digitales.
- Soporta el conmutado de señales de hasta 20v.
- Maneja señales de hasta 40Mhz.
- Temperatura: -65°C - 150°C
- Voltaje de operación típico 3.3v a 18vdc

- Tecnología: CMOS
- Encapsulado: DIL 14 SOP 14
- Fabricantes: Texas instruments, Philips, Intersil.

La operación del CD4066 es muy simple. Tenemos 4 interruptores bilaterales; esto quiere decir que no importa si se coloca la señal a la entrada o a la salida. El resultado será el mismo. Por otro lado tenemos los terminales de control, uno por cada interruptor, lo que obviamente nos da 4 terminales de control.¹⁵

2.5.2 Configuración Push Pull

Este amplificador se llama amplificador en contrafase, o amplificador Push-Pull. Cada grupo se encarga de amplificar una sola fase de la onda de entrada. Cuando un grupo entra en funcionamiento el otro entra está en corte y viceversa. (Figura 2.9)

Cuando la señal de entrada es grande y lo que se desea es ampliar la capacidad de entrega de corriente, se utiliza un amplificador contrafásico o push-pull. El transistor Q1 tendrá polarización directa en los semiciclos positivos y a través de RL aparecerá una señal que sigue a la entrada. En los ciclos negativos el transistor Q1 se pone en corte y no aparecerá señal en la salida. El transistor Q2 tendrá polarización directa en los semiciclos negativos y a través de RL aparecerá una señal que sigue a la entrada. En los ciclos positivos el transistor Q2 se pone en corte y no aparecerá señal en la salida.¹⁶

¹⁵ CD4066 Fuente: <http://www.sharatronica.com/cd4066.html> [Consultado 10-may-13]

¹⁶ Amplificador Push Pull o Amplificador Contrafásico <www.unicrom.com/Tut_push-pull.asp> [Consultado 11-may-13]

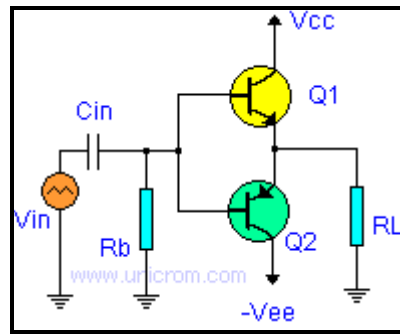


Figura 2.9: Transistor en configuración Push Pull.
 Fuente: Amplificador Push Pull o Amplificador Contrafásico
http://www.unicrom.com/Tut_push-pull.asp
 [Consultado 12-may-13]

2.6 Filtrado de Señal

La onda de señal pletismográfica tiene una frecuencia pasabanda de aproximadamente 0 a 3,6 Hz. Por ello para lograr filtrar una onda de esta magnitud, que se encuentra expuesta a la frecuencia de red eléctrica de 60 Hz y a ruido provocado por luz ambiental, se procede a diseñar un circuito de amplificado y filtrado.

Para encontrar la frecuencia de corte partimos de la fórmula:

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

A continuación, se muestra la tabla 1, en la que constan distintos cálculos que se realizaron para encontrar la mejor opción para la frecuencia de corte. Se puede apreciar una variación principalmente en condensadores, esto se debe a que experimentalmente la curva que se obtuvo a la frecuencia inicial de 3,6 Hz, no fue la mejor. Al agregar condensadores en paralelo, la curva fue mejoró en cuanto a disminución de ruido en la señal; siendo la frecuencia de corte más óptima 1,8Hz.

Frecuencia de Corte (Hz)	Condensador (Exp-12)	Resistencia (KΩ)
3,6	224 (2)	100
1,8	224 (4)	100
1,2	224 (6)	100

Tabla 1: Cálculos de Frecuencia de Corte

Conversor Corriente-Voltaje: Dado que la corriente del fotodiodo es pequeña es conveniente utilizar un convertidor corriente-voltaje. En la Figura 2.9, se indica un esquema típico de conversor de corriente a voltaje; aquí se puede observar que la resistencia R_f será la encargada de proporcionar la ganancia para lograr un voltaje óptimo de manejo. La corriente que produce el fotodiodo es de aproximadamente 0 a 0,14mA. Utilizamos una resistencia de 100k para lograr un voltaje de 1,4V.

En el esquema mostrado en la Figura 2.10 se puede observar que a la entrada de los amplificadores se tiene un grupo de resistencias que dará un offset necesario para lograr una corriente de polarización, activando dos conversores de corriente a voltaje formados por los amplificadores operacionales TL084; los cuales toman como entrada el fotodiodo designado en los pines 2 y 3 del sensor de saturación. Por otro lado se observa una serie de condensadores colocados en paralelo a la resistencia R_f , éstos se colocan con la finalidad de filtrar la señal. Luego de lograr la conversión de estas dos entradas se realiza una suma de señales, esto mediante un amplificador de instrumental AD620.

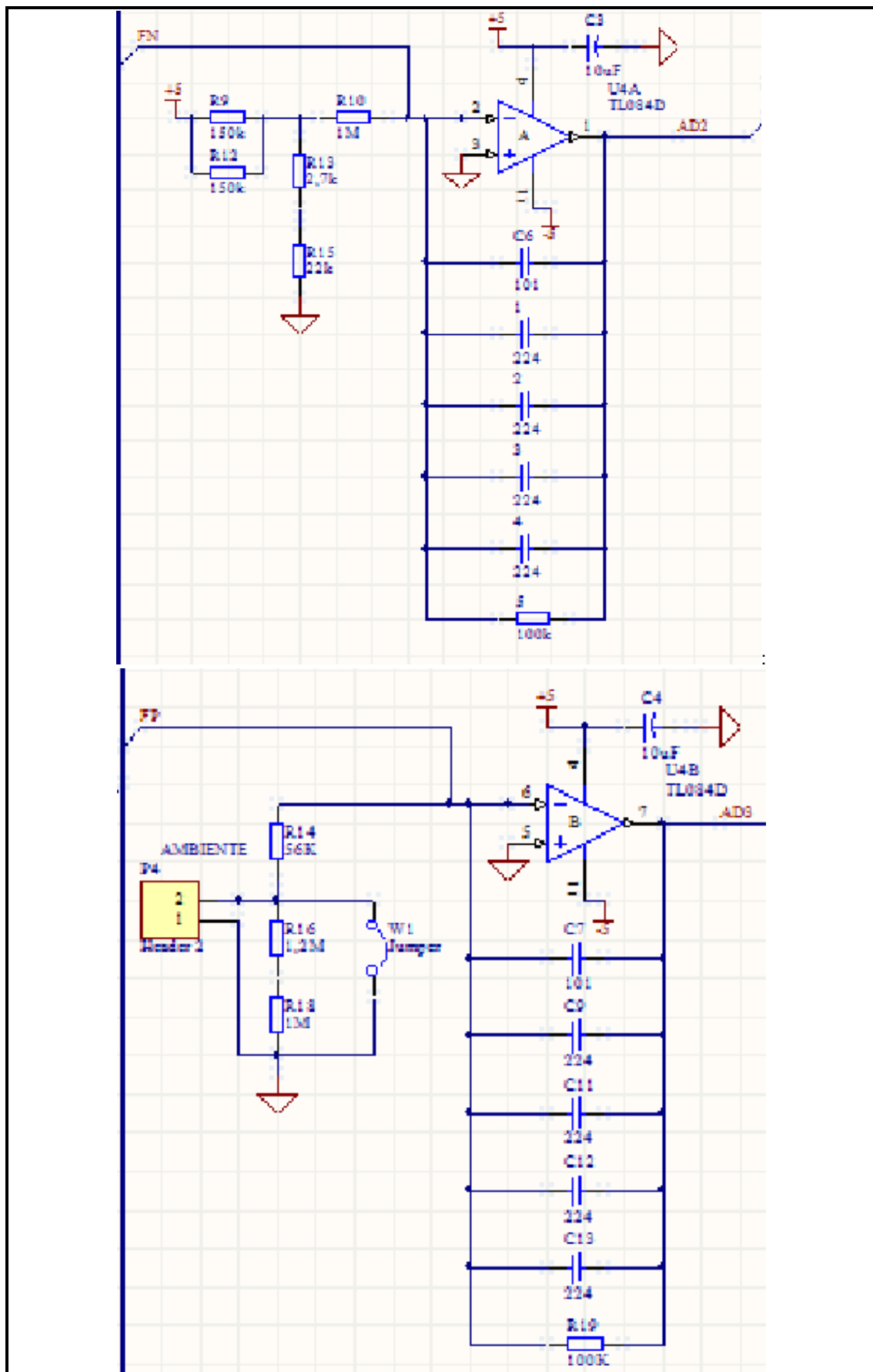


Figura 2.10: Esquema de Conversor Corriente-Voltaje

2.7 Amplificador Instrumental

En esta etapa utilizaremos un Amplificador instrumental AD-620. Éste recibe las señales de los dos conversores y amplifica toda la señal diferencial. Tiene una ganancia determinada por la resistencia ubicada entre los pines 1 y 8 del amplificador. Cuando el detector entra en funcionamiento, se produce una corriente positiva en AD2 y una corriente negativa en AD3 (Figura 2.11).

A la salida del AD-620 existe un diodo encargado de no permitir el paso de corrientes negativas hacia el microcontrolador. Existe también un filtro pasabajo formado por R17 Y C8, que sirve para rechazar la interferencia creada en la etapa de amplificación.

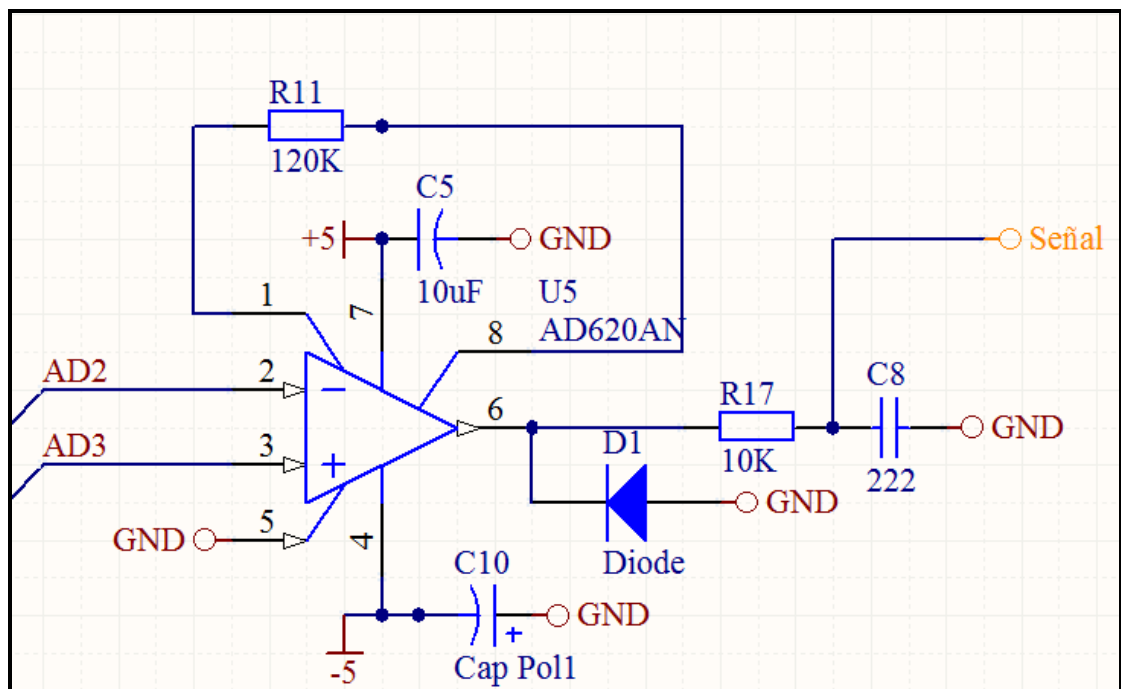


Figura 2.11: Configuración del Amplificador Instrumental AD-620

2.8 Fuente de Alimentación

La fuente de alimentación que necesita nuestro equipo está basada en régimen portátil así como también en régimen alterno. Se tiene un selector de la fuente, portátil o alterna, en vista de que nuestro equipo funciona en ambos regímenes. Seguidamente se explica detalladamente sus características.

En régimen portátil, mediante baterías y un juego de condensadores en serie se divide el voltaje para tener mediante reguladores los voltajes deseados. Para el régimen alterno, es menester un juego de condensadores en serie para dividir el voltaje y poder obtener mediante reguladores, 7812 y 7912, los dos voltajes más altos necesarios; a continuación se necesitan los 7805 y 7905 para tener estos voltajes necesarios para etapas como las de amplificación y alimentación de diferentes integrados; y por último, se requiere el 78M33 que proporciona 3,3 V necesarios para la etapa del LCD gráfico.

2.8.1 Reguladores de Voltaje

Ya sea que nuestro circuito se alimente directamente de la red eléctrica de 110V o que lo haga a partir de baterías, es necesario contar con una etapa encargada de proveer un voltaje adecuado y constante, (Figura 2.12). Dentro de los reguladores de voltaje con salida fija, se encuentran los pertenecientes a la familia LM78xx, donde “xx” es el voltaje de la salida. Éstos son: 5, 6, 8, 9, 10, 12, 15, 18 y 24V, entregando una corriente máxima de 1 Amperio, y soportando consumos pico de hasta 2.2 Amperios. Poseen protección contra sobrecargas térmicas y contra cortocircuitos, que desconectan el regulador si la temperatura de juntura supera los 125°C.

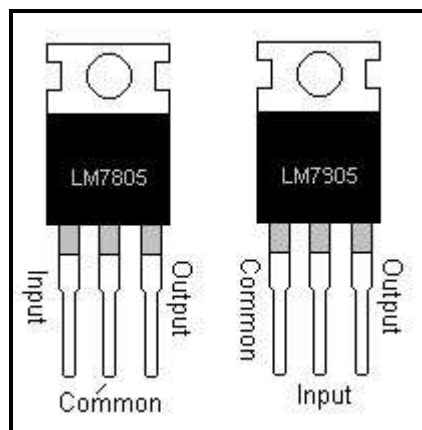


Figura 2.12: LM7805 – LM7905

Fuente: Reguladores de Voltaje <<http://www.neoteo.com/reguladores-de-voltaje>> [Consultado 13-may-13].

Los LM78xx son reguladores de salida positiva, mientras que la familia LM79xx es para voltajes equivalentes, pero con salida negativa. Es decir, un

LM7805 es capaz de entregar 5 voltios positivos, y un LM7912 entregará 12 voltios negativos.¹⁷

2.9 Diseño de Caja de Hardware

La caja de hardware contendrá internamente dos tarjetas; la una correspondiente a la etapa de filtrado y la segunda, a la fuente de alimentación, al microcontrolador y todos sus circuitos complementarios. Además de las baterías necesarias para alimentar el equipo en régimen portátil.

El diseño exterior de la caja como se muestra la Figura 2.13, en su parte frontal contiene:

De izquierda a derecha:

- Conector DB9 hembra, receptor del sensor NELLCORE utilizado para la adquisición.
- Pulsantes necesarios para los distintas instrucciones que realiza el equipo como: Onda pletismográfica, SpO₂, frecuencia cardiaca, alarmas, anomalías y datos significativos.
- LCD Gráfico, que es donde se va a indicar la onda pletismográfica.
- Leds indicadores, para cuando el equipo funcione en régimen portátil o cuando funcione con alimentación de la red.



Figura 2.13: Vista frontal del Equipo

En la parte posterior del equipo (Figura 2.14) se tiene:

De izquierda a derecha:

- Conector USB, para la comunicación con la PC.

¹⁷ Reguladores de Voltaje Fuente: <http://www.neoteo.com/reguladores-de-voltaje> [Consultado 13-may-13]

- Perforaciones necesarias para el sonido de las alarmas.
- Switch utilizado para elegir el régimen de alimentación a utilizar: portátil o alterno.
- Conector para el régimen alterno, en caso de ser necesario.

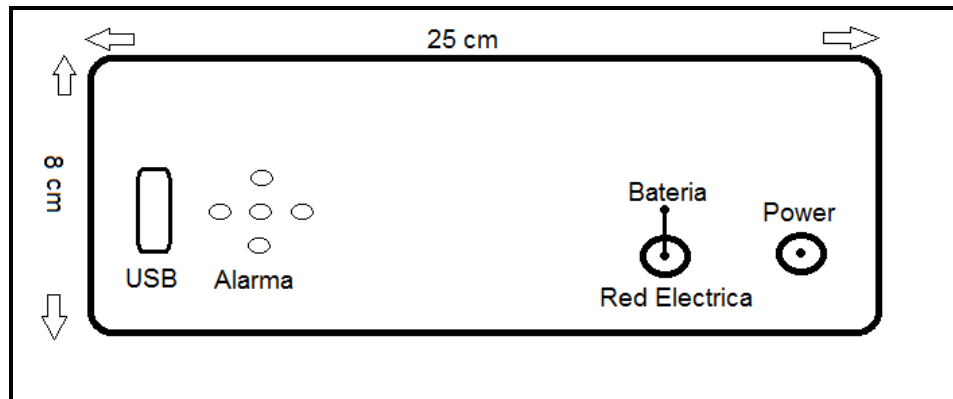


Figura 2.14: Vista Posterior del Equipo

En lo que respecta con las vistas laterales, son llanas como se muestra, en la Figura 2.15.

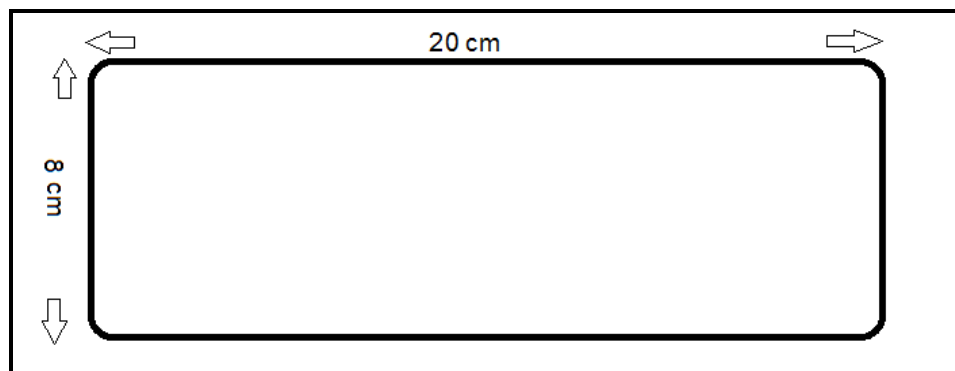


Figura 2.15: Vista Lateral del Equipo (Derecha e izquierda, iguales)

Con respecto a las vistas tanto superior como inferior, también son llanas como se muestran en la figura 2.16.

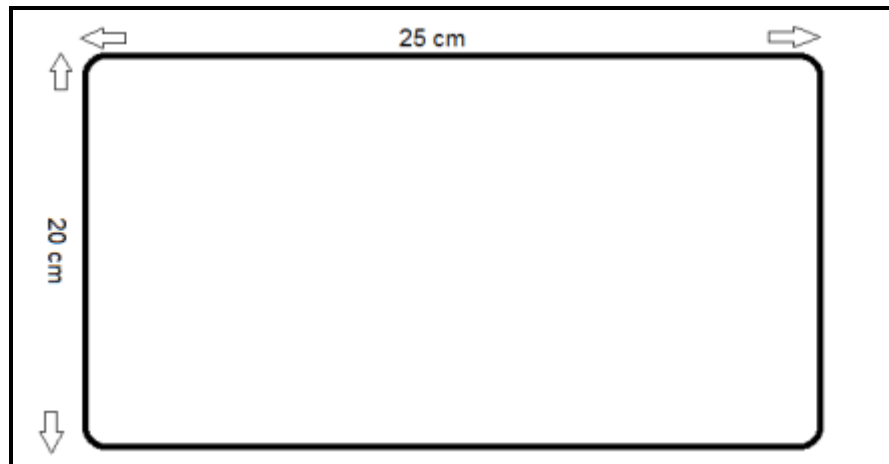


Figura 2.16: Vista Superior del Equipo (Superior e Inferior iguales.)

En la Figura 2.17 se presenta una imagen del equipo completo.

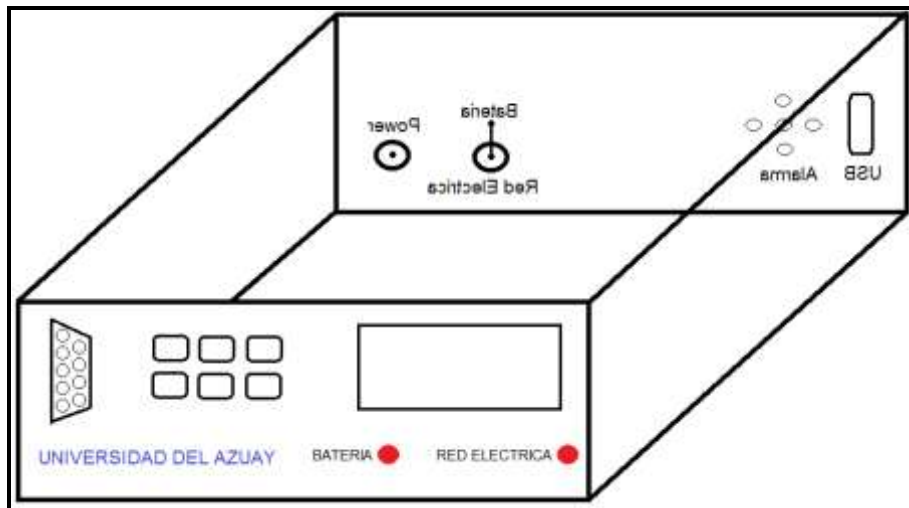


Figura 2.17: Equipo de Oximetría de pulso.

CAPITULO 3

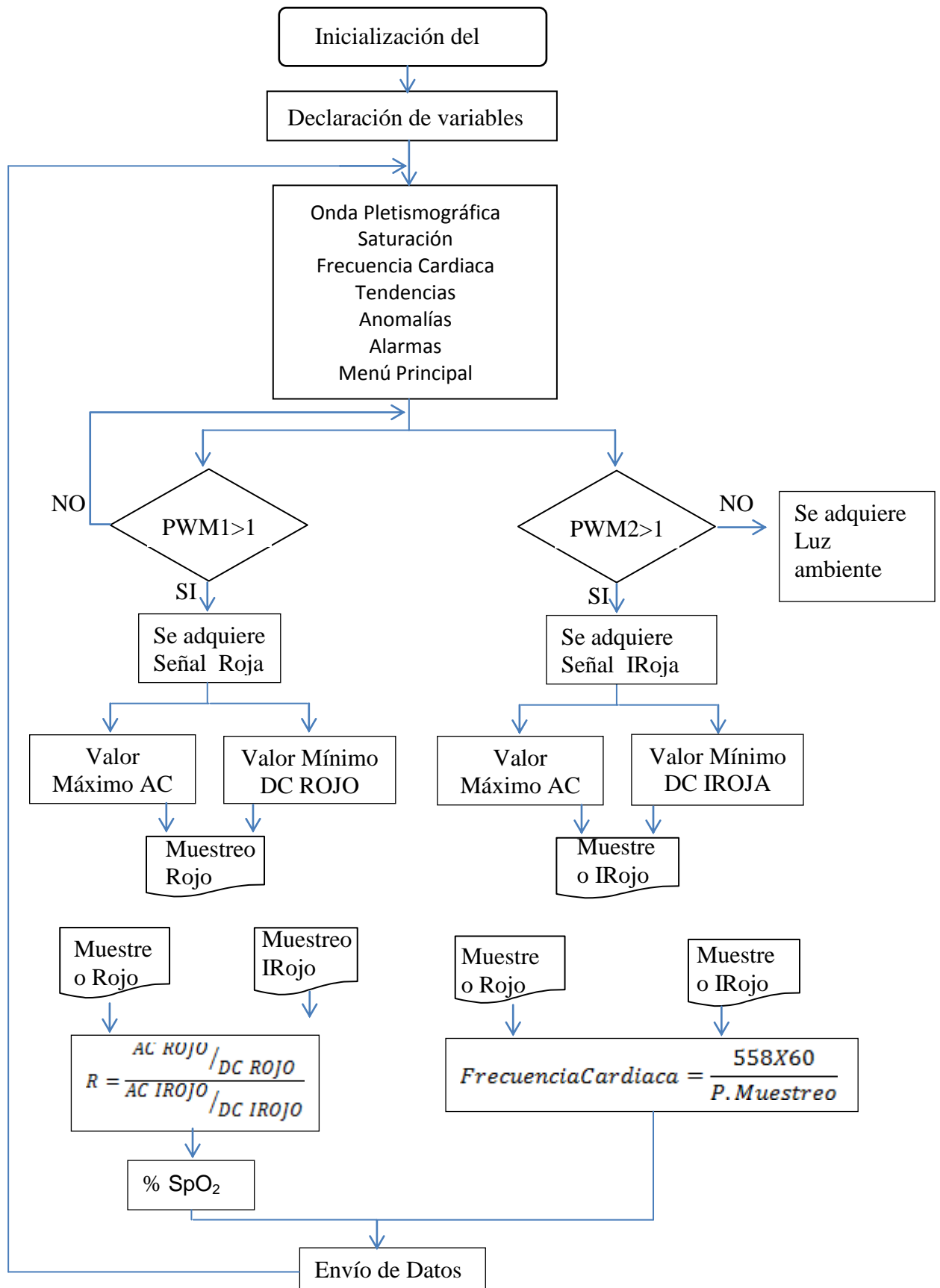
FIRMWARE

3.1. Introducción

El firmware hace referencia a un conjunto de instrucciones de máquina capaces de controlar diferentes circuitos electrónicos y almacenar datos. Este proyecto maneja un microcontrolador 18F4550 con una resolución de 10 bits y un cristal de oscilación de 16Mhz, para desarrollar los fragmentos de código y ciclos de reloj necesarios para visualización de resultados, cálculos, control de hardware, entre otros. El programa que se utiliza para la codificación es Mikrobasic.

3.2. Lenguaje de Programación

El compilador de alto nivel que se utiliza para el desarrollo del código es Mikrobasic, éste utiliza un lenguaje de programación del tipo Basic, para Microcontroladores PIC de Microchip. Mikrobasic pertenece a la empresa Mikroelectrónica y permite diseñar, desarrollar, construir y depurar aplicaciones basadas en PIC. Tiene características particulares como fácil sintaxis, códigos compactos y eficientes. A continuación se muestra el diagrama de flujo del programa.



3.3. GLCD

3.3.1. Definición:

GLCD (Graphic Liquid Crystal Display) es una pantalla formada por pixeles monocromáticos alineados en matrices delante de una fuente de luz. Consumen pequeñas cantidades de corriente; además vienen integradas con una memoria RAM con la misma capacidad del tamaño que se las adquiera (ejemplo 128x64).

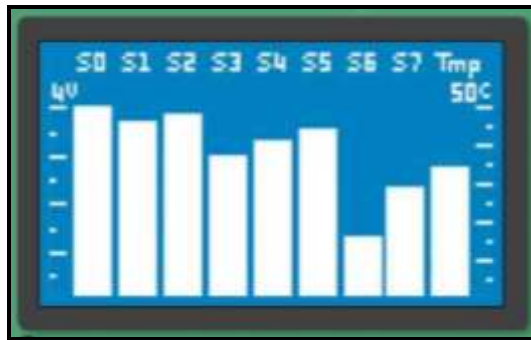


Figura 3.1: GLCD (128X64)

Fuente: GLCD

<http://www.disca.upv.es/aperles/web51/modulos/glcd/resources/esquema_glcd.jpg>

[Consultado 4-junio-13]

El GLCD se conecta con el PIC mediante comunicación SPI. La transmisión SPI (Serial Peripheral Interface) es un método de transmisión mediante el cual se envían y reciben información en paquetes de 8 bits. Este tipo de comunicación es full dúplex debido a que los dispositivos pueden actuar como transmisor y receptor al mismo tiempo. Esta comunicación consta de 3 líneas: una de transmisión, una de recepción y la tercera perteneciente al reloj.

Los dispositivos que intervienen en la comunicación se denominan maestro y esclavo. El primero de ellos es el responsable de iniciar la transferencia de información, además de generar las señales de reloj y control, hacia el esclavo. La línea que controla la información entre estos se llama CHIP SELECT y necesita estar activada para el funcionamiento del esclavo.

A continuación, se indican las líneas que intervienen en la transmisión:

- SCLK, es la línea de señal del reloj generada por el maestro y es la señal sincronizadora.
- MOSI, es la que transporta los datos desde el maestro hacia el esclavo.
- MISO, transporta los datos desde el esclavo hacia el maestro.

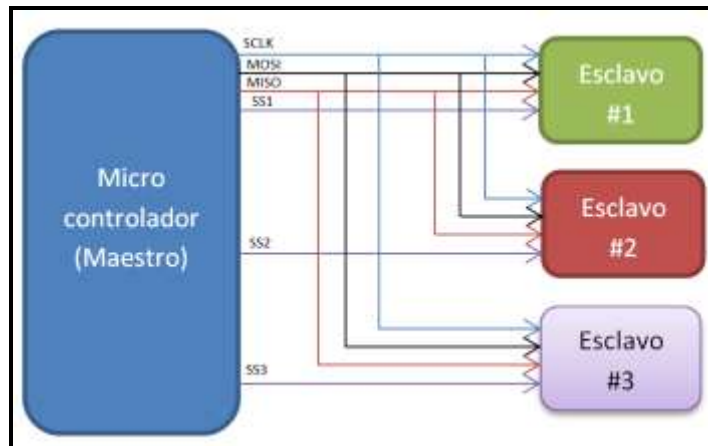


Figura 3.2: Diagrama Maestro-Esclavo mediante líneas de control de transmisión.

El siguiente código muestra la línea de configuración inicial del SPI (Figura 3.3) junto con la inicialización necesario para esta comunicación.

```
Spi_Init_Advanced(MASTER_OSC_DIV64, DATA_SAMPLE_MIDDLE, CLK_IDLE_HIGH, LOW_2_HIGH)
T2CON = %00000100
TMR2 = 0
```

Figura 3.3: Configuración SPI en Mikrobasic

Los pines del GLCD que serán conectados con el Microcontrolador (Figura 3.4) son:

- SCL que va mediante una resistencia al RB1.
- SI mediante resistencia al RC7.
- A0 conectado mediante resistencia a RD0.
- RST mediante resistencia al RD1.
- CS1B mediante resistencia al RD2.

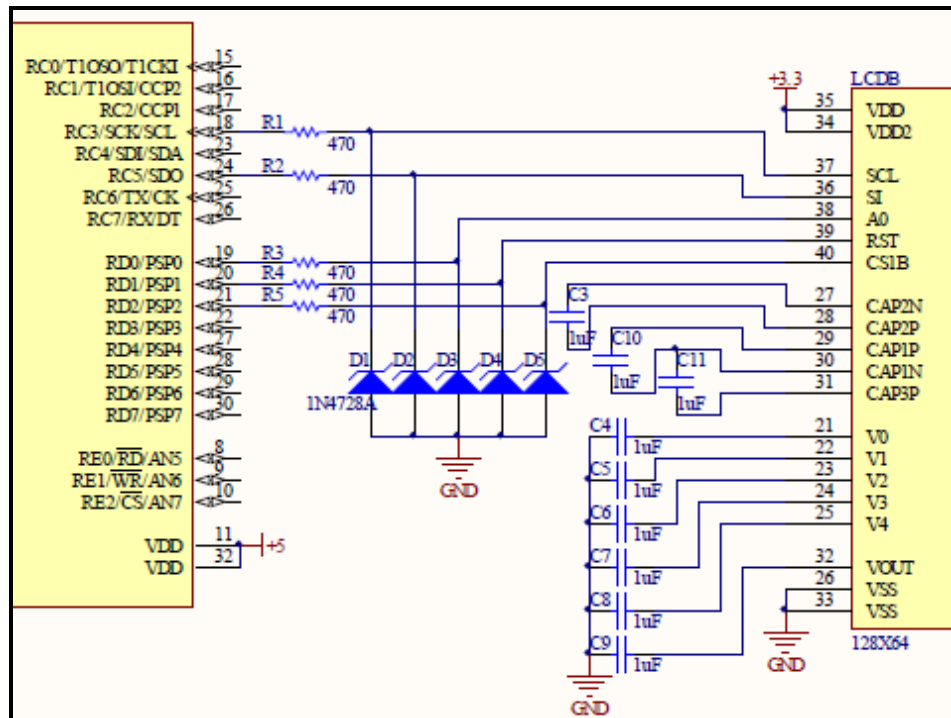


Figura 3.4: Esquema de Conexión Microcontrolador-GLCD

La combinación de resistencias y diodos Zener es el limitante de las líneas de datos del LCD a 3,3 V. La pantalla está trabajando en nuestro caso con una sola fuente de 3,3 V. La conexión entre los pines y los condensadores se describe en detalle en la hoja de datos del LCD.

El pin A0 separa los datos de control y de visualización.

- Cuando A0 pin es bajo: los datos transferidos son los datos de control como la inicialización, cambio de la página y columna.
- Cuando A0 pin es alto: los datos transferidos son los datos que se muestran en la pantalla.

Los datos de visualización permanecen almacenados en la memoria de visualización interna. La estructura y relación entre la visualización de los datos de la memoria RAM y píxeles de la pantalla, se muestra en la Figura 3.5. El display tiene 128 columnas verticales (0 - 127) y 8 páginas horizontales. Cada página cuenta con 8 líneas de D0 a D7. Esto significa que hay 8 píxeles en orientación vertical y están representados por 1 byte. Por lo tanto, el tamaño de la memoria de datos de visualización es $128 \times 8 = 1024$ bytes.

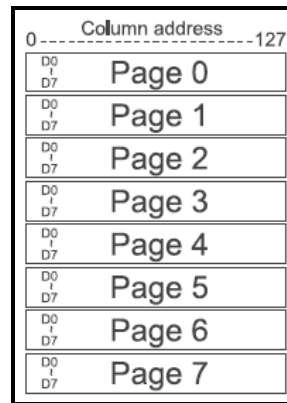


Figura 3.5: Estructura del LCD

Fuente: DOGM GRAFIK SERIE 128X64 PIXEL [Consulado: 2-oct-2012]

Para enviar un dato a escribir en el GLCD se procede de la siguiente manera:

- Reiniciar el Hardware; enviando un flanco de bajada a través de la salida RD1 del PIC, el cual está conectado a la entrada RST del GLCD, como se muestra en la Figura 3.6.

```
Sub procedure ResetHardware()
    PORTD.1 = 0           'Reset (Port D1) to low
    delay_ms(100)
    PORTD.1 = 1           'Reset (Port D1) to high
End Sub
```

Figura 3.6: Reset Hardware

- Inicializar el GLCD; enviando parámetros de configuración inicial para habilitar el GLCD, como se muestra en la figura 3.7.

```
sub procedure Inicializacion()
    PORTD.0 = 0           'A0
    PORTD.2 = 0           'CS

    spi_write($40)         'Display start Line set
    spi_write($A1)         'ADC reverse(Display Ram Adress) 160=revers
    spi_write($C0)         'COM0 - COM63 in normal scan mode
    spi_write($A6)         'Display normal, not mirrored
    spi_write($A2)         'Set Bias 1/9
    spi_write($2F)         'Booster, regulator and follower on
    spi_write($F8)         'Set internal booster to 4x
    spi_write($00)         'Set internal booster to 4x
    spi_write($27)         'Contrast set
    spi_write($81)         'Contrast set
    spi_write($16)         'Contrast set
    spi_write($AC)         'No indicator
    spi_write($00)         'No indicator
    spi_write($AF)         'Display on

    PORTD.0 = 1           'A0
    PORTD.2 = 1           'CS

end sub
```

Figura 3.7: Inicialización GLCD

Fuente: DOGM GRAFIK SERIE 128X64 PIXEL [Consulado: 2-oct-2012]

- Limpiar la pantalla del GLCD; para poder enviar datos al GLCD es necesario limpiar su pantalla, es decir, enviar ceros a cada línea y columna de la pantalla tal como se muestra en el siguiente fragmento de código (Figura 3.8).

```
sub procedure clearDisplay()
  Dim i,y As integer
  PORTD.0 = 1           'A0
  PORTD.2 = 0           'CS

  for y = 0 to 7
    SelectPage(y)
    DisplayColumna(0,0)
    For i = 0 to 127      'write column 0 to 127 with value 0
      Spi_write($00)
    next i
  next y

  PORTD.2 = 1           'CS
  PORTD.0 = 1           'A0
End Sub
```

Figura 3.8: Limpieza del GLCD

Fuente: DOGM GRAFIK SERIE 128X64 PIXEL [Consulado: 2-oct-2012]

- Asignar una fila y una columna inicial; se necesita posicionar el dato a escribir en la pantalla del GLCD, para esto se utilizan dos subrutinas: DisplayColumna y DisplayLine; para luego llamarlas desde el programa principal (Figura 3.9).

```
Sub procedure DisplayColumna(dim columna As Byte,dim columna1 As Byte)
  PORTD.0 = 0           'A0
  Spi_write($10+ columna1) 'Select display column highbyte
  Spi_write(columna)      'Select display column lowbyte
  PORTD.0 = 1           'A0
End Sub

Sub procedure Displaylinie(dim Linie As Byte)
  PORTD.0 = 0           'A0
  Spi_write($40+ Linie)  'Select display start line
  PORTD.0 = 1           'A0
End Sub
```

Figura 3.9: Asignar fila y columna inicial

Fuente: DOGM GRAFIK SERIE 128X64 PIXEL [Consulado: 2-oct-2012]

- Enviar el dato que se desea escribir; una vez asignadas tanto la fila como la columna donde se quiere posicionar el dato, se lo envía por medio del comando Spi_Write. Para enviar todos estos datos al GLCD es necesario activar el modo dato (A0 = 0) y seleccionar por medio del CS el dispositivo esclavo, en este caso el GLCD (Figura 3.10).

PORTD.0 = 1	'A0	Escritura GLCD
PORTD.2 = 0	'CS	
SelectPage(1)		
DisplayColumn(0,0)		
Spi_write(vdato[x])		
PORTD.0 = 1	'A0	
PORTD.2 = 1	'CS	

Figura 3.10: Envío del dato

3.4. Adquisición de Señales

La mayoría de PICs de la familia 18F cuentan con un módulo de conversión analógico/digital (ADC) de 10 bits. Este módulo comprende de varias entradas analógicas multiplexadas, un capacitor de muestreo y retención, y un convertidor analógico/digital de aproximaciones sucesivas.

Todo convertidor ADC requiere voltajes de referencia que determinan el valor de mínima escala (V_{ref-}) y el de plena escala (V_{ref+}), de manera que la conversión de un valor de voltaje analógico V_{in} en el rango de V_{ref-} a V_{ref+} producirá un valor equivalente binario en el rango de 0 a 2^n , donde n es la resolución del convertidor ($n = 10$).

Los registros encargados de controlar el módulo mencionado anteriormente son los registros ADCON: 0, 1 y 2. Estos definirán entradas analógicas, reloj para la conversión, selección de canal de conversión, etc. Mientras que, ADRESH y ADRESL son los registros donde se guardarán los datos de la conversión. Serán cuatro los canales de adquisición que captarán las señales de: luz roja, luz infrarroja, luz ambiente y salida de corriente del Fotodetector.

3.4.1. Registros ADCONx

- ADCON0 (Figura 3.11)

Bits <5:2> combinación binaria para escoger el canal del cual se quiere realizar la adquisición.

Bit <1> bandera de aviso que la conversión está en proceso.

Bit <0> habilita o deshabilita el conversor.

REGISTER 21-1: ADCON0: A/D CONTROL REGISTER 0							
U-0	U-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0
—	—	CHS3	CHS2	CHS1	CHS0	GO/DONE	ADON
bit 7							bit 0

Figura 3.11: Disposición de los diferentes bits del ADCON0
Fuente: PIC18F2455/2550/4455/4550 Data Sheet [Consultado: 2-may-2013]

- ADCON1 (Figura 3.12)

Bit <4:5> permite cambiar el rango de adquisición en el que se va a trabajar. (Ejemplo de 1V a 3V en vez de 0 a 5V)

Bit <3:0> es una combinación de bits con la cual se pueden seleccionar que canales son analógicos y que canales digitales.

REGISTER 21-2: ADCON1: A/D CONTROL REGISTER 1							
U-0	U-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0 ⁽¹⁾	R/W ⁽¹⁾	R/W ⁽¹⁾	R/W ⁽¹⁾
—	—	VCFG0	VCFG0	PCFG3	PCFG2	PCFG1	PCFG0
bit 7							bit 0

Figura 3.12: Disposición de los diferentes bits del ADCON1
Fuente: PIC18F2455/2550/4455/4550 Data Sheet [Consultado: 2-may-2013]

PCFG3: PCFG0	AN12	AN11	AN10	AN9	AN8	AN7 ⁽²⁾	AN6 ⁽²⁾	AN5 ⁽²⁾	AN4	AN3	AN2	AN1	AN0
0000 ⁽¹⁾	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A
0001	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A
0010	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A
0011	D	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A
0100	D	D	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A
0101	D	D	D	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A
0110	D	D	D	D	A	A	A	A	A	A	A	A	A
0111 ⁽¹⁾	D	D	D	D	D	A	A	A	A	A	A	A	A
1000	D	D	D	D	D	D	A	A	A	A	A	A	A
1001	D	D	D	D	D	D	D	A	A	A	A	A	A
1010	D	D	D	D	D	D	D	D	A	A	A	A	A
1011	D	D	D	D	D	D	D	D	D	A	A	A	A
1100	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D	A	A	A
1101	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D	A	A
1110	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D	A
1111	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D

Tabla 3.1: Configuración de control del Puerto A/D
Fuente: PIC18F2455/2550/4455/4550 Data Sheet [Consultado: 2-may-2013]

- ADCON2 (Figura 3.13)

Bit <7> indica si los datos recibidos se justifican a la derecha o a la izquierda.

Bit <5:3> se selecciona el tiempo de adquisición.

Bit <2:0> es el clock del conversor.

REGISTER 21-3: ADCON2: A/D CONTROL REGISTER 2							
R/W-0	U-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0
ADFM	—	ACQT2	ACQT1	ACQT0	ADCS2	ADCS1	ADCS0
bit 7							bit 0

Figura 3.13: Disposición de los diferentes bits del ADCON0
Fuente: PIC18F2455/2550/4455/4550 Data Sheet [Consultado: 2-may-2013]

3.4.2. Código de Adquisición de Datos

En las siguientes figuras se detalla el programa de adquisición de datos por medio del convertidor A/D.

- Primero se configuran los diferentes registros ADCON como se muestra en la Figura 3.14.

```

***** ADC *****
ADCON0 = %00000001    '// ch0, FOSC/32, habilitado
ADCON1 = %11000000    '// right justified
ADCON2 = %10101110
*****

```

Figura 3.14: Configuración registros ADCON

- Se procede a adquirir un dato, para esto primero se configura el puerto de adquisición como salida, y se envía a cero para evitar corrientes parasitas, luego a este puerto se le configura como entrada y mediante el ADCON se habilita el canal correspondiente a dicho puerto para que inicie la conversión analógico digital, como se muestra en la Figura 3.15.

```

TRISA.0 = 0    'AN0 como salida
PORTA.0 = 0    'AN0 a tierra
TRISA.0 = 1    'AN0 como entrada
ADCON0 = %00000001 'Habilito canal AN0
delay_ms(50)

```

Figura 3.15: Configuración de Adquisición de Dato

- Una vez habilitado el canal de adquisición, se inicia la espera de la conversión habilitando el bit 1 del ADCON0 (Figura 3.16), el cual se pondrá automáticamente en 0 una vez terminada la adquisición.

```
ADCON0.1 = 1      'Inicia la espera de conversion
while ADCON0.1 = 1
wend
```

Figura 3.16: Tiempo de espera

- Como se mencionó anteriormente, los registros ADRESH y ADRESL son los encargados de almacenar el dato proveniente de la conversión. Una vez obtenido el dato se pueden realizar las operaciones necesarias para conseguir un voltaje en el rango establecido, tomando en cuenta que al tener 10 bits de resolución la escala irá de 0 a 4096 pasos (Figura 3.17).

```
Volt[i] = ADRESH      'Get 10-bit results of AD conversion
Volt[i] = Volt[i] << 8
Volt[i] = Volt[i] or ADRESL
Volt[i] = Volt[i] * 5  'Escala de 0 a 4096
TRISA = 0              'Analogicas como salidas
PORTA = 0              'Analogicas a tierra
```

Figura 3.17: Registros ADRESH Y ADRESL

3.4.3. Tratamiento de Señal

Para el tratamiento de señal, se debe tomar en cuenta la adquisición de la señal roja, infrarroja y ambiente. Con estas señales adquiridas se puede procesar los datos para conseguir los valores de la frecuencia cardíaca, relación “R” que es necesaria para conocer el porcentaje de saturación de la sangre, y la curva pletismográfica. En la figura 3.18, se puede observar el fragmento de código.

```
else if cont = 7 then 'T5      16
  i = 2
  get_sensor()      'Adquiere canal 2 - luz roja DC
  VRDC = Volt[2]
  REL_CAL = (VRAC/VRDC)/(VIRAC/VIRDc)
  cont = 0
end if

if c1 >= 2 then
  c1 = 0
  fcard = (558 * 60)/(muestreo/3)
  muestreo = 0
end if
```

Figura 3.18: Fragmento de código perteneciente a cálculo de relación y frecuencia cardíaca

3.4.4. Envío de datos

El envío de datos se realiza mediante el puerto "E", la línea de inicialización es la siguiente:

```
Soft_Uart_Init(PORTE, 1, 2, 9600, 0)
```

De donde: "PORTE" refiere al puerto, "1" a la recepción, "2" a la transmisión, "9600" a la velocidad en baudios y "0" a la opción de no invertido. El código presenta un byte de señalización ("x") para iniciar la transmisión de datos, permite hasta tres dígitos de visualización, la figura 3.19 muestra un segmento de codificación. Para convertir un dato de decimal a ASCII se siguen las líneas mostradas en la figura 3.20.

```
sub procedure ENVIAR()
    i=3
    get_sensor()
    Soft_Uart_Write("x") 'byte de señalización
    delay_ms(50)

    vol3 = (volt[3] / 100) mod 10
    Convertir(vol3) 'Llama a subrutina para convertir dato
    Soft_Uart_Write(datc) 'ENVÍO DE VOLTAJE CURVA
    delay_ms(50)
end sub
```

Figura 3.19: Código para el envío de datos.

```
'Convierte el dato en ASCII
sub procedure Convertir(dim dat as byte)
    if dat = 0 then datc = "0" end if
    if dat = 1 then datc = "1" end if
    if dat = 2 then datc = "2" end if
    if dat = 3 then datc = "3" end if
    if dat = 4 then datc = "4" end if
    if dat = 5 then datc = "5" end if
    if dat = 6 then datc = "6" end if
    if dat = 7 then datc = "7" end if
    if dat = 8 then datc = "8" end if
    if dat = 9 then datc = "9" end if
end sub
```

Figura 3.20: Convertidor decimal a hexadecimal

3.5. EEPROM

La implementación de una memoria EEPROM externa fue necesaria ya que la capacidad de la memoria interna del microcontrolador fue insuficiente para abastecer las diferentes subrutinas y tablas de asimilación de valores existentes en el programa.

3.5.1. Definición

EEPROM (*Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory*). Son memorias ROM no volátiles que pueden ser borradas, programadas y reprogramadas eléctricamente. Los medios de comunicación se utilizan mediante protocolos I²C, SPI y Microwire; también es muy común integrar dichas memorias dentro de microcontroladores y DSPs para lograr mayor rapidez. La memoria EEPROM utilizada es una 25LC040. Es una EEPROM de 4Kbit, el protocolo que utiliza es SPI. En la Tabla 3.2 se indican las características eléctricas de dicha memoria.

All parameters apply over the specified operating ranges unless otherwise noted.					
Commercial (C): T _{AMB} = 0°C to +70°C V _{CC} = 1.8V to 5.5V					
Industrial (I): T _{AMB} = -40°C to +85°C V _{CC} = 1.8V to 5.5V					
Automotive (E): T _{AMB} = -40°C to +125°C V _{CC} = 4.5V to 5.5V (25C040 only)					
Parameter	Symbol	Min	Max	Units	Test Conditions
High level input voltage	V _{IH1}	2.0	V _{CC} +1	V	V _{CC} ≥ 2.7V (Note)
	V _{IH2}	0.7 V _{CC}	V _{CC} +1	V	V _{CC} < 2.7V (Note)
Low level input voltage	V _{IL1}	-0.3	0.8	V	V _{CC} ≥ 2.7V (Note)
	V _{IL2}	-0.3	0.3 V _{CC}	V	V _{CC} < 2.7V (Note)
Low level output voltage	V _{OL}	—	0.4	V	I _{OL} = 2.1 mA
	V _{OL}	—	0.2	V	I _{OL} = 1.0 mA, V _{CC} < 2.5V
High level output voltage	V _{OH}	V _{CC} -0.5	—	V	I _{OH} = -400 μA
Input leakage current	I _{LI}	-10	10	μA	\overline{CS} = V _{CC} , V _{IN} = V _{SS} TO V _{CC}
Output leakage current	I _{LO}	-10	10	μA	\overline{CS} = V _{CC} , V _{OUT} = V _{SS} TO V _{CC}
Internal Capacitance (all inputs and outputs)	C _{INT}	—	7	pF	T _{AMB} = 25°C, CLK = 1.0 MHz, V _{CC} = 5.0V (Note)
Operating Current	I _{CC} Read	—	1	mA	V _{CC} = 5.5V; F _{CLK} =3.0 MHz; SO = Open
	I _{CC} Write	—	500	μA	V _{CC} = 2.5V; F _{CLK} =2.0 MHz; SO = Open
Standby Current	I _{CCS}	—	5	mA	V _{CC} = 5.5V
		—	3	mA	V _{CC} = 2.5V
Standby Current	I _{CCS}	—	5	μA	\overline{CS} = V _{CC} = 5.5V, Inputs tied to V _{CC} or V _{SS}
		—	2	μA	\overline{CS} = V _{CC} = 2.5V, Inputs tied to V _{CC} or V _{SS}

Tabla 3. 2: Características Memoria EEPROM 25LC040
Fuente: 25AA040/25LC040/25C040 Data Sheet [Consultado: 2-may-2013]

A continuación se detallarán los pasos necesarios tanto para lectura como para escritura de los datos de la memoria EEPROM. La lectura y escritura de la memoria EEPROM se hace mediante comunicación SPI, descrita anteriormente. La configuración del SPI se realiza de la misma manera que se lo hace para el GLCD.

3.5.2. Escritura de la memoria EEPROM.

- Por medio del RB2 se envía un flanco de bajada al bit CS de la memoria EEPROM, luego se debe habilitar la escritura enviando el siguiente código binario con el cual se activa la instrucción WREN perteneciente a la memoria EEPROM (Figura 3.21).

WREN	0000 0110	Set the write enable latch (enable write operations)
------	-----------	--

Figura 3.21: Instrucción WREN.

Fuente: PIC18F2455/2550/4455/4550 Data Sheet [Consultado: 2-may-2013]

- Seguidamente se debe configurar la operación de escritura enviando el código mostrado en la Figura 3.22.

WRITE	0000 A8010	Write data to memory array beginning at selected address
-------	------------	--

Figura. 3.22: Instrucción WRITE.

Fuente: PIC18F2455/2550/4455/4550 Data Sheet [Consultado: 2-may-2013]

- Una vez configurado se envía la dirección en la EEPROM en la cual se desea grabar el dato, pudiendo ser desde la 0000 hasta la 1FF. Inmediatamente con el comando SPI_Write se envía el dato a guardar (Figura 3.23).

```
spi_write($050)           'DIRECCION0
  spi_write(dato)
delay_ms(50)
```

Figura 3.23: Envío de dato.

3.5.3. Lectura en la EEPROM

- Por medio del RB2 se envía un flanco de bajada al bit CS de la memoria EEPROM (Figura 3.21).
- Posteriormente, se debe configurar la operación de lectura enviando el código mostrado en la Figura 3.24.

READ	0000 A8011	Read data from memory array beginning at selected address
------	------------	---

Figura 3.24: Instrucción Read

Fuente: PIC18F2455/2550/4455/4550 Data Sheet [Consultado: 2-may-2013]

- Una vez inicializada la instrucción de lectura se procede al almacenamiento de datos por medio de un arreglo (Figura 3.25), concluyendo la operación con rb2 en 1.

```

PORTB.2 = 0
spi_read(3)
delay_ms(50)
for y = $000 to $007
    vdata[x] = spi_read(y)
    inc(x)
next y
PORTB.2 = 1
    
```

Figura 3.25: Almacenamiento de datos en arreglo

CAPITULO 4

SOFTWARE

4.1 Adquisición de Datos

Primero se configuran los bits del puerto serial con un VISA SERIAL (Figura 4.1), se selecciona el puerto, el número de baudios y el número de bits. En la figura podemos observar cómo se realizó la configuración y que parámetros se escogieron para ello.

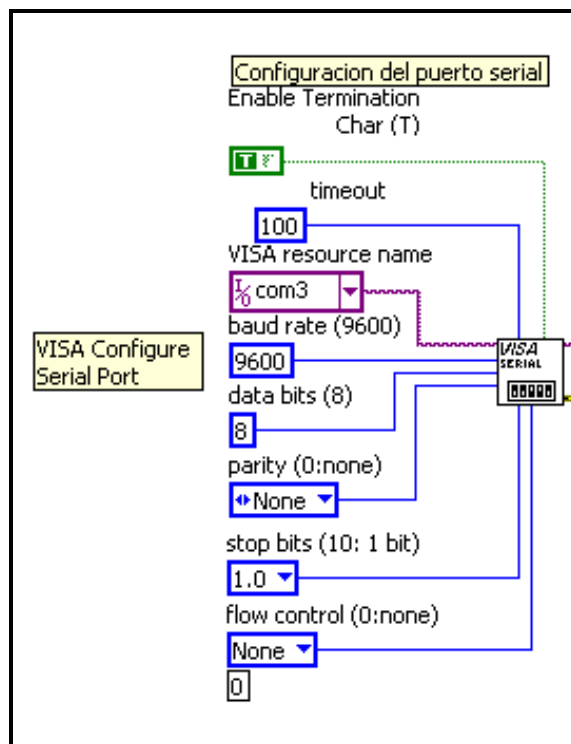


Figura 4.1: Configuración de bits.

Se utiliza un Visa Read (Figura 4.2) para el almacenamiento de 16 bits que se irán adquiriendo, de los cuales 15 bits corresponden a los 3 canales, la frecuencia cardiaca y la relación de cálculo para obtener el SpO_2 y además se utilizará un bit (x) como bandera. Cada canal contará con tres bits.

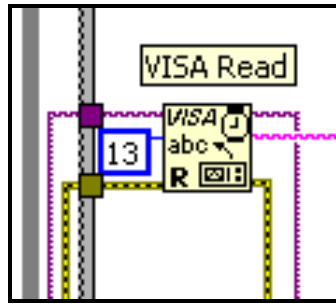


Figura 4.2: Configuración de bits.

Seguidamente es necesario utilizar STRING SUBSET el cual recibe una cadena tipo STRING y la fragmenta para poder adquirir una porción específica de la misma indicando el número de caracteres a obtener y la posición desde la cual se va a adquirir. Con esto se puede separar el primer bit de la cadena, el bit de bandera (x), de los bits de datos. El comparador (=) ayudará a asegurar que los bits que van adquiriéndose lleguen en orden y que una vez que se almacenen totalmente se enviarán al siguiente paso.

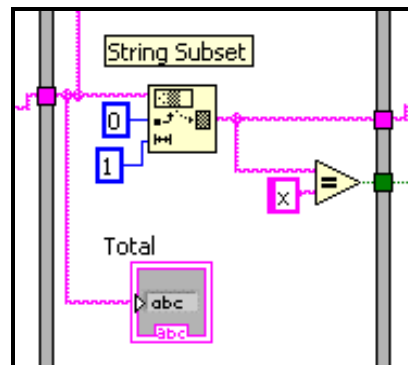


Figura 4.3: String Subset

Ahora se obtendrán los bits de datos en grupos de tres utilizando el STRING SUBSET antes mencionado. A continuación, se encuentra un conversor hexadecimal a decimal (Figura 4.4). Finalmente se realiza los cálculos de los valores que se mostrarán en el display, para ello se utiliza una regla de tres, multiplicando por el máximo valor y dividiendo para el valor del número máximo de bits (2^{10}). La figura 4.6 muestra el display que mostrará la adquisición de los datos, el WAVEFORM CHART.

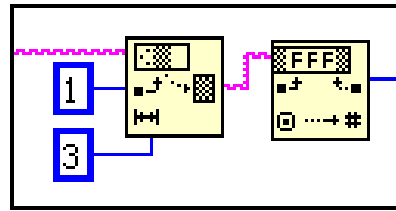


Figura 4.4: Buffer y Conversor Hexadecimal-Decimal

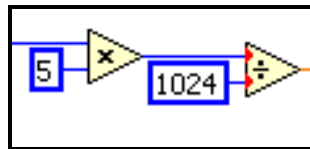


Figura 4.5: Cálculo de Valores a Mostrarse en el Display.

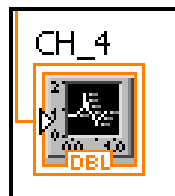


Figura 4.6: Display, Waveform Chart

4.1.1 Tratado de Señal: Anomalías

Para conocer cuando el rango de porcentaje se ha desviado del normal se realiza un cuadro comparativo CASE STRUCTURE (Figura 4.7), el cual compara un valor predeterminado con el leído, y de ser esta cierta muestra el tipo de anomalía, según la tabla 4.1:

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 4. 1: Actuación en Saturaciones fuera de rango normal.
Fuente: Técnicas en AP: Pulsioximetría, Noguerol Casado MJ, Seco González A.
[Consultado 29-may-2013]

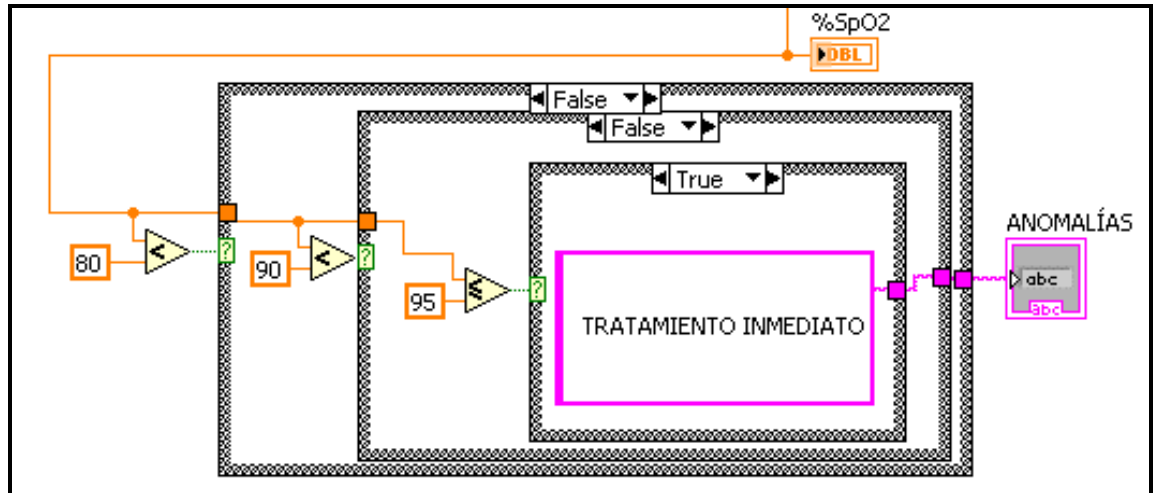


Figura 4.7: CASE STRUCTURE

4.2 Panel Frontal

La visualización tanto de las curvas rojo, infrarrojo y pletismográfica, como de los valores calculados y anomalías se realiza mediante la utilización de una interfaz más amigable para el usuario. Esta se denomina Panel Frontal y se puede apreciar en la figura 4.8.



Figura 4.8: Panel Frontal

CAPITULO 5

PRUEBAS

5.1 Calibración

Para la calibración del Oxímetro de pulso se tomó en cuenta, por ejemplo el offset que tenía tanto la señal roja, como la infrarroja para lograr un encerado y obtener una referencia para realizar los distintos cálculos y visualizaciones. Para conseguir esta referencia se necesitó conocer el valor del offset que éste registraba, esto lo logramos mediante la adquisición de la señal en la computadora, ahí se pudo observar que se manejaba un offset de dos voltios, estos fueron eliminados mediante un segmento de código de en el microcontrolador.

```

if VRDC > VRAC THEN
    SPO2 = (VRAC-2)*100 / VRDC
ELSE
    SPO2 = (VRDC-2)*100 / VRAC
END IF
IF SPO2 >= 100 THEN SPO2 = 99 END IF
IF SPO2 <= 71 THEN SPO2 = 0 END IF
if SPO2 > 75 then
if SPO2 <= 95 then

```

Figura 5.1: Segmento de código para eliminar el offset.

Se logró realizar mediante la calibración la detección del dedo a ser sensado ya que de no existir el saturador marcará cero. De manera experimental se realizaron varias lecturas, tanto en el oxímetro diseñado como en un monitor multiparámetros Dräger. A continuación, la tabla 5.1 muestra los valores comparativos obtenidos:

	Monitor Dräger		Oxímetro Diseñado		% Errores	
	SpO ₂	Frecuencia Cardíaca	SpO ₂	Frecuencia Cardíaca	Error SpO ₂	Error Frecuencia Cardíaca
Niños	94	90	94	88	0	2,2
Adulto	96	78	93	78	3,13	0
Adulto	92	83	89	81	3,26	2,41
Adulto	97	105	95	104	2,06	0,95
Adulto	99	110	97	108	2,02	1,82
Adulto Mayor	89	72	87	72	2,25	0
Tez más oscura	89	98	86	97	3,37	1,02

Tabla 5. 1: Valores comparativos Monitor Comercial- Oxímetro Diseñado

En la tabla se puede apreciar que el rango de error en la medición de saturación de oxígeno es de alrededor del 3% y el de la frecuencia cardíaca se encuentra entre 0 y 2.4%. Por lo que a lo que refiere la saturación se realizó un reajuste en el cálculo para obtener medidas más aproximadas a las obtenidas en el monitor comercial. En la Tabla 5.2 se muestran las lecturas obtenidas y se puede observar que el rango de error disminuye notablemente y se acerca mucho más a los valores leídos en el monitor comercial.

	Monitor Dräger		Oxímetro Diseñado		% Errores	
	SpO ₂	Frecuencia Cardíaca	SpO ₂	Frecuencia Cardíaca	Error SpO ₂	Error Frecuencia Cardíaca
Niños	94	90	94	88	0	2,2
Adulto	96	78	96	78	0	0
Adulto	92	83	91	81	1,09	2,41
Adulto	97	105	96	104	1,03	0,95
Adulto	99	110	98	108	1,01	1,82
Adulto Mayor	89	72	89	72	0	0
Tez más oscura	89	98	89	97	0	1,02

Tabla 5. 2 Comparación de Valores con reajuste de cálculos.

5.2 Costo del Proyecto

En la tabla 5.3 damos a conocer los valores de los componentes usados para la elaboración de nuestro Hardware, detallando la cantidad y costo unitario de cada uno de ellos. Esto con el fin de establecer un valor real del costo final del proyecto, para poder realizar las comparaciones en cuanto a costos con equipos comerciales.

COMPONENTE	CANTIDAD	COSTO UNITARIO	COSTO TOTAL
Amplificador Instrumental AD620	1	14,73	14,73
Amplificadores TL084	2	1,5	3
Amplificadores LM741	2	1,2	2,4
Baterías 12,5	2	15	30
Bocina	1	1,43	1,43
Buses de Datos (m)	6	0,7	4,2
Carcasa Oxímetro	1	25	25
Circuitos impresos	3	30	90
Condensador 222	1	0,25	0,25
Condensadores 101	2	0,25	0,5
Condensadores 104	5	0,25	1,25
Condensadores 10uf	5	0,25	1,25
Condensadores 18pf	2	0,1	0,2
Condensadores 1uf	8	0,25	2
Condensadores 2200uf	2	0,25	0,5
Condensadores 224	8	0,25	2
Conector DB9	1	2	2
Conector USB	1	3	3
Convertor EFTDI	1	12	12
Cristal Oscilador	1	1,5	1,5
Diodo Zener 2,2V	1	0,15	0,15
Diodos Zener 3,3V	5	0,15	0,75
Eeprom 25LC04	1	0,9	0,9
LCD Grafico	1	27	27
Microcontrolador 18f4550	1	9,56	9,56
Peineta Macho 40 Pines	4	1,4	5,6
Peineta Hembra 40 Pines	4	1,3	5,2
Potenciómetro Digital MCP4010	1	3,23	3,23
Pulsantes	7	1,5	10,5
Regulador 1117	1	0,8	0,8
Regulador 7805	1	0,8	0,8
Regulador 7812	1	0,8	0,8
Regulador 7905	1	0,8	0,8

Continúa en la siguiente página:

Continuación:

COMPONENTE	CANTIDAD	COSTO UNITARIO	COSTO TOTAL
Regulador 7912	1	0,8	0,8
Resistencia 10k	1	0,1	0,1
Resistencia 120k	1	0,1	0,1
Resistencias 1,2M	1	0,1	0,1
Resistencias 1,5k	2	0,1	0,2
Resistencias 100k	3	0,1	0,3
Resistencias 10k	2	0,1	0,2
Resistencias 1k	1	0,1	0,1
Resistencias 1M	2	0,1	0,2
Resistencias 2,7k	1	0,1	0,1
Resistencias 20k	1	0,1	0,1
Resistencias 220	3	0,1	0,3
Resistencias 22k	1	0,1	0,1
Resistencias 27k	1	0,1	0,1
Resistencias 4,7k	8	0,1	0,8
Resistencias 56k	1	0,1	0,1
Sensor Nellcore DS-100A	1	250	250
Switch Analógico TLC4066	1	0,9	0,9
Switches dobles	2	2,45	4,9
Transformador 110-12	1	4	4
Transistores 2n3904	4	0,35	1,4
Zócalo 40 Pines	1	0,31	0,31
Zócalo 14 Pines	4	0,6	2,4
Zócalo 8 Pines	4	0,4	1,6
		TOTAL	532,51

Tabla 5. 3: Costos de Hardware.

5.3 Comparación Económica

Al hacer la comparación económica podemos notar que el oxímetro desarrollado está en un valor aproximado de 550 USD, mientras que un Oxímetro Comercial de marca Nellcore está en 3000 USD, podemos evidenciar un ahorro del 81%.

Cabe recalcar que el oxímetro diseñado tiene opción de mostrar pantallas con la interfaz de Labview tanto de la luz incidente Roja e Infrarroja para motivos didácticos para los Estudiantes de Medicina, como fue un objetivo planteado desde el comienzo. Además de tener un sistema de alimentación dual, tanto por baterías como de Corriente alterna.

CONCLUSIONES

Cumpliendo con el objetivo diseñamos e implementamos un oxímetro de pulso que además de medir la saturación de oxígeno en la sangre, obtiene la medida de la frecuencia cardiaca y la visualización de la señal pletismográfica.

En la última prueba realizada se logró comparar los parámetros obtenidos por nuestro equipo con uno comercial de la prestigiosa firma DRAGER. La precisión fue casi exacta; por lo que concluimos que, la variación presentada se debe a limitaciones de almacenamiento de la memoria RAM y de resolución por parte del convertidor analógico-digital del microcontrolador. La comunicación con el PC nos dio una mayor visualización de todos los parámetros registrados y tratados.

Contamos, con los recursos: materiales, herramientas, equipos y, fuentes de información para proceder con la investigación y el diseño; por último, el acceso permitido, al Hospital Vicente Corral Moscoso para la elaboración de las pruebas finales del equipo.

A futuro los pulsioxímetros pasarán a constituir parte de los enseres del hogar ya que no está por demás, tener este tipo de equipos de monitorización, al alcance, más aún para pacientes que tienen dificultad para trasladarse a centros de salud.

RECOMENDACIONES

Como todos los trabajos de este tipo o naturaleza, además del valor intrínseco de formar éste como parte de un banco de proyectos electrónicos de la Universidad del Azuay, UDA, recomendamos que este proyecto en particular sea utilizado como referente de futuras indagaciones, con fines de perfeccionamiento; y en un futuro, sea conocido por las entidades del sector público y privado relacionadas con la salud: Ministerios de Salud Pública (MSP) y de Inclusión Económica y Social (MIES), y todas las posibles organizaciones de Emprendedores, etcétera, con el propósito de constituir una alternativa válida de producción y comercialización de estos equipos, en el mercado nacional y regional.

Invitamos a incursionar en la investigación y desarrollo de tecnología local, en el ámbito de la medicina, ya que es factible e importante, pues se pueden producir a bajos costos.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- BALDERRAMA NATERA, Humberto: Uso de oximetría en piso de medicina interna, Universidad de Juárez, México, 2000.
- BELDA, Javier; LLORÉNS, Julio; Ventilación Mecánica en Anestesia y Cuidados Críticos, Aran Ediciones S.L, España, 2009.
- BOYLESTAD, Robert; NASHELSKY, Louis: Electrónica: Teoría de Circuitos y dispositivos electrónicos, octava edición, Prentice Hall Hispanoamericana S.A., México, 2003.
- BUINEVICIUS, Rimantas : A three-wavelength pulse oximeter for carboxyhemoglobin determination, University of Wisconsin, Madison 1987, Estados Unidos, 2007.
- GONZALES, Marco Antonio; RESTREPO, Gustavo; Paciente en estado Crítico, tercera edición; Corporación para Investigaciones Biológicas, Colombia, 2003.
- LANIADO LABORIN, Rafael; CABRALES VARGAS, Noemi; El ABC de la ventilación Mecánica, Universidad autónoma de Baja California, 2004.
- LAJARA VIZCAINO, Jose Rafael; PELEGRÍ SEBASTIÁ, Jose; LabVIEW: Entorno gráfico de Programación; Marcombo, 2012.
- SUN, Kim; TAE, Suk Suh; IFMBE Proceedings, Springer, Alemania, 2006.
- WEBSTER, John G: Design of Pulse Oximeters, Taylor & Francis Group., Estados Unidos, 2007.

REFERENCIAS ELECTRÓNICAS

- SANGRE: FUNCIONES, CARACTERÍSTICAS Y COMPONENTES.
<http://faciasweb.uncoma.edu.ar/academica/materias/morfo/ARCHIVOPDF2/UNIDAD6/4-Unidad6Sangre_Coagulacion.pdf> [Consultado 27-Feb-2012]
- Hemodilución isovolémica preoperatoria en pacientes con histerectomía radical por cáncer de cérvix: experiencia de 12 casos en el Hospital Dr. Rafael Ángel Calderón Guardia, Acta Médica Costarricense, vol. 44, n.º 4, pág. 155-159. [Consultado 4-Jul-2013]
- Hemoglobina.
<<http://med.unne.edu.ar/catedras/bioquimica/pdf/hemoglobina.pdf>> [Consultado 3-mar-2012]
- Transporte de oxígeno en la sangre
<<http://portalbiomedico.com/medicina/fisiologia/transporte-de-oxigeno-o2-en-sangre.html>> [Consultado 10-mar-2012]
- Oximetría <<http://www.dalcame.com/wdescarga/oximetria.pdf>> [Consultado: 15-abril-2012]
- Anatomía, fisiología y patología cardíaca y grandes vasos
<http://www.eccpn.aibarra.org/temario/seccion4/capitulo53/capitulo53.htm> [Consultado: 15-abril-2012]
- Módulo de Saturación de Oxígeno <
<http://www.dalcame.com/wdescarga/modulo%20spo2.pdf>> [Consultado: 11-abril-2012]
- Nellcor Pulse Oximeter Probe Pinout
<http://pinouts.ru/PortableDevices/nellcore_pulse_pinout.shtml> [Consultado: 17-abril-2012]
- Nellcor™ Sistema respiratorio adjunto de monitorización de pacientes
<<http://www.covidien.com/imageServer.aspx/doc261834.pdf?contentID=35934&contenttype=application/pdf>> [Consultado: 17-abril-2012].
- Emitter Assembly ELM-4000 Series
<http://www.measspec.com/downloads/ELM_4000_Series.pdf> [Consultado: 17-abril-2012].
- MCP42010 Single/Dual Digital Potentiometer with SPI™ Interface
<<http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/microchip/11195c.pdf>> [Consultado 19-may-13].
- Amplificador Push Pull o Amplificador Contrafásico
<www.unicrom.com/Tut_push-pull.asp> [Consultado 11-may-13]
- Reguladores de Voltaje <<http://www.neoteo.com/reguladores-de-voltaje>> [Consultado 13-may-13].
- PIC18F2455/2550/4455/4550 Data Sheet
<<http://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/39632d.pdf>> [Consultado: 2-may-2013]