

ESCUELA POLITÉCNICA DEL EJÉRCITO

DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA,  
AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL

PROYECTO DE GRADO PARA LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO  
EN INGENIERÍA

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN OXÍMETRO DE PULSO  
MEDIANTE LA UTILIZACIÓN DE UNA PLATAFORMA DE  
AUTOMATIZACIÓN MOMENTUM

AUTOR

LUIS FABRICIO AGUIRRE VALENCIA

SANGOLQUÍ - ECUADOR

2007

## **CERTIFICACIÓN**

Certifico que el presente trabajo fue realizado en su totalidad por el Sr. Luis Fabricio Aguirre Valencia, como requerimiento parcial para la obtención del título de INGENIERO EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL.

Fecha: \_\_\_\_\_

---

Ing. Hugo Ortiz  
DIRECTOR

---

Ing. Alejandro Chacón  
CODIRECTOR

## **AGRADECIMIENTO**

Deseo expresar mi más profundo agradecimiento a Dios, por las bendiciones recibidas en el transcurso de mi vida.

A la Escuela Politécnica del Ejército y de manera especial al personal Administrativo y Docente del departamento de Ingeniería Eléctrica y Electrónica, quienes han contribuido a mi formación profesional.

De manera especial al Ing. Hugo Ortiz y al Ing. Alejandro Chacón, quienes en calidad de tutores, aportaron con sus conocimientos y experiencia.

A la empresa Energypetrol S.A., a su Gerente General Ing. Gustavo Cevallos, y a todo el personal Administrativo y Técnico, quienes me colaboraron y brindaron sus conocimientos para el desarrollo de éste proyecto.

A la Dr. Elina Yáñez, quien aportó con sus conocimientos en medicina.

A mis Padres, Germán Aguirre y Mercedes Valencia, mi eterno agradecimiento ya que me apoyaron incondicionalmente y me dedicaron su cariño y cuidado.

A mi Hermana Germania, por su constancia y ejemplo.

Y a todas las personas que de una u otro forma aportaron para que el presente proyecto haya llegado a su feliz término.

## DEDICATORIA

A mis Padres,

Germán Aguirre y Mercedes Valencia

por su esfuerzo,

cariño y

apoyo incondicional.

A mis sobrinos

Danny y Gabriela

por su inocencia y alegría.

## PRÓLOGO

En el presente proyecto se diseña y construye un Oxímetro de Pulso, conocido así debido a que mide la cantidad de oxígeno contenida en la sangre (SaO<sub>2</sub>) y el pulso cardiaco por minuto, dichos parámetros son de gran importancia en la detección de enfermedades respiratorias.

Con el fin de hacer realidad éste proyecto, se hizo una investigación teórica de las variables a sensor, sus definiciones, importancia y valoración, además de un estudio exhaustivo del principio de funcionamiento en el que se basan los oxímetros comerciales.

También se analiza minuciosamente los sensores existentes, sus componentes y características con el fin de elegir el más adecuado y de fácil manejo, luego se diseña una etapa de acondicionamiento en la que se amplifica y filtra la señal entregada por el sensor, para ser ingresada a la plataforma de automatización Momentum, en la que se procesa para obtener los niveles de SaO<sub>2</sub> y pulso cardiaco, los cuales se visualizan en un computador mediante el interfaz HMI desarrollado en InTouch.

Dicho software provee al sistema de las seguridades necesarias mediante la administración de cuentas de usuario y claves de acceso, permite imprimir los datos obtenidos, configurar alarmas y almacenarlas en disco en el momento en que se produzcan, convirtiéndose en un proyecto que pretende abaratar costos y brindar mayores facilidades a médicos y enfermeras.

# ÍNDICE GENERAL

<b>CAPÍTULO I INTRODUCCIÓN .....</b>	<b>1</b>
1.1 ANTECEDENTES .....	1
1.2 JUSTIFICACIÓN.....	2
1.3 OBJETIVOS.....	4
1.3.1 General .....	4
1.3.2 Específicos.....	4
1.4 ALCANCE .....	4
<b>CAPÍTULO II MARCO TEÓRICO .....</b>	<b>5</b>
2.1 LA OXIMETRÍA DE PULSO .....	5
2.1.1 Definición.....	5
2.1.2 Oxígeno y hemoglobina .....	5
2.1.3 Importancia de la saturación de oxígeno SaO <sub>2</sub> .....	6
2.1.4 Valoración de la saturación de oxígeno.....	7
2.2 LA FRECUENCIA CARDIACA.....	9
2.2.1 Valoración de la frecuencia cardiaca.....	9
2.2.2 Factores que afectan a la frecuencia cardiaca.....	10
2.2.3 FCR: Frecuencia cardiaca en reposo .....	10
2.2.4 Medición Manual de la frecuencia cardiaca.....	12
2.2.5 Relación entre la saturación de oxígeno y el pulso .....	13
2.3 LIMITACIONES DE LA OXIMETRÍA DE PULSO.....	13
2.3.1 Por situaciones anormales o patológicas .....	14
2.3.2 Por interferencias y factores externos.....	16
2.3.3 Contraindicaciones .....	17
2.4 FUNDAMENTOS DE LA OXIMETRÍA DE PULSO.....	17

<b>CAPÍTULO III DISEÑO DEL HARDWARE.....</b>	<b>22</b>
3.1 INTRODUCCIÓN.....	22
3.2 DESCRIPCIÓN DEL SENSOR A UTILIZARSE.....	23
3.3 DESCRIPCIÓN DE LA PLATAFORMA DE AUTOMATIZACIÓN MOMENTUM.....	29
3.3.1 El Procesador.....	30
3.3.2 Base de entrada y salida.....	30
3.4 DISEÑO DEL HARDWARE.....	36
3.5 DISEÑO DE LA ETAPA DE ACONDICIONAMIENTO DE SEÑAL.....	38
3.5.1 Diseño del convertor de Corriente a Voltaje.....	39
3.5.2 Diseño del Filtro.....	40
3.5.3 Diseño del amplificador final.....	43
3.5.4 Diseño del Puente H.....	45
3.5.5 Diseño del circuito generador de las señales de control.....	48
3.5.6 Diseño del Generador de Pulsos.....	49
3.5.7 Diseño de la fuente de alimentación para los circuitos integrados.....	51
3.6 DISEÑO DE LA CAJA CONTENEDORA DEL HARDWARE.....	57
<b>CAPÍTULO IV DISEÑO DEL SOFTWARE.....</b>	<b>59</b>
4.1 FUNDAMENTO TEÓRICO PARA EL DISEÑO.....	59
4.2 DISEÑO DEL SOFTWARE PARA LA ETAPA DE ADQUISICIÓN.....	62
4.3 DISEÑO DEL HMI.....	66
<b>CAPÍTULO V IMPLEMENTACIÓN.....</b>	<b>69</b>
5.1 INTEGRACIÓN DE COMPONENTES.....	69
5.2 IMPLEMENTACIÓN DEL HMI.....	82
5.2.1 Pantalla Verificación de Usuario.....	82
5.2.2 Pantalla Principal.....	84
5.2.3 Pantalla de Alarmas.....	86
5.2.4 Pantalla Administrador.....	88

<b>CAPÍTULO VI PRUEBAS Y RESULTADOS.....</b>	<b>90</b>
6.1 CALIBRACIÓN DEL OXÍMETRO .....	90
6.2 PRUEBAS COMPARATIVAS.....	93
6.3 COSTO DEL PROYECTO .....	94
6.3.1 Comparación económica con un oxímetro comercial .....	96
<b>CAPÍTULO VII CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES .....</b>	<b>97</b>
7.1 CONCLUSIONES.....	97
7.2 RECOMENDACIONES .....	99
<b>BIBLIOGRAFÍA .....</b>	<b>101</b>
<b>ANEXO 1 PROGRAMACIÓN POR BLOQUES .....</b>	<b>103</b>
<b>ANEXO 2 DATASHEETS.....</b>	<b>110</b>
<b>GLOSARIO .....</b>	<b>201</b>

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1. Actuación médica según porcentaje de Saturación de oxígeno.....	7
Tabla 2.2. Oximetría de Pulso. Indicaciones clínicas.....	8
Tabla 2.3. Frecuencia cardiaca en reposo de acuerdo a la edad.....	11
Tabla 2.4. Frecuencia Cardiaca en reposo de acuerdo a la condición física.....	11
Tabla 2.5. Características del sensor según el fabricante.....	21
Tabla 3.1. Fabricantes y tipo de conector para sensores de oximetría.....	23
Tabla 3.2. Descripción de pines del sensor utilizado.....	25
Tabla 3.3. Relación entre el color y la tensión de umbral de Leds.....	27
Tabla 3.4. Características Técnicas del sensor de Oximetría.....	29
Tabla 3.5. Tabla de Verdad para las señales de control.....	48
Tabla 5.1. Asignación de I/O en los registros continuos para la base 170 AMM 090 00.....	75
Tabla 5.2. Especificaciones de la entrada analógica de +/-10V.....	75
Tabla 6.1. Pruebas comparativas con un Oxímetro comercial.....	93
Tabla 6.2. Lista de precios y materiales utilizados en el proyecto.....	94

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1. Medición manual del pulso arterial.....	12
Figura 2.2. Pulso en la arteria carótida .....	13
Figura 2.3. Características de absorción de la hemoglobina oxigenada y la desoxigenada .....	18
Figura 2.4. Relación entre la luz roja e IR con su correspondiente valor de SaO <sub>2</sub> .....	19
Figura 2.5. Componentes dinámicos y estáticos que afectan la absorción de la luz .....	20
Figura 2.6. Sensor de Oximetría con dos emisores y un receptor .....	20
Figura 3.1. Diagrama de bloques constitutivo del oxímetro de pulso .....	22
Figura 3.2. Ubicación del sensor tipo Y en diferentes áreas del paciente. ....	24
Figura 3.3. Sensor DS – 100A de Nellcor .....	25
Figura 3.4. Esquema interno del Sensor de Oximetría. ....	26
Figura 3.5. Características del fotodiodo.....	28
Figura 3.6. Panel Frontal de la base 170 AMM090 00.....	35
Figura 3.7. Diagrama de Bloques constitutivo del Hardware.....	38
Figura 3.8. Conversor de Corriente a Voltaje diseñado .....	39
Figura 3.9. Respuesta de un filtro Pasabajos Ideal .....	41
Figura 3.10. Esquema Filtro activo pasabajos de segundo orden.....	41
Figura 3.11. Filtro pasabajos diseñado .....	42
Figura 3.12. Esquema del Amplificador de instrumentación .....	44
Figura 3.13. Amplificador de Instrumentación diseñado .....	45
Figura 3.14. Esquema Puente H .....	46
Figura 3.15. Puente H diseñado.....	47
Figura 3.16. Circuito generador de señales de control para el puente H.....	49
Figura 3.17. Esquema del temporizador.....	49
Figura 3.18. Generador de pulsos diseñado.....	51
Figura 3.19. Diagrama de Bloques que muestra las partes de una fuente de alimentación.....	51

Figura 3.20. Conexión de un CI 7812 .....	56
Figura 3.21. Fuente de alimentación diseñada .....	56
Figura 3.22. Esquema de cableado para la Alimentación de la Plataforma Momentum.....	58
Figura 4.1. Componente AC y DC que afectan la absorción de la luz.....	60
Figura 4.2. Curva de calibración del Oxímetro de pulso.....	61
Figura 4.3. Diagrama de Bloques del software de la etapa de adquisición de Datos .....	64
Figura 4.4. Señal roja y su valor medio.....	66
Figura 4.5. Diagrama de bloques del diseño del HMI.....	68
Figura 5.1. Sensor DS-100A .....	69
Figura 5.2. Forma de onda de voltaje dado por el transformador con toma central.....	70
Figura 5.3. Forma de onda de la salida positiva del puente de diodos. ....	70
Figura 5.4. Forma de onda de la salida negativa del puente de diodos. ....	71
Figura 5.5. Voltaje a la salida del regulador positivo 12VCC.....	71
Figura 5.6. Señal a la salida del conversor de corriente a voltaje.....	72
Figura 5.7. Señal a la salida del filtro pasabajos. ....	72
Figura 5.8. Señal luego de la amplificación final .....	73
Figura 5.9. Implementación en Project-Board.....	73
Figura 5.10. Relación analógico/digital para el rango de medición de entrada +/- 10 V.....	74
Figura 5.11. Esquema de cableado entrada analógica.....	75
Figura 5.12. Esquema de cableado entrada digital para ingreso señal G. de pulsos. ....	76
Figura 5.13. Switch transistor implementado.....	77
Figura 5.14. Esquema de cableado salida analógica de voltaje para puente H. ....	77
Figura 5.15. Relación analógica digital de la salida analógica +/-10V.....	78
Figura 5.16. Placa Circuito Impreso.....	78
Figura 5.17. Porta fusibles, Borneras de paso y GND.....	79
Figura 5.18. Vista Interior de la caja contenedora.....	80
Figura 5.19. Vista exterior de la caja Oxímetro de Pulso.....	81
Figura 5.20. Pantalla de identificación de usuarios.....	82
Figura 5.21. Cuadro de Diálogo para el ingreso de Password.....	83
Figura 5.22. Casilla de Verificación de Usuario. ....	83
Figura 5.23. Pantalla Principal. ....	84

Figura 5.24. Estado de la Comunicación con el oxímetro.....	84
Figura 5.25. Estado del Sensor de Oximetría.....	85
Figura 5.26. Detección de un latido.....	85
Figura 5.27. Medición de la SpO2.....	85
Figura 5.28. Pulso por Minuto calculado. ....	86
Figura 5.29. Pantalla de Alarmas. ....	86
Figura 5.30. Tabla de Alarmas detectadas.....	87
Figura 5.31. Cuadro almacenamiento de Alarmas ....	87
Figura 5.32. Pantalla Administrador .....	88
Figura 5.33. Configuración de Usuarios.....	89
Figura 6.1. Parámetros de sintonización del control PI.....	90
Figura 6.2. Configuración del Tiempo en el que se cuentan los pulsos .....	92

# CAPÍTULO I

## INTRODUCCIÓN

### 1.1 ANTECEDENTES

Todo médico, para evaluar el estado de un paciente, debe revisar sus signos vitales tales como:

- Presión Arterial
- Temperatura
- Frecuencia Respiratoria
- Frecuencia Cardíaca
- Saturación de Oxígeno (SaO<sub>2</sub>)

La saturación de oxígeno (SaO<sub>2</sub>), expresa la cantidad de oxígeno que se combina, en el sentido químico, con la hemoglobina para formar la oxihemoglobina, la cual transporta el oxígeno en la sangre hacia los tejidos.

Es muy útil para evaluar la oxigenación arterial de pacientes en los servicios ambulatorios, de tratamiento intensivo y de emergencia o para detectar problemas respiratorios. También permite evaluar los resultados de la oxigenoterapia en forma no invasiva, evitando las punciones arteriales repetidas.

Los valores normales de SaO<sub>2</sub> oscilan entre 90% y 97% con un rango de variación del 3%. Valores por debajo del 90% se asocian con situaciones patológicas e insuficiencia respiratoria.

## 1.2 JUSTIFICACIÓN

En las salas de cuidados intensivos o en pacientes en los que se requiera una monitorización continua, es necesario llevar un registro de los signos vitales y especialmente del porcentaje de saturación de oxígeno (SaO<sub>2</sub>), que incluso ha ayudado a prevenir el 20% estimado de muertes accidentales debidas a su disminución en la sangre.

En la actualidad, existen equipos médicos dedicados al monitoreo de la saturación de oxígeno en la sangre denominados comúnmente oxímetros de pulso, puesto que también son capaces de medir la frecuencia cardiaca (pulso). Varían tanto en complejidad, calidad, tamaño, y marcas. Sin embargo, cuanto más complejos son, mayor es su costo.

Por ejemplo existen oxímetros de bolsillo, como el OxiMax N-65™, cuyo funcionamiento es limitado ya que solo despliega numéricamente el SaO<sub>2</sub> y el pulso, su costo aproximado es de 800 USD.

Por otro lado se encuentran los equipos generalmente utilizados en centros de tratamiento intensivos (CTIs), que a menudo poseen algún tipo de interfaz para conectarse con un PC, o con algún otro equipo de la misma familia, pero no tienen una impresora incluida, ni son capaces de almacenar y procesar datos. Por ejemplo existe el modelo 3304 Autocorr® Pulse Oximeter de marca BCI que solo despliega numéricamente el pulso y la medida de SaO<sub>2</sub>, y posee un display LCD con la forma de onda de la evolución temporal de la SaO<sub>2</sub>; su costo está alrededor de 3500 USD.

En nuestro país debido a la falta de recursos y por el alto costo de los equipos, en los hospitales se importan los oxímetros mas sencillos tales como los de bolsillo y tan solo en los pacientes graves en los que se requiere una monitorización continua y mucho mas precisa, se utilizan equipos mas avanzados y fijos. De ahí la importancia de desarrollar un equipo que ofrezca al médico las facilidades de visualización, almacenamiento e impresión de datos, alarmas audibles y visuales, administración de usuarios y demás características que permitan impulsar la producción nacional de tales equipos. Incluso si se logra abaratar los costos, muchos médicos se verían motivados a adquirirlos, ya que la evaluación de la Saturación de

Oxígeno, es un parámetro importante en la detección de enfermedades y problemas respiratorios.

El equipo que se desarrolla en esta tesis, utilizará sensores médicos de oxímetros de pulso comerciales que se conectarán a un módulo diseñado y construido para acondicionar la señal, que posteriormente será ingresada a la plataforma de automatización Momentum, para digitalizarla y procesarla, luego será enviada por la red a un computador en el que, mediante la utilización de InTouch (Software especializado para HMI), se creará el interfaz para visualizar y monitorear la señal.

Además el sistema estará provisto de cuentas de usuario y niveles de acceso que delimitarán su uso para evitar que personas no autorizadas manipulen el equipo.

La interfaz gráfica desplegará la frecuencia cardiaca (pulso por minuto) y la medida de la Saturación de oxígeno (%), se podrá imprimir los datos obtenidos en papel, configurar y almacenar alarmas en un archivo que incluso guardará la fecha y hora en la que se han producido alarmas debido a variaciones anormales tanto en el pulso como en el nivel de SaO<sub>2</sub>, con la opción de.

El sistema estará provisto de seguridades para niveles de acceso administrativos, de usuarios y de solo visualización. Poseerá una pantalla de Alarmas en la que se podrá configurar sus niveles máximos y mínimos, opciones de inhibición de sonidos y reconocimiento de alarmas. Se diseñará el HMI de forma tal que para el usuario le sea fácil el manejo del sistema, y a la vez, despliegue la mayor cantidad de información de interés.

El Oxímetro de pulso desarrollado, brindará mayor visualización, accesibilidad desde la red y manejo de datos, con la posibilidad de que en un futuro proyecto, se monitoreen automáticamente los demás signos vitales, o se añadan más sensores de oximetría de pulso con la utilización de tan solo una plataforma de automatización.

La Empresa ENERGETROL S.A. tiene un interés marcado en el desarrollo del presente proyecto, ya que desea analizar el desempeño, en el área médica, de la Plataforma de

Automatización Momentum y el software de desarrollo InTouch, para de ésta manera, comercializar proyectos con orientación médica.

### **1.3 OBJETIVOS**

#### **1.3.1 General**

Diseñar y construir un oxímetro de pulso utilizando una plataforma de automatización Momentum.

#### **1.3.2 Específicos**

- Investigar los principios de funcionamiento de los sensores de oximetría.
- Seleccionar de acuerdo a especificaciones técnicas, el sensor de saturación de oxígeno.
- Diseñar e implementar un módulo de acondicionamiento de señal y fuente de poder para el sensor de saturación de oxígeno.
- Digitalizar y procesar en la plataforma de automatización Momentum, la señal amplificada entregada por el módulo de acondicionamiento.
- Realizar el interfaz HMI, en el software InTouch, que permita un adecuado monitoreo de la señal, así como también, un fácil manejo.
- Documentar apropiadamente el proyecto.

### **1.4 ALCANCE**

En el presente proyecto se diseña y construye un Oxímetro de Pulso, para lo cual se implementa un módulo de acondicionamiento de señal y una fuente de alimentación para el sensor de oximetría. La señal será digitalizada y procesada en la plataforma de Automatización Momentum que estará conectada a un computador, en el que se desarrollará el interfaz HMI para monitorear los niveles de Saturación de Oxígeno y el pulso cardiaco. Se proveerá al sistema de alarmas y almacenamiento al momento en que se sucedan, impresión de datos, niveles de seguridad y administración de cuentas de usuario.

## CAPÍTULO II

### MARCO TEÓRICO

#### 2.1 LA OXIMETRÍA DE PULSO

##### 2.1.1 Definición

La oximetría de pulso o pulsioximetría<sup>1</sup> es la medición de la cantidad de oxígeno transportado por la sangre hacia los tejidos y la cuantificación del pulso o frecuencia cardiaca.

En sentido químico, la oximetría valora a la saturación de oxígeno (SaO<sub>2</sub>), la cual expresa la cantidad de oxígeno que se combina con la hemoglobina para formar la oxihemoglobina, que es la molécula encargada de transportar el oxígeno hacia los diferentes tejidos y órganos.

La oximetría de pulso es una técnica no invasiva, (no requiere de la obtención de una muestra de sangre por punción de la arteria), realiza la medición de forma continua y óptica, es decir, aplicando principios de espectrometría los cuales se explicarán mas adelante.

##### 2.1.2 Oxígeno y hemoglobina

El oxígeno<sup>2</sup> (O<sub>2</sub>) es un gas claro, sin olor, constituye el 21% de los gases del aire. Es esencial para producir la energía indispensable para el metabolismo. Mucho o poco O<sub>2</sub> puede ocasionar enfermedad o la muerte, por lo que es importante cuantificar la cantidad de O<sub>2</sub> en la sangre.

---

<sup>1</sup> <http://cdeporte.rediris.es/revista/revista18/artpatrones10.htm>, La oximetría de pulso o pulsioximetría

<sup>2</sup> <http://tratado.uninet.edu/c020106.html>, Valoracion de la oxigenacion y el transporte de oxigeno

La hemoglobina es una proteína que contiene hierro y que le otorga el color rojo a la sangre. Se encuentra en los glóbulos rojos y es la encargada del transporte de oxígeno por la sangre desde los pulmones a los tejidos. Está constituida por cuatro átomos de hierro (hem) y cuatro cadenas de polipéptidos (globina). Cada átomo de hierro reacciona con una molécula de O<sub>2</sub>. Un gramo de hemoglobina transporta 1.34 mL de O<sub>2</sub> aproximadamente.

Si todos los átomos de hierro (hem) se enlazan con las moléculas de O<sub>2</sub>, la hemoglobina se encuentra totalmente saturada (100%). La gran afinidad del hem por el O<sub>2</sub> origina una saturación muy cercana al total en la sangre arterial. En personas sanas comúnmente la saturación de oxígeno es mayor al 90%.

### **2.1.3 Importancia de la saturación de oxígeno SaO<sub>2</sub>**

“La importancia de la medición de la Saturación de Oxígeno radica en detectar a tiempo un caso de déficit de oxígeno en la sangre debido a que una persona no puede sobrevivir más de 5 minutos sin el suministro de oxígeno al cerebro”.

La oximetría de pulso se utiliza en una gran variedad de situaciones que requieren monitoreo del estado del O<sub>2</sub>. Se emplea continua o intermitentemente. No sustituye a la determinación de los gases arteriales, pero proporciona una indicación temprana de la disminución de la saturación de oxihemoglobina antes de que se presenten signos clínicos de hipoxemia. La saturación de oxígeno es un parámetro que permite al médico detectar y analizar enfermedades pulmonares y de insuficiencia respiratoria tales como: asma, atelectasia, neumonía, neumonitis intersticial, tromboembolismo pulmonar, etc.

Es una medida substancial en pacientes que han sufrido intoxicación por cianuro, monóxido de carbono, e incluso en aquellos que han tenido infartos y fallos cardiacos.

Es muy útil para evaluar la oxigenación arterial de pacientes en los servicios ambulatorios, de tratamiento intensivo y de emergencia.

También permite analizar los resultados de la oxigenoterapia cuyo objetivo es mantener niveles de oxigenación adecuados que eviten la hipoxia tisular.

### 2.1.4 Valoración de la saturación de oxígeno

La Saturación de oxígeno (SaO<sub>2</sub>) se mide en porcentaje del total de oxígeno inspirado. El valor<sup>3</sup> normal es mayor a 90% para adultos sin patología pulmonar. Valores por debajo del 90% se asocian con situaciones patológicas e insuficiencia respiratoria. En la monitorización continua se considera una desaturación valorable cuando la SaO<sub>2</sub> cae un 3% respecto a la SaO<sub>2</sub> previa.

La Tabla 2.1 muestra los valores de saturación de oxígeno y la posible actuación frente a ellos.

**Tabla 2.1. Actuación médica según porcentaje de Saturación de oxígeno**

<b>% de Saturación de O<sub>2</sub> y Actuación</b>	
<b>% Saturación</b>	<b>Actuación</b>
> 90 %	No actuación. Valores normales de saturación.
85-90 %	Tratamiento inmediato y monitorización de la respuesta al mismo. Valorar derivación al hospital.
< 85 %	Enfermo grave. Hipoxia severa (Déficit grave del nivel de oxígeno en la sangre). Oxigenoterapia + tratamiento y traslado al hospital.
< 80 %	Valorar intubación y ventilación mecánica.

---

<sup>3</sup> <http://www.fisterra.com/material/tecnicas/pulsioximetria/pulsio.asp>, Pulsioximetría

La oximetría de pulso se utiliza en una gran variedad de situaciones que requieren monitoreo del estado del O<sub>2</sub>. Se emplea continua o intermitentemente. En la Tabla 2.2 se muestra ciertas áreas de la medicina en las que es muy útil el uso de la oximetría de pulso.

**Tabla 2.2. Oximetría de Pulso. Indicaciones clínicas.**

<b>Indicaciones Clínicas para el uso de la Oximetría de Pulso</b>	
1	Anestesia general.
2	Anestesia regional.
3	Monitoreo durante sedación consciente: Endoscopias, tomografía axial computarizada, resonancia nuclear magnética.
4	Unidad de cuidados pos-anestésicos.
5	Unidad de cuidados intensivos: Cardiopulmonar, neonatología.
6	Durante la ventilación mecánica.
7	Guía para determinar el requerimiento de oxígeno terapéutico.
8	Patología cardiopulmonar
9	Vigilancia de O <sub>2</sub> durante el sueño o ejercicio.
10	Apnea obstructiva del sueño.
11	Obesidad mórbida.
12	Ginecoobstetricia.
13	Neonatología.
14	Pediatría.
15	Geriatría.

## 2.2 LA FRECUENCIA CARDIACA

El pulso o frecuencia cardiaca<sup>4</sup> se define como las veces que el corazón realiza el ciclo completo de llenado y vaciado de sus cámaras en un determinado tiempo.

La sangre es bombeada fuera del corazón a través de tubos elásticos llamados arterias y es en ellas en las que las pulsaciones son palpables y hasta visibles, permitiendo la cuantificación del ritmo (si el pulso es regular o no) y de la frecuencia cardiaca.

Por comodidad el pulso se expresa siempre en contracciones por minuto, ya que cuando se toma manualmente lo que se nota es la contracción del corazón (sístole), es decir cuando expulsa la sangre hacia el resto del cuerpo. Su control se realiza de una manera rápida y sencilla, y está en función de muchos aspectos que pueden ser internos, externos o patológicos de un individuo, lo que hace que sea una medida de gran utilidad para los médicos. El pulso rápido puede ser un signo de la presencia de una infección o deshidratación. La medición del pulso o frecuencia cardiaca tiene además otros usos, durante el ejercicio o inmediatamente después, puede suministrar información sobre el estado atlético y de salud de la persona.

El oxímetro de pulso mide la frecuencia cardiaca de una manera óptica e indirecta, ya que la señal entregada por el sensor varía de acuerdo a la cantidad de sangre presente en las arterias la cual es pulsátil. El principio de funcionamiento se explicará detalladamente más adelante.

### 2.2.1 Valoración de la frecuencia cardiaca

La frecuencia cardiaca se mide comúnmente como el número de latidos del corazón en un minuto. Normalmente, el corazón late entre 60 y 100 veces por minuto en adultos que estén en reposo.

---

<sup>4</sup> <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/003399.htm>, MedlinePlus Enciclopedia Médica: Pulso.

En las personas que gozan de buen estado físico (aquellas que hacen ejercicio habitualmente) y las que toman medicamentos para reducir el ritmo cardíaco, la frecuencia puede caer por debajo de 55 latidos por minuto.

Si la frecuencia cardíaca es muy rápida (más de 100 latidos por minuto), se denomina taquicardia (del griego tachýs, rápido y kardía, corazón), mientras que una frecuencia cardíaca inusualmente lenta se denomina bradicardia (del griego bradys, lento y kardía, corazón). Cuando se siente un latido cardíaco adicional se conoce como extrasístole.

### **2.2.2 Factores que afectan a la frecuencia cardíaca**

Las pulsaciones de una persona en un momento dado dependen de varios grupos de variables<sup>5</sup>. En un grupo se podría clasificar a las variables que no dependen directamente del sujeto y en casi todos los casos son temporales y condicionales, como la temperatura, la altura o la calidad del aire, la hora del día o la edad del individuo, y como no mencionar a las enfermedades que de alguna u otra forma, alteran el ritmo cardíaco. En otro grupo las que son intrínsecas del sujeto impuestas por la genética como la altura y el género. Otro grupo que son condicionales y temporales pero de carácter psicológico como el miedo, el amor, el estrés o el sueño. Y en un último grupo las variables que son propiamente modificables por la persona, como son la actividad física que realiza, el tipo de actividad física, el tiempo que lleva realizando la actividad y la intensidad de esta.

### **2.2.3 FCR: Frecuencia cardíaca en reposo**

Se obtiene inmediatamente después de despertarse o bien, relajándose 5 minutos antes de la medición. A continuación se muestra en la Tabla 2.3, la frecuencia cardíaca en reposo<sup>6</sup> de acuerdo a la edad.

---

<sup>5</sup> <http://www.frecuencia-cardiaca.com/css/letras.css>, Factores que afectan a la frecuencia cardíaca

<sup>6</sup> <http://www.deporte.org.mx/culturafisica/pnaf/paginas/frecuenciacardiaca.htm>, Como tomar tu frecuencia cardíaca

**Tabla 2.3. Frecuencia cardiaca en reposo de acuerdo a la edad**

<b>Frecuencia cardiaca en reposo de acuerdo a la edad</b>	
<b>Edad</b>	<b>Latidos por minuto</b>
Recién nacidos	de 100 a 160
Niños de 1 a 10 años	de 70 a 120
Niños de más de 10 años y adultos	de 60 a 100
Aletas bien entrenados	de 40 a 60

Mediante el pulso en reposo se puede determinar aproximadamente el estado físico de una persona, lo cual se muestra en la siguiente tabla:

**Tabla 2.4. Frecuencia Cardiaca en reposo de acuerdo a la condición física**

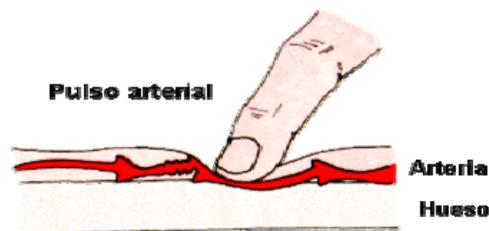
<b>Frecuencia Cardiaca en reposo de acuerdo a la condición física de la persona</b>				
<b>Hombres (pulso por min.)</b>				
<b>Edad</b>	<b>Malo</b>	<b>Normal</b>	<b>Bien</b>	<b>Excelente</b>
20-29	86+	70-84	62-68	60 o menos
30-39	86+	72-84	64-70	62 o menos
40-49	90+	74-88	66-72	64 o menos
50+	90+	76-88	68-74	66 o menos

<b>Mujeres (pulso por min.)</b>				
20-29	96+	78-94	72-76	70 o menos
30-39	98+	80-96	72-78	70 o menos
40-49	100+	80-98	74-78	72 o menos
50+	104+	84-102	76-82	74 o menos

#### 2.2.4 Medición Manual de la frecuencia cardiaca

Se decidió incluir éste sub-tema debido a que fue de vital importancia la medición manual<sup>7</sup> de la frecuencia cardiaca para el óptimo desarrollo y calibración del proyecto.

La palpación del pulso puede realizarse sobre cualquier arteria superficial que se apoye en un plano relativamente consistente tal como lo muestra la Figura 2.1.



**Figura 2.1. Medición manual del pulso arterial**

Lo usual es que se efectúe sobre la arteria Radial o en la arteria carótida.

<sup>7</sup> <http://www.medicinapreventiva.com.ve/auxilio/signos/pulso.htm>, El Pulso: medicinapreventiva.

La arteria radial se ubica a nivel de la muñeca, en el denominado "canal del pulso", colocando los dedos índice y medio del explorador sobre el trayecto de la arteria. Como referencia, se localiza del lado del dedo pulgar, a nivel de la muñeca, cerca del extremo externo del antebrazo.

La arteria carótida se localiza en el cuello. La forma correcta de medición del pulso en ella, se muestra en la Figura 2.2.



**Figura 2.2. Pulso en la arteria carótida**

### **2.2.5 Relación entre la saturación de oxígeno y el pulso**

A lo largo del desarrollo de este capítulo se ha podido constatar la importancia individual que tiene tanto la saturación de Oxígeno como el pulso cardíaco, y más aun, es de vital interés la relación que ellos tienen al momento de diagnosticar a un paciente, debido a que una disminución en la cantidad de oxígeno en la sangre conlleva a un pulso cardíaco superior que compense dicho déficit, es por ello que resulta muy conveniente sensar conjuntamente estos dos parámetros facilitando de esta manera un diagnóstico apropiado por parte del médico.

### **2.3 LIMITACIONES DE LA OXIMETRÍA DE PULSO<sup>8</sup>**

Debido a que la oximetría de pulso mide la saturación de O<sub>2</sub> y el pulso por métodos espectrofotométricos, existen factores que limitan su uso. Ciertas condiciones pueden resultar en lecturas no reales, incorrectas o poco informativas. A continuación se describirán algunas de ellas.

---

<sup>8</sup> <http://www.fisterra.com/material/tecnicas/pulsioximetria/pulsio.asp>, Pulsioximetría.

### 2.3.1 Por situaciones anormales o patológicas<sup>9</sup>

- **Dishemoglobinemias:** Otras moléculas presentes en la sangre afectan la exactitud de los valores obtenidos. La presencia de hemoglobina disfuncional origina lecturas equivocadas. Cuando se crea que existan cantidades anormales de estas moléculas se debe recurrir a la gasometría para obtener mediciones reales.
- **Anemia:** Causa disminución del contenido de oxígeno arterial por reducción del número de moléculas de hemoglobina necesarias para el transporte de O<sub>2</sub>. Con una hemoglobina menor de 5 g/dL, el oxímetro muestra una saturación alta. Sin embargo, hay hipoxemia debido a la disminución de los niveles de hemoglobina y, por lo tanto, disminución del contenido total de O<sub>2</sub>.
- **Anemia de células falciformes:** En este tipo de anemia, se alteran la forma y función de los eritrocitos. Generalmente hay hipoxemia moderada y la curva de disociación de la oxihemoglobina se desvía a la derecha, por lo que se presentan sobreestimaciones de la saturación de O<sub>2</sub> en el oxímetro.
- **Vasoconstricción e hipotermia:** La vasoconstricción secundaria a frío, choque, presión de pulso baja, habitualmente dificulta la detección de la SpO<sub>2</sub> en los dedos, por disminución de la perfusión tisular y falla en el registro de la señal.
- **Arritmias cardiacas:** La fibrilación auricular causa perfusión irregular e inadecuada y mediciones de saturación falsamente bajas.
- **Hemoglobina fetal:** La hemoglobina fetal (HbF) difiere de la hemoglobina del adulto en la secuencia de aminoácidos. Esta diferencia no afecta las propiedades de absorción de la luz. La lectura del oxímetro es la misma para la hemoglobina del adulto y la fetal (HbF).
- **Carboxihemoglobina (COHb) y metahemoglobina (MetHb):** están contenidas en la sangre pero en pequeñas proporciones, ambas absorben luz roja e infrarroja, lo que

---

<sup>9</sup> <http://www.fisterra.com/material/tecnicas/pulsioximetria/pulsio.asp>, Pulsioximetría.

representa un problema si la concentración de una u otra aumenta. La COHb absorbe muy poca luz en el rango del infrarrojo, mientras que en el rango de 660 nm absorbe tanta luz como la oxihemoglobina. Esto implica que, en caso de intoxicación por monóxido de carbono, en fumadores crónicos o contaminación ambiental, en el oxímetro de pulso se obtiene una cifra de saturación normal, que correspondería a la suma de la COHb más la oxihemoglobina (HbO<sub>2</sub>), cuando en realidad la saturación está por debajo de lo normal.

Otra situación semejante es la que se ocasiona por la presencia de MetHb. Ésta se puede encontrar después del uso de anestésicos locales (prilocaína, benzocaína), sulfonamidas, nitroprusiato de sodio, antipalúdicos, dapsona. La presencia de MetHb impide la reversibilidad de la unión con el O<sub>2</sub> y dificulta la descarga de éste a los tejidos. La MetHb tiene una absorción muy similar a la desoxihemoglobina a 660 nm, mientras que a 940 nm su absorción es mucho mayor que la de las otras hemoglobinas.

Clínicamente, produce un oscurecimiento de la sangre, lo que provoca una medición errónea en el oxímetro. Medidas falsamente bajas cuando la saturación de O<sub>2</sub> es superior a 85%, y falsamente altas cuando la saturación está por debajo de 85%.

- **Hipoperfusión:** En estados de baja perfusión, tales como gasto cardiaco bajo, vasoconstricción, hipotermia, hipovolemia, hipotensión severa, particularmente en pacientes críticos o de cirugía cardiaca, la lectura del oxímetro se dificulta.
- **Micosis ungueales:** Las micosis (hongos) superficiales de las uñas de los dedos cambian la lectura del oxímetro de pulso. Se obtienen valores menores.
- **Colorantes:** El radio de absorción puede ser afectado por cualquier sustancia presente en la sangre que absorba luz entre 660 y 940 nm. Los colorantes intravenosos son un buen ejemplo. El azul de metileno causa una caída de la SpO<sub>2</sub> de aproximadamente un 60% durante uno o dos minutos. Otros colorantes, como el índigo carmín y el verde de indocianina, alteran la lectura por un corto periodo.

### 2.3.2 Por interferencias y factores externos<sup>10</sup>

Existe un número importante de interferencias a considerar cuando se usa el oxímetro de pulso. Las causas más comunes incluyen:

- **Movimiento:** La causa más frecuente de lecturas inadecuadas de SpO<sub>2</sub> es el movimiento, en particular en neonatos. Afecta la habilidad de la luz para viajar de los diodos emisores de luz hacia el fotodetector. El parkinsonismo, las crisis convulsivas, los temblores, originan problemas con la detección de la saturación con mediciones falsamente altas.
- **Luz quirúrgica:** Si la luz ambiental es muy intensa o su frecuencia es similar a la de los LED, ocasiona interferencia con la medición de la saturación. La luz fluorescente y de xenón, causan lecturas bajas de SpO<sub>2</sub>. Se evita, si se cubre el sensor con un material opaco.
- **Esmalte de uñas:** El esmalte oscuro (azul, negro y verde) altera con más frecuencia las lecturas de la SpO<sub>2</sub>. Se recomienda remover el esmalte. Si no es posible, colocar el sensor en otra área (lóbulo de la oreja, dedo del pie o lateralmente en el dedo de la mano).
- **Hiperpigmentación de la piel:** Lecturas bajas de SpO<sub>2</sub> se pueden presentar con más frecuencia en personas con piel oscura, debido probablemente a que la piel interfiere con la absorción de las longitudes de onda.
- **Posición del sensor:** Si la colocación del sensor en el dedo o en el lóbulo de la oreja es inadecuada, la cifra de SpO<sub>2</sub> es falsamente baja, debido a que el sensor queda de lado y mide por una parte la superficie del dedo y, por otro lado, la luz que se transmite del medio ambiente. Se denomina “efecto penumbra”.

---

<sup>10</sup> <http://www.fisterra.com/material/tecnicas/pulsioximetria/pulsio.asp>, Pulsioximetría.

### 2.3.3 Contraindicaciones

El oxímetro de pulso se utiliza ampliamente, por lo general sin mayores problemas. Sin embargo, durante la imagen por resonancia magnética (IRM) se requiere cuidado, ya que se pueden producir quemaduras de segundo y tercer grado debido a la interferencia con los cables y sensores conductivos del oxímetro. Existen oxímetros específicamente diseñados para su utilización en IRM.

La lesión tisular es otra complicación que se presenta por el uso prolongado del sensor o por sensores defectuosos, e incluso isquemia y necrosis por compresión demasiado fuerte del sensor al dedo.

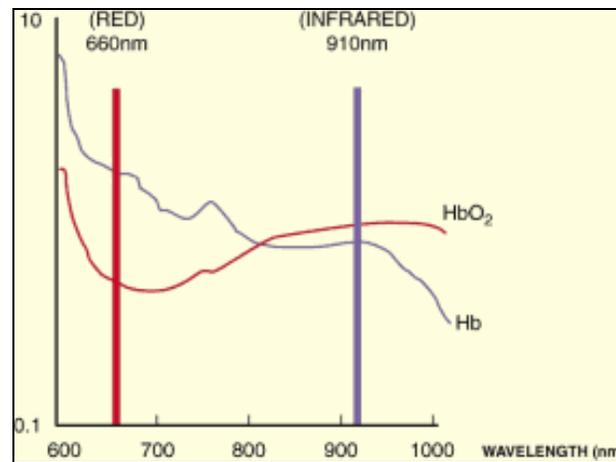
## 2.4 FUNDAMENTOS DE LA OXIMETRÍA DE PULSO<sup>11</sup>.

Para medir la saturación arterial de O<sub>2</sub>, los oxímetros de pulso combinan dos técnicas íntimamente relacionadas a los fenómenos luminosos, como son la transmisión (espectrofotometría) y la recepción (fotoplestimografía). La primera determina el porcentaje de hemoglobina oxigenada (HbO<sub>2</sub>) en la sangre y la segunda diferencia los vasos venosos de los arteriales. Los espectrofotómetros miden la saturación de la hemoglobina dado que el color y la densidad óptica de esta molécula cambia de acuerdo a la cantidad de oxígeno que este unido a ella. La hemoglobina oxigenada aparece roja brillante, mientras que la hemoglobina sin oxígeno (Hb) aparece con un color azul oscuro. Por lo tanto, cada especie de hemoglobina tiene su propia curva característica de absorción.

La Figura 2.3 muestra que la mayor diferencia en los espectros de absorción entre los dos tipos de hemoglobina se da en el rango de los 660nm (frecuencia correspondiente al rojo). Por lo tanto cuando una luz roja es transmitida a través de una muestra de sangre bien oxigenada (sangre roja brillante), una significativa cantidad de luz pasa a través de la hemoglobina. Por otro lado, si la sangre esta desoxigenada (azul oscuro), menor cantidad de luz atraviesa la molécula de hemoglobina.

---

<sup>11</sup> [www.bioingenieria.edu.ar/academica/catedras/radiaciones/tema5.pdf](http://www.bioingenieria.edu.ar/academica/catedras/radiaciones/tema5.pdf), Radiaciones no ionizantes, aplicaciones.

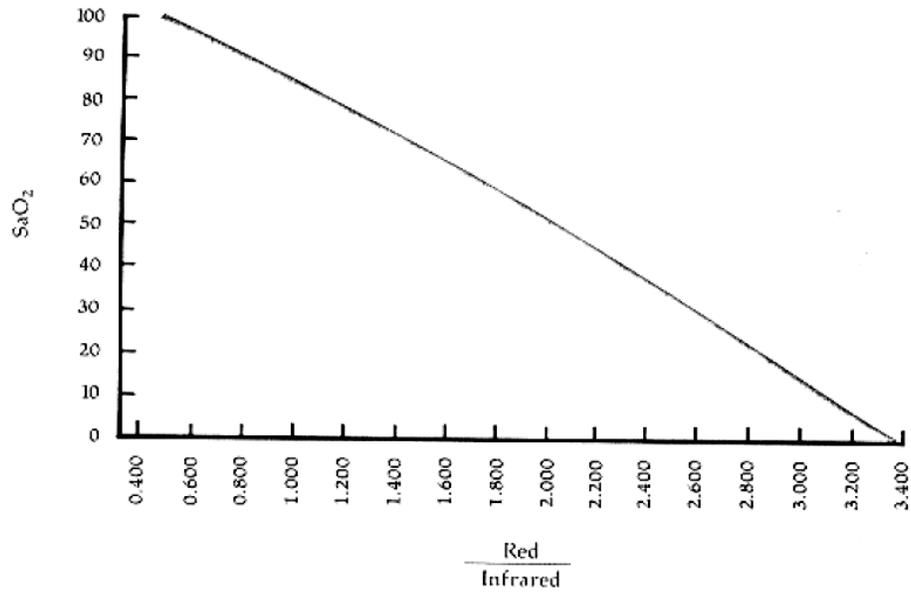


**Figura 2.3. Características de absorción de la hemoglobina oxigenada y la desoxigenada**

Además de la luz roja, los oxímetros de pulso usan una segunda longitud de onda para calcular la saturación de O<sub>2</sub>. En la Figura 2.3 las líneas verticales (una a 660nm y otra a 940nm) representan las longitudes de onda que utilizan los diodos Leds de los sensores de Oximetría.

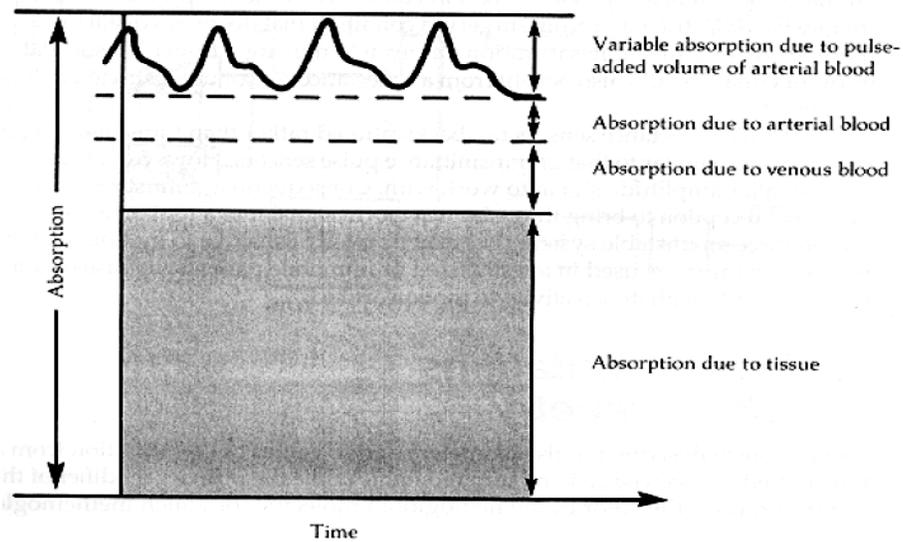
La transmisión de la luz roja a través de la sangre es dependiente del grado de saturación de la hemoglobina, dependencia que no existe en el IR. Por lo tanto, una proporción entre las intensidades transmitidas y detectadas entre el rojo e el IR puede ser calculada.

Ésta relación es la que utiliza el oxímetro de pulso para establecer un valor de O<sub>2</sub> saturado. En la Figura 2.4 se puede observar esta relación de proporción.



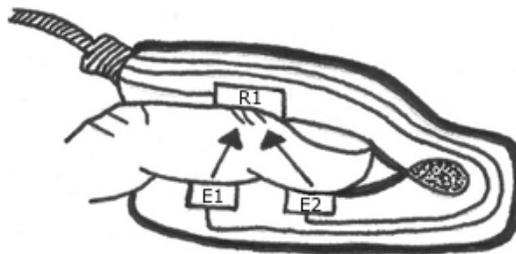
**Figura 2.4. Relación entre la luz roja e IR con su correspondiente valor de SaO<sub>2</sub>**

La fotoplestimografía utiliza la reflexión o la transmisión de la luz a través de los tejidos vasculares para poder medir la presión arterial de las ondas generadas por el ciclo cardíaco. El principio básico es que si una constante cantidad de luz es transmitida a través de un lecho vascular pulsante, entonces mayor cantidad de luz será transmitida por el lecho cuando las arterias estén casi vacías (diástole cardíaca) que cuando las arteriolas estén prácticamente llenas (sístole cardíaca). El llenado y vaciado de las arteriolas afecta el paso de la luz transmitida lo cual causa que la intensidad de la luz recibida fluctúe. La parte fluctuante de la intensidad de luz recibida es definida como una señal de corriente alterna. Adicionalmente, existen otros potenciales modificadores de la luz transmitida, como son el propio tejido, la sangre venosa, como así también una porción de la sangre arterial. Sin embargo, dado que estas sustancias absorben una cantidad constante de la luz transmitida, su influencia sobre la transmisión y recepción de la señal luminosa hace que esta sea una señal estática (Ver Figura 2.5). Esta porción estática es llamada corriente directa. Por lo tanto, aislando la señal pulsátil de la porción de la luz absorbida y midiendo por espectrofotometría la unión del O<sub>2</sub> a la hemoglobina durante este tiempo, esta información presenta una buena correlación con la saturación de O<sub>2</sub> arterial.



**Figura 2.5. Componentes dinámicos y estáticos que afectan la absorción de la luz**

Un típico oxímetro de pulso, posee una configuración de un led emitiendo en el rojo y un led emitiendo en el IR; los cuales son colocados del mismo lado del sitio a monitorear. Un fotorreceptor es posicionado en el lado opuesto. El principal requerimiento de dichos sensores es que el sitio a monitorear no tenga mucho espesor para que no existan problemas en el paso de la luz. Por esto, normalmente estos dispositivos se ubican en las orejas y dedos de la mano (ver Figura 2.6.).



**Figura 2.6. Sensor de Oximetría con dos emisores y un receptor**

Las longitudes de onda a las que emiten los leds pueden tener alguna pequeña variación dependiendo del fabricante, tal como se muestra en la Tabla 2.5, pero son generalmente de este orden, el rojo está en el rango 630 – 660nm y el infrarrojo 800 a 900nm.

**Tabla 2.5. Características del sensor según el fabricante**

<b>Sensor</b>	<b>Longitud de onda</b>	<b>Potencia</b>
Red	<i>662nm</i>	<i>1.8mW</i>
Infrared	<i>905nm</i>	2.0 mW (Nellcor, Datex, CSI, BCI)
	<i>940nm</i>	1,5 mW (Ohmeda, Novametrix)

En algunas ocasiones se utilizan LEDs láser como emisores debido a su precisión en el espectro de emisión, dado que a longitudes de onda cercanas a las utilizadas hay otras sustancias en la sangre que cambian su emisión.

## CAPÍTULO III

### DISEÑO DEL HARDWARE

#### 3.1 INTRODUCCIÓN

Para el diseño del Hardware se partirá de la descripción técnica tanto del sensor de oximetría así como de la plataforma de automatización Momentum para posteriormente analizar si se requiere de algún tipo de acondicionamiento para la señal del sensor.

El diagrama de bloques del oxímetro a desarrollarse se muestra a continuación.

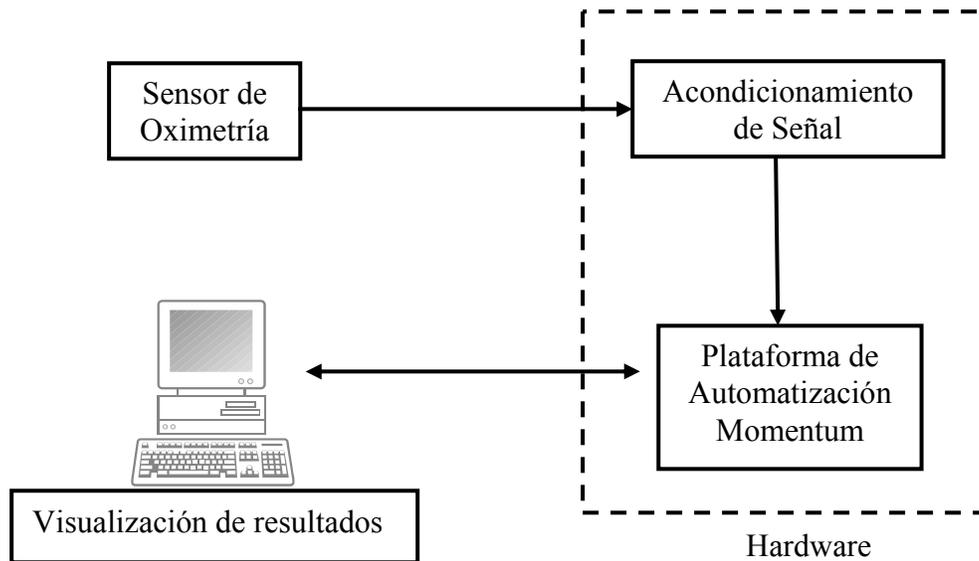


Figura 3.1. Diagrama de bloques constitutivo del oxímetro de pulso

### 3.2 DESCRIPCIÓN DEL SENSOR A UTILIZARSE

Existen pocas empresas dedicadas al diseño y construcción de oxímetros de pulso, cada una de las cuales ha diseñado su propio modelo de conector para los sensores. En la Tabla 3.1 podemos distinguir la variedad de conectores de los sensores de oximetría de las empresas fabricantes con reconocimiento mundial<sup>12</sup>.

**Tabla 3.1. Fabricantes y tipo de conector para sensores de oximetría.<sup>13</sup>**

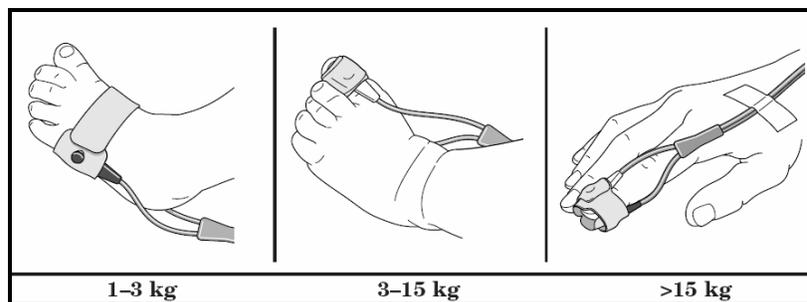
Fabricante	Tipo de Conector
CSI (CRITICARE)	
DATASCOPE	
NOVAMETRIX	
OHMEDA	
PHILIPS(HP)	
SPACELABS	
NELLCOR	

<sup>12</sup> [www.omicroningenieria.com](http://www.omicroningenieria.com), Sensores Genericos y conectores.

<sup>13</sup> <http://www.biogenesis.com.uy/catoxi2.htm>, Catálogo Sensores de SpO2.

De acuerdo al modelo del conector se optó por los sensores de la marca Nellcor ya que su modelo es compatible con conectores tipo hembra DB9 estándar.

Por otro lado, los fabricantes dan una gran variedad de diseños<sup>14</sup> de acuerdo al paciente, por ejemplo se tienen sensores para recién nacidos, especialmente diseñados para disminuir su sensibilidad al ruido, otros para niños y para adultos, del tipo desechable y reusable, (Ver Figura 3.2.), o para distintos lugares de sensamiento tales como un dedo de la mano, del pie, el lóbulo de la oreja, del tipo pinza o en Y o del tipo reflectante comúnmente usado en la frente del paciente.



**Figura 3.2. Ubicación del sensor tipo Y en diferentes áreas del paciente.**

La información técnica de los sensores así como de la configuración de los pines de cada sensor es muy reservada, en ningún manual técnico de las marcas líderes se ha logrado obtener detalles concretos y específicos de los sensores, ni de sus voltajes de polarización, mucho menos de la identificación de entradas y salidas en el conector.

Por lo tanto se adquirió un sensor del tipo desechable para adulto de la marca Nellcor con el objetivo de desarmarlo y averiguar de esta manera la configuración de los pines del mismo. Además, se consultó los manuales técnicos de los oxímetros Nellcor para deducir la información técnica del sensor<sup>15</sup>

Posteriormente se adquirió un sensor de tipo pinza re-usable para adulto que está indicado para la vigilancia continua no invasiva de la saturación de oxígeno arterial y la

<sup>14</sup> <http://www.nellcor.com/prod/>, Tipos de sensores de la marca Nellcor.

<sup>15</sup> [http://www.mallinckrodt.com/respiratory/resp/Serv\\_Supp/ProductManuals.html](http://www.mallinckrodt.com/respiratory/resp/Serv_Supp/ProductManuals.html), Manuales técnicos de oxímetros Nellcor.

frecuencia del pulso en pacientes de más de 40 kg de peso<sup>16</sup>, cuyo aspecto se muestra en la Figura 3.3. Cabe resaltar que este tipo de sensor está contraindicado para pacientes activos (personas con movimiento) o para usos prolongados. No está diseñado para la vigilancia durante largos períodos de tiempo. Debe moverse cada 4 horas (o más a menudo si así lo requiere el estado de la circulación o la integridad de la piel) y volverse a aplicar en un lugar diferente.



**Figura 3.3. Sensor DS – 100A de Nellcor**

De la experimentación con el sensor desechable y de la lectura de los manuales técnicos de los oxímetros Nellcor se dedujo la configuración de pines mostrada en la Tabla 3.2, para los sensores compatibles con la marca:

**Tabla 3.2. Descripción de pines del sensor utilizado**

PIN	DESCRIPCIÓN
1	R sensor
2	Polarización de los Leds.
3	Polarización de los Leds
4	No existe
5	Salida (+)
6	R sensor
7	GND del cable.
8	No existe.
9	Salida (-).

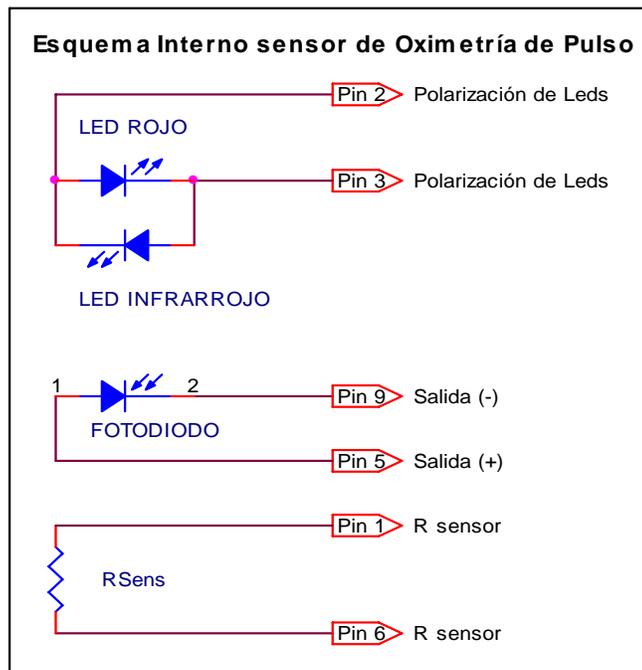
<sup>16</sup> [http://www.mallinckrodt.com/respiratory/resp/Serv\\_Supp/pdfs/dfu/10000647A\\_DFUS100A.pdf](http://www.mallinckrodt.com/respiratory/resp/Serv_Supp/pdfs/dfu/10000647A_DFUS100A.pdf), Sensor DS-100A.

Los pines 1 y 6 correspondientes a R sensor, son los terminales de una resistencia interna codificada por el fabricante, la cual es utilizada por los oxímetros para determinar el tipo de sensor, ya sea desechable, reusable, para niño, o adulto. Por tanto estas dos terminales no serán usadas en el desarrollo del proyecto.

Los pines 2 y 3 corresponden a la polarización de los leds rojo e infrarrojo los cuales están colocados dentro del sensor tal como se muestra en la Figura 3.4.

Los pines 5 y 9 son los terminales del fotodiodo que es el encargado de detectar la variación de la luz transmitida por los leds.

El pin 7 corresponde al recubrimiento metálico del cable que al estar conectado a tierra, da un cierto grado de protección con respecto al ruido electromagnético y a la estática.



**Figura 3.4. Esquema interno del Sensor de Oximetría.**

Los diodos Leds presentan un comportamiento parecido al de un diodo rectificador sin embargo, su tensión de umbral, varía dependiendo del color del diodo. Esto lo podemos constatar en la Tabla 3.3.

**Tabla 3.3. Relación entre el color y la tensión de umbral de Leds**

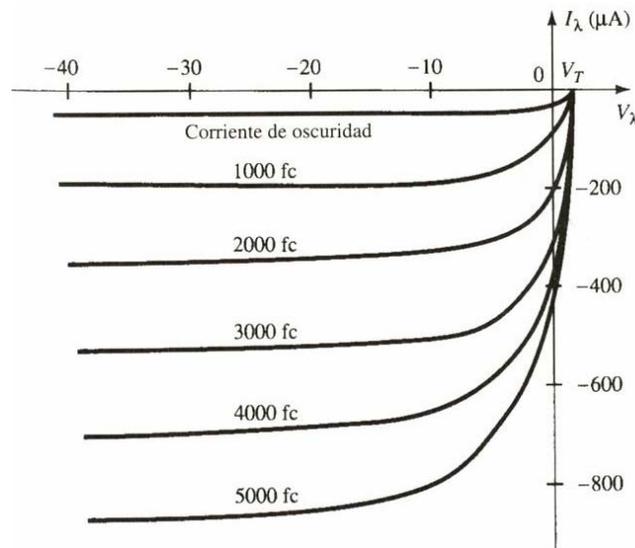
COLOR	TENSION DE UMBRAL
Infrarrojo	1,3v
Rojo	1,7v

El conocimiento de esta tensión es fundamental para el diseño del circuito, pues normalmente se le coloca en serie una resistencia que limita la intensidad que circulará por él. Cuando se polariza directamente se comporta como una lámpara que emite una luz cuyo color depende de los materiales con los que se fabrica. Cuando se polariza inversamente no se enciende y además no deja circular la corriente. Es por ello que la marca Nellcor ha decidido colocar el led rojo inversamente con respecto al led infrarrojo, para que al conmutar la polarización se encienda uno u otro.

La intensidad luminosa con la que brilla un led se puede controlar de acuerdo a la intensidad de corriente que pasa por él. La mínima intensidad de corriente que necesita un diodo LED para que emita luz es de 4mA y, por precaución como máximo debe aplicarse 50mA. Además el sensor de saturación de oxígeno utiliza leds diseñados especialmente para emitir su luz a una determinada longitud de onda, la misma que para los sensores Nellcor es de 662nm para el led rojo y de 905nm para el led infrarrojo.

La luz emitida por los leds pasará a través del dedo y será captada por un único fotodiodo el cual es un dispositivo semiconductor de unión *p-n* cuya región de operación está limitada a la región de polarización inversa. “La aplicación de luz a la unión dará como resultado una transferencia de energía de las ondas de luz incidente (en forma de fotones) a la estructura atómica, produciéndose un aumento en la cantidad de portadores minoritarios y un incremento del nivel de la corriente inversa. Esto se muestra con claridad en la Figura 3.5. La corriente de oscuridad es aquella que existe cuando no se ha aplicado iluminación.

Hay que destacar que la corriente solo regresará a cero con una polarización positiva aplicada igual a  $V_T$ .<sup>17</sup>



**Figura 3.5. Características del fotodiodo**<sup>18</sup>

De la figura anterior podemos destacar que “el espaciado casi igual entre las curvas para el mismo incremento en flujo luminoso revela que la corriente inversa y el flujo luminoso están relacionados casi linealmente. En otras palabras, *un aumento en intensidad de luz dará como resultado un incremento similar en corriente inversa*”.<sup>17</sup>

Es importante destacar que la corriente producida en el fotodiodo<sup>19</sup> debido a la captación de luz, está en el rango de los  $\mu A$ , en este punto se ve la necesidad de poder amplificarla y convertirla en voltaje para su correcto y mejor sensamiento.

A continuación se resume en una tabla las características del sensor que se deben tomar en cuenta para el diseño del hardware.

<sup>17</sup> BOYLESTAD, Robert – NASHESKY, Louis, **Electrónica: Teoría de Circuitos**, sexta edición, Prentice Hall, México 1997, pag 846-849.

<sup>18</sup> fc (pies candelas) es la unidad normalmente usada para medir la intensidad luminosa.

<sup>19</sup> <http://www.centrovision.com/tech2.htm>, A Primer on Photodiode Technology.

**Tabla 3.4. Características Técnicas del sensor de Oximetría**

<b>Características del sensor a tomar en cuenta para el diseño del Hardware</b>
1 led que emite en el rango rojo a 662nm
1 led que emite en el rango infrarrojo a 905nm
Los 2 leds están colocados opuestamente uno del otro
Rango de corriente de alimentación para los leds es de 0 – 50 mA
1 fotodiodo cuyo rango de producción de corriente es de 0 – 800µA

### 3.3 DESCRIPCIÓN DE LA PLATAFORMA DE AUTOMATIZACIÓN MOMENTUM<sup>20</sup>

Luego de haber descrito al sensor de oximetría a utilizarse, se procede a describir la plataforma de automatización Momentum, con el objetivo de determinar la factibilidad de conexión directa del sensor con la plataforma o si se requiere de una etapa intermedia de acondicionamiento y amplificación de señal.

La plataforma de Automatización Momentum es un sistema de control lógico programable (PLC), que divide sus componentes en 4 grupos fundamentales como son:

- ◆ Adaptadores de comunicación.
- ◆ Bases de entrada y salida (I/O).
- ◆ Procesadores.
- ◆ Adaptadores opcionales.

De estos grupos fundamentales, el usuario final elige los componentes de acuerdo a sus necesidades.

---

<sup>20</sup> [http://www.graybar.com/automation/ga\\_manuals/Hardware/TsxMomentum/Momentum\\_Catalog\\_July02.pdf](http://www.graybar.com/automation/ga_manuals/Hardware/TsxMomentum/Momentum_Catalog_July02.pdf), “Introducción a los componentes Momentum”

### 3.3.1 El Procesador<sup>21</sup>

Para el desarrollo del proyecto se utilizó como Procesador el 171 CCC 980 30 debido principalmente a que posee un puerto ethernet incorporado lo que facilitará el acceso al PLC desde la red. Las características principales de éste procesador son:

- ◆ Puerto Ethernet
- ◆ Puerto Modbus 2/sólo RS485
- ◆ 544Kb de memoria interna
- ◆ 50MHz de velocidad de reloj

#### Características Mecánicas:

Peso	42,5 g
Dimensiones (AlxPrxAn)	25,9 x 61,02 x 125mm
Material (cercamientos/enmarcados)	Lexan

#### Condiciones de funcionamiento:

Temperatura:	0 a 60 grados C
Humedad:	5 a 95% (sin condensación)
Interacciones químicas:	Los cercamientos y enmarcados están fabricados con Lexan, un policarbonato que puede dañarse en contacto con soluciones alcalinas fuertes.
Inmunidad a la interferencia radioeléctrica:	Cumple con los requisitos de la certificación CE para equipos abiertos.

### 3.3.2 Base de entrada y salida<sup>22</sup>

Se eligió la base 170 AMM 090 00, que es un módulo de E/S analógicas de 4 canales de entrada y 2 de salidas las cuales son configurables tanto como para voltaje o como para

---

21 [http://www.graybar.com/automation/ga\\_manuals/Hardware/TsxMomentum/870USE00200%20Ver.4%20Chpt%2001%20&%2002%20-%20Introducing%20the%20TSX%20Momentum.pdf](http://www.graybar.com/automation/ga_manuals/Hardware/TsxMomentum/870USE00200%20Ver.4%20Chpt%2001%20&%2002%20-%20Introducing%20the%20TSX%20Momentum.pdf), "171 CCC 980 30 (Adaptador de procesador M1)"

22 [http://www.summit.com/markets/automation/sw\\_automation/Manuals/Momentum/Momentum%20IO%20base1.pdf](http://www.summit.com/markets/automation/sw_automation/Manuals/Momentum/Momentum%20IO%20base1.pdf), TSX Momentum I/O Base User Guide, 170 AMM 090 00 chapter 11

corriente, con varios rangos de medición, además cuenta con puntos de E/S de 24 V CC, es una base mixta que ofrece varias opciones de configuración para sus entradas y salidas las cuales podrían ser utilizadas durante el desarrollo del proyecto.

#### **Características generales:**

Tipo de módulo	4 entradas diferenciales, 2 salidas (analógicas) 4 entradas, 2 salidas (binarias)
Tensión de alimentación	24 V CC
Rango de tensión de alimentación	20 ... 30 V CC
Consumo de corriente alimentación	máximo de 350 mA a 24 V CC
Potencia de pérdidas	típica de 4 W máxima de 6 W
Asignación de E/S	5 palabras de entrada, 5 palabras de salida

#### **Fusibles para Protección:**

Interno	ninguno
Tensión de funcionamiento L+	325 mA, de acción rápida
Tensión de salida 1L+	Dependiendo de la aplicación, máx. 5 A, de acción rápida
Tensión de entrada 1L+	Dependiendo de la aplicación, máx. 1 A, de acción rápida

#### **Dimensiones físicas:**

Ancho	125 mm
Profundidad (sin adaptador)	40 mm
Longitud	141,5 mm sin barra de bus 159, 5 mm con barra de bus de dos filas 171, 5 mm con barra de bus de tres filas
Peso	240 g

**Características de las entradas analógicas:**

Cantidad de canales	4 entradas diferenciales
Tensión de modo común	Tensión de entrada desde Ag +/- 11 V
Supresión del modo común	> 54 dB
Rangos de tensión	+/- 30 V cuando la fuente de tensión es 24 V +/- 50 V máx. 100 s.
Rangos de corriente	corriente de entrada < 48 mA
Resistencia de entrada	> 1 MOhm en el rango de tensión, 250 Ohm en el rango de corriente
Constante de tiempo filtro de entrada	120 microsegundos (típ.)

**Datos específicos del rango:**

Rango	+/- 10 V, +/- 5 V, 1...5 V +/- 20 mA, 4...20mA
Tiempo de conversión	10 ms para todos los canales
Error de conversión a 25 °C	máx. 0,16 % del valor superior de rango de medición
Consistencia de conversión	máx. 0,04 % del valor superior de rango de medición
Resolución	14 bits (+/-10V) 13 bits (+/-5V, +/-mA) 12 bits (1...5V, 4...20mA)

**Características de las salidas analógicas:**

Cantidad de canales	2
Tiempo de conversión	1 ms para todos los canales
Error de conversión a 25 °C	máx. +/- 0,35 % del valor superior de rango de medición

Fuente de alimentación en bucle	Ninguna requerida
Error de 0 a 60 °C	máx. +/- 0.7 % del valor superior de rango de medición
Linealidad	+/- 1 LSB (monótona)
Rango	+/-10 V de tensión, 0 ... 20 mA de corriente
Carga de entrada	>= 3 KOhm (voltaje), <= 600 Ohms (corriente)
Resolución	12 bits

### Características de las entradas binarias:

Cantidad de puntos	4
Tipo de señal	Alto verdadero
Tensión en estado ON	+11... +30 V CC
Tensión en estado OFF	-3... +5 V CC
Corriente de entrada	Mínimo de 2,5 mA en estado ON Máximo de 1,2 mA en estado OFF
Rango de tensión de entrada	-3... +30 V CC
Resistencia de entrada	4 k Ohm
Tiempo de respuesta	2,2 ms de OFF a ON; 2,2 ms de ON a OFF

### Salidas binarias:

Un circuito de vigilancia de temperatura de dos puntos protege todas las salidas binarias de cortocircuitos y sobrecargas. La corriente de una salida que sufre un cortocircuito se limita a un valor que no produce daños. El cortocircuito calienta el controlador de salida y la salida se desconecta. Se conectará de nuevo si el controlador abandona el estado de sobre temperatura. Si persiste el cortocircuito, el controlador alcanzará el estado de sobre temperatura una vez más y se volverá a desconectar.

Las salidas continuarán desconectándose y volviéndose a conectar hasta que el motivo del error sea eliminado.

**Características de las salidas binarias:**

Tipo de salida	Semiconductor
Tensión de salida	Alimentación externa - 5 V CC
Cantidad de puntos	2
Capacidad de corriente	1 A/punto como máximo
Tipo de señal	Alto verdadero
Corriente de pérdidas (salida)	< 1 mA a 24 V CC
Caída de tensión en estado conectado	< 0,5 V CC a 0,5 A
Protección de salida	Las salidas están protegidas electrónicamente en caso de cortocircuito o sobrecarga
Notificación de fallos	Se enciende un LED rojo/punto (fila 3) cuando se produce un cortocircuito o una sobrecarga
Indicación de errores	Mensaje "I/O Error" en el adaptador del bus si el módulo es defectuoso
Tiempo de respuesta (carga resistiva/0,5 A)	< 0,1 ms de OFF a ON < 0,1 ms de ON a OFF
Ciclos máximos de conmutación	1.000/h con carga inductiva de 0,5 A, 100/s con carga resistiva de 0,5 A/s con carga de tungsteno de 1,2 W

**Ilustración del panel frontal:**

A continuación se muestra la ilustración del panel frontal de la unidad de E/S.

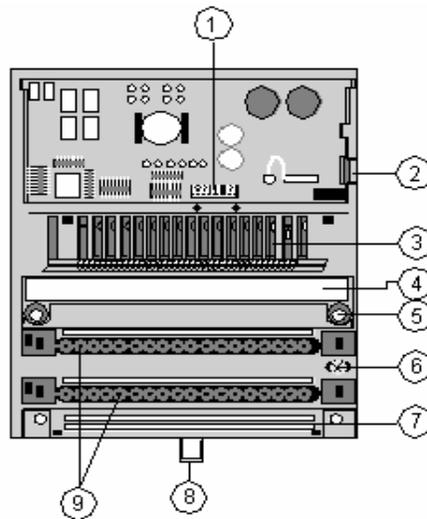


Figura 3.6. Panel Frontal de la base 170 AMM090 00<sup>23</sup>

### Componentes del módulo de E/S 170 AMM090 00:

Número	Descripción
1	Conector de interfase interno (ATI)
2	Contacto de puesta a tierra para el adaptador
3	LEDs de representación de estado
4	Cubierta de protección
5	Orificios de montaje para el montaje del panel
6	Tornillo de puesta a tierra
7	Slot para montaje de la barra de bus
8	Pestaña de fijación para el montaje del riel DIN
9	Sockets para los conectores de terminales

<sup>23</sup> [http://www.graybar.com/automation/ga\\_manuals/Hardware/TsxMomentum/870USE00200%20Ver.4%20Chpt%2029%20&%2030%20-%20170%20AMM%20090%2000.pdf](http://www.graybar.com/automation/ga_manuals/Hardware/TsxMomentum/870USE00200%20Ver.4%20Chpt%2029%20&%2030%20-%20170%20AMM%20090%2000.pdf), “870 USE 002 00 (Ver. 4) Chpt 30 - 170 AMM 090 00”

### 3.4 DISEÑO DEL HARDWARE

En la descripción del sensor se observó que el fotodiodo entrega una señal de corriente muy pequeña, en el orden de los  $\mu\text{A}$ , en estas condiciones es imposible que se conecte directamente a una entrada analógica de la plataforma de automatización Momentum, ya que en la modalidad de corriente se detectan de 4 a 20 mA o  $\pm 20\text{mA}$ , en cuyo caso las variaciones de la señal del sensor pasarían totalmente desapercibidas por la plataforma de automatización.

De aquí la necesidad de diseñar una etapa intermedia de amplificación y acondicionamiento de la señal.

Se realizó un estudio de las mejores técnicas de amplificación para la señal proveniente de un fotodiodo. Primeramente es muy recomendable “convertir la señal de corriente a una señal de voltaje”<sup>24</sup>, luego es necesaria la filtración del ruido<sup>25</sup>, para por último volver a amplificarla a niveles adecuados para su ingreso a la plataforma de automatización, que en este caso será configurada para el sensamiento de voltaje.

Por otro lado, los leds rojo e infrarrojo al estar conectados inversamente uno respecto al otro, requieren de una fuente de voltaje que cambie su polaridad, además de una regulación de la cantidad de corriente de alimentación, debido a que si se sobrepasa de 50mA se pondría en riesgo la integridad de los mismos. Se decide utilizar una salida analógica de Voltaje configurada en  $\pm 10\text{V}$  para poder controlar mediante software el voltaje de alimentación de los leds y por tanto la corriente que circula por ellos, lo que converge en un control del brillo del led.

---

<sup>24</sup> <http://focus.ti.com/lit/an/sboa035/sboa035.pdf>, Photodiode monitoring with op amps

<sup>25</sup> BOYLESTAD, Robert – NASHIELSKY, Louis, **Electrónica: Teoría de Circuitos**, sexta edición, Prentice Hall, México 1997, pag 683.

Para resolver el problema del cambio de polaridad de la fuente se decide aplicar una configuración con transistores conocida como puente H<sup>26</sup>, que permite controlar e invertir la polaridad con que se alimenta un circuito, que en nuestro caso serán los leds rojo e infrarrojo.

El puente H es un circuito típico para el control del sentido de giro en motores de corriente continua, para ello es necesario dos señales las cuales al activarse cambian la polaridad con se alimenta al motor y por tanto indican el avance o retroceso del mismo, pero que en nuestro caso indicaran el encendido del led rojo o del led infrarrojo.

Para generar automáticamente dichas señales de control se implementará un generador de pulsos, cuya señal a más de indicar que led se enciende, debe ser ingresada a la plataforma de automatización para la sincronización y muestreo de la señal entregada por el fotodiodo para ser demultiplexada en dos señales que representaran la absorción de cada luz.

Por último es necesario el diseño e implementación de una fuente de voltaje de +/-12V para la alimentación de los amplificadores operacionales debido a que su operación mejora al tener dicha fuente bipolar; se requiere también de una fuente de +5V para generar las señales de control mediante la utilización de compuertas digitales.

La plataforma de automatización requiere de un voltaje de alimentación de 24V y un consumo de corriente total máximo de 500 mA. Se decidió adquirir la fuente diseñada por el fabricante de la plataforma, pero en la práctica se puede adquirir cualquier fuente que cumpla con los requerimientos del PLC.

El procesador de la plataforma de automatización Momentum que se eligió posee un puerto ethernet mediante el cual nos conectaremos al computador en el que se desarrollará la interfaz HMI del sistema.

Todo lo antes expuesto se resume en el diagrama de bloques de la Figura 3.7.

---

<sup>26</sup> [http://robots-argentina.com.ar/MotorCC\\_PuenteH.htm](http://robots-argentina.com.ar/MotorCC_PuenteH.htm), Control de motores de CC Puente H

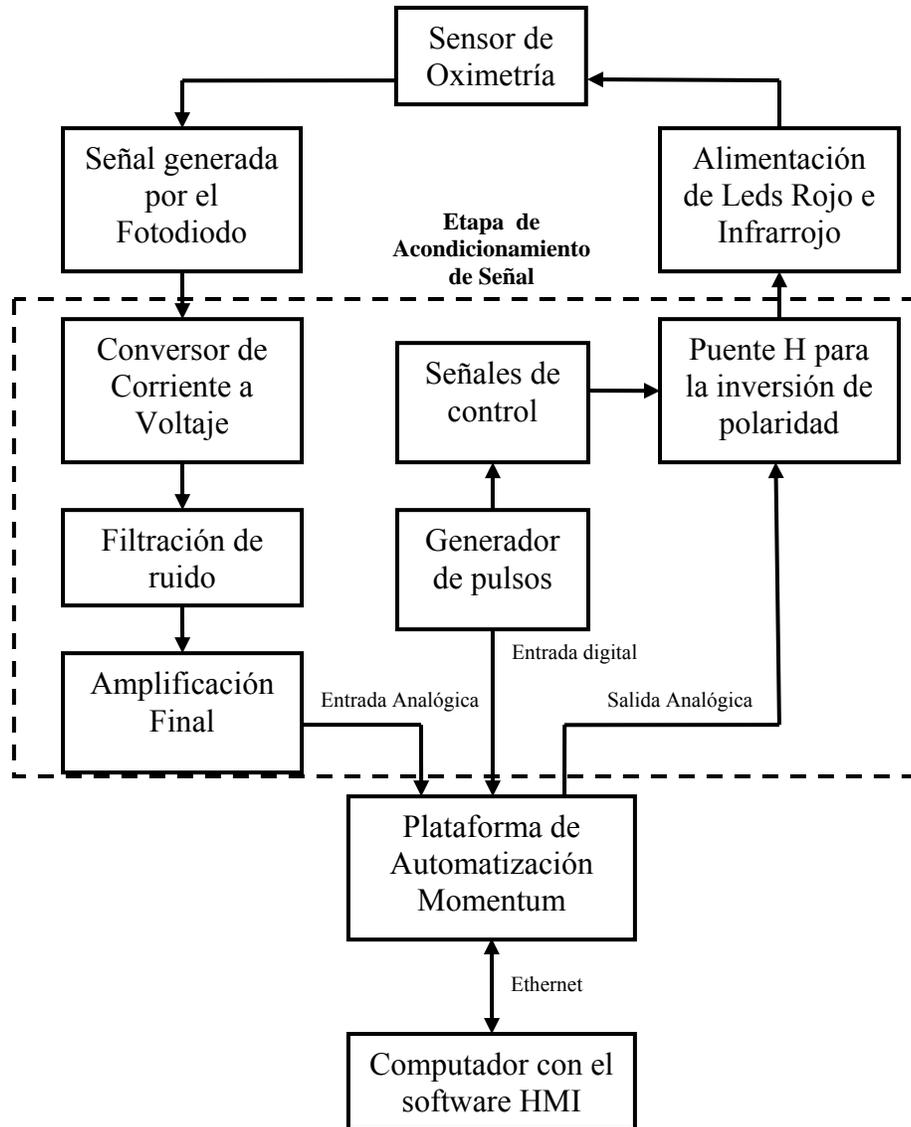


Figura 3.7. Diagrama de Bloques constitutivo del Hardware

### 3.5 DISEÑO DE LA ETAPA DE ACONDICIONAMIENTO DE SEÑAL

A continuación se procede al diseño de cada una de las partes constitutivas de la etapa de acondicionamiento de señal, detalladas en el diagrama de bloques de la Figura 3.7, cabe resaltar que todos estos circuitos serán implementados sobre una placa de circuito impreso que se detalla en el capítulo V.

### 3.5.1 Diseño del convertor de Corriente a Voltaje<sup>27</sup>

El fotodiodo produce corriente en el rango de 0 – 800µA, dependiendo de la cantidad de luz incidente. Debido a que este rango es muy pequeño se procede a la amplificación y conversión a voltaje. Para mayor información de las características del fotodiodo utilizado, consulte el pie de página número<sup>28</sup>.

Se realizó un estudio exhaustivo de las mejores configuraciones, las cuales fueron probadas con el sensor de oximetría desde la configuración básica mostrada en la referencia<sup>29</sup> como “Fuente de voltaje controlada por corriente”, hasta las últimas configuraciones diseñadas exclusivamente para amplificación y conversión de corriente para fotodiodos mostradas en el artículo del pie de página numero <sup>27</sup>. Se resolvió implementar la siguiente configuración debido a que se comprobó experimentalmente su mayor eficacia con respecto de las demás configuraciones probadas.

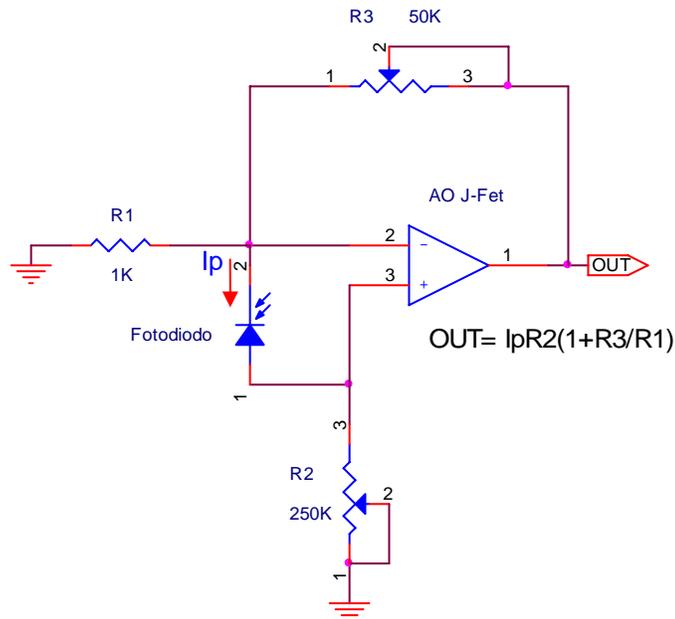


Figura 3.8. Convertor de Corriente a Voltaje diseñado

<sup>27</sup> <http://focus.ti.com/lit/an/sboa035/sboa035.pdf>, Photodiode monitoring with op amps

<sup>28</sup> <http://www.kodenshi.co.kr/download/DB/2-3/HPI23G.PDF>, PIN Photodiode HPI – 23G.

<sup>29</sup> BOYLESTAD, Robert – NASHELSKY, Louis, **Electrónica: Teoría de Circuitos**, sexta edición, Prentice Hall, México 1997, pag 678.

Donde  $I_p$  es la corriente inversa que se produce en el fotodiodo debido a la presencia de luz. La ganancia del conversor se ajusta mediante el potenciómetro R3 de  $50K\Omega$ , y el potenciómetro R2 de  $250 K\Omega$ .

Cabe resaltar que el amplificador operacional utilizado es del tipo J-FET ya que en comparación a los bipolares, los J-FET presentan una impedancia de entrada grande, tienen un tiempo de respuesta inferior y además consumen muy poca potencia, lo que favorece el acoplamiento con el fotodiodo.

Además se colocó una red de capacitores en forma de T en la resistencia de realimentación, para controlar el ruido introducido por el propio integrado al momento de amplificar la señal, ya que se crea un pequeño rizado debido a la alta ganancia que poseen dichos amplificadores. El capacitor variable calibra dicho control sobre el ruido.

### 3.5.2 Diseño del Filtro<sup>30</sup>

Luego de la conversión de corriente a voltaje se debe implementar un filtro que elimine cualquier tipo de ruido presente en la señal, principalmente ruidos de alta frecuencia que generalmente son causados por la fuente de poder del sistema. Además hay que considerar que la señal entregada por el sensor es del tipo continuo (CC), no cambia de dirección.

Por tanto se decidió diseñar un filtro que elimine cualquier señal AC. “Un filtro que proporciona una salida constante desde dc hasta una frecuencia de corte  $f_{oh}$  y luego no pasa señales por arriba de esa frecuencia, se le dice filtro ideal pasabajos”.

La respuesta ideal de un filtro pasabajos puede verse en la Figura 3.9.

---

<sup>30</sup> BOYLESTAD, Robert – NASHESKY, Louis, **Electrónica: Teoría de Circuitos**, sexta edición, Prentice Hall, México 1997, pag 683.



que con este valor se garantiza la respuesta del circuito. Los valores para las resistencias se calculan a continuación:

$$A_v = 1.5$$

$$A_v = 1 + \frac{R_f}{R_i}$$

$$\text{Si } R_f = 50K\Omega$$

$$R_i = \frac{50K}{(1.5 - 1)}$$

$$R_i = 100K\Omega$$

$$f_{oh} = 3Hz$$

$$f_{oh} = \frac{1}{2\pi RC}$$

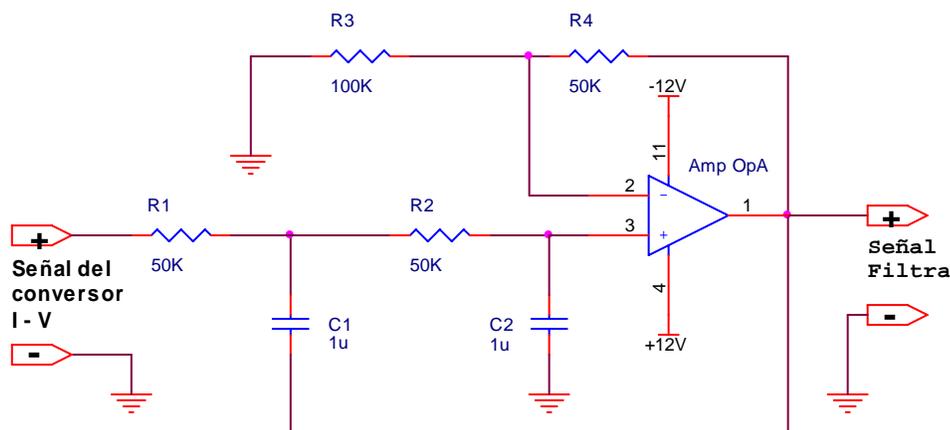
$$\text{Si fijamos } C = 1\mu F$$

$$R = \frac{1}{2\pi(3Hz)(1\mu F)}$$

$$R = 53051.6\Omega \cong 53K\Omega$$

Donde  $A_v$  corresponde a la ganancia del filtro,  $f_{oh}$  a la frecuencia de corte del filtro.

Se cambió las resistencias de  $53K\Omega$  por resistencias de  $50K\Omega$  debido a su disponibilidad en el mercado, estableciéndose la frecuencia de corte en  $3.18Hz$  lo cual no afecta en gran medida al diseño. El esquema final del circuito filtro pasabajos diseñado se muestra en la Figura 3.11.



**Figura 3.11. Filtro pasabajos diseñado**

### 3.5.3 Diseño del amplificador final<sup>31</sup>

Luego de haber filtrado la señal se procede a una etapa de amplificación final que establezca niveles adecuados antes del ingreso a la plataforma de automatización Momentum. Dicho amplificador debe tener una Relación de Rechazo de Modo Común (RRMC) muy alta, para evitar el ingreso de ruido a la señal.

Analizando estas características se encuentra que el amplificador de instrumentación representa una buena solución para la etapa de amplificación.

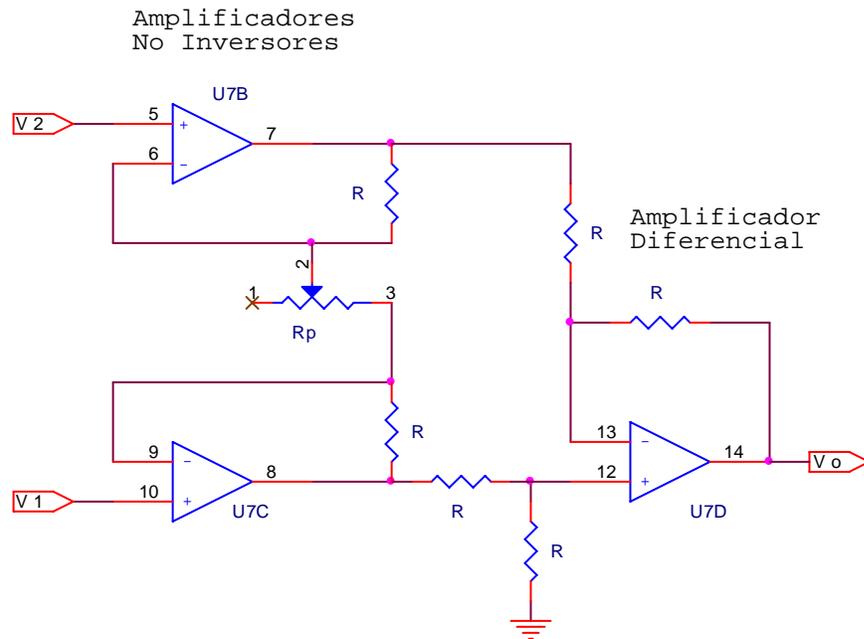
El amplificador de instrumentación con entrada diferencial y salida única es uno de los amplificadores más versátiles y más utilizados en el procesamiento de señales, ya que presenta una alta RRMC al utilizarse en combinación con circuitos integrados, además su costo es bajo y los elementos son de fácil adquisición en el mercado, cumpliendo así con los objetivos trazados.

La configuración típica de amplificadores de instrumentación está mostrada en la Figura 3.12.

Dicho circuito proporciona una salida con base en la diferencia entre dos entradas (multiplicadas por un factor de escala), lo que elimina componentes de dc comunes a las entradas, es decir ruido inmerso en la señal a amplificar, lo que asegura de mejor manera el desempeño óptimo de la amplificación.

---

<sup>31</sup> BOYLESTAD, Robert – NASHESKY, Louis, **Electrónica: Teoría de Circuitos**, sexta edición, Prentice Hall, México 1997, pag 682.



**Figura 3.12. Esquema del Amplificador de instrumentación**

Se proporciona un potenciómetro  $R_p$  para permitir el ajuste del factor de escala del circuito, para equilibrar la diferencia en las ganancias. El voltaje de salida en ésta configuración es:

$$\frac{V_o}{V_1 - V_2} = 1 + \frac{2R}{R_p}$$

Por lo que la salida puede obtenerse a partir de

$$V_o = \left( 1 + \frac{2R}{R_p} \right) (V_1 - V_2) = k(V_1 - V_2)$$

Se establece  $R = 10 \text{ K}\Omega$  y  $R_p = 10 \text{ K}\Omega$  para lograr un rango de ganancia desde 3 con  $R_p = 10 \text{ K}\Omega$ , hasta 20 con  $R_p = 1 \Omega$ . Con lo que se logra una variación aceptable para la posterior calibración del circuito. La Figura 3.13 muestra el esquema final del amplificador de instrumentación.

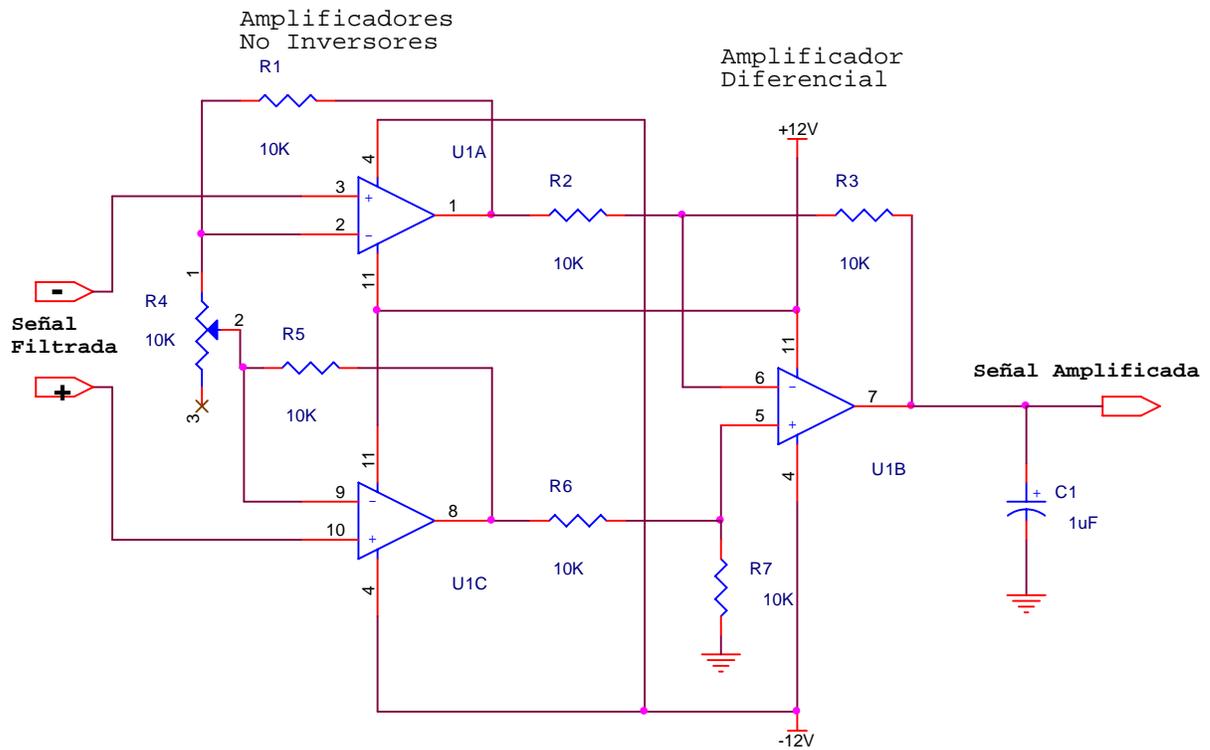


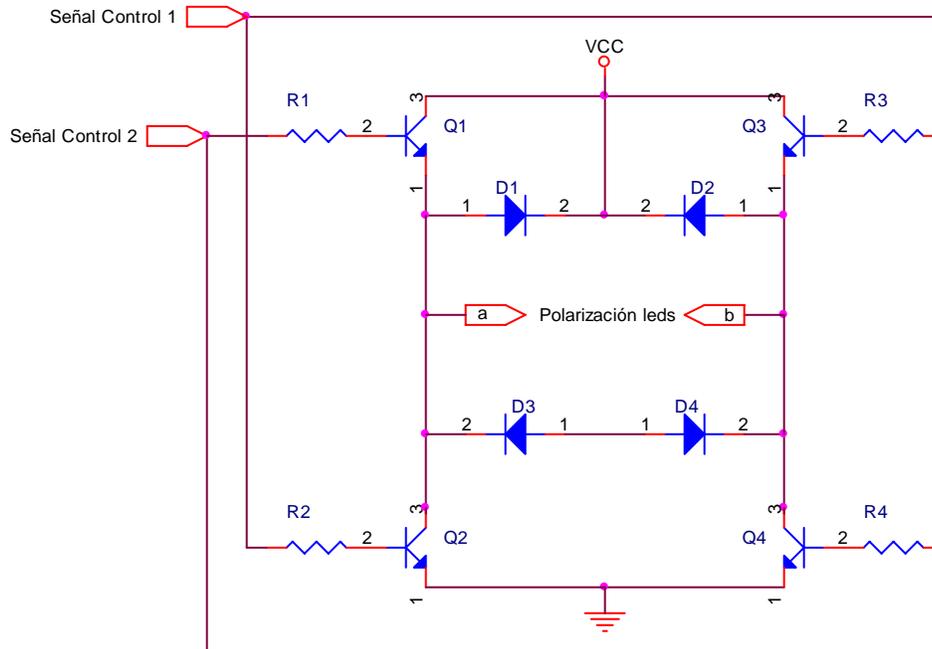
Figura 3.13. Amplificador de Instrumentación diseñado

Luego de esta etapa la señal está lista para ingresar a la plataforma de Automatización Momentum. Los valores de los potenciómetros se ajustarán en la etapa de implementación.

### 3.5.4 Diseño del Puente H<sup>32</sup>

El circuito de la Figura 3.14 constituye la configuración denominada Puente H que comúnmente sirve para controlar el sentido de giro de motores de corriente continua, pero que en este caso será utilizado para invertir la polaridad de la alimentación de los leds rojo e infrarrojo, ya que se encuentran conectados uno inverso del otro.

<sup>32</sup> [http://robots-argentina.com.ar/MotorCC\\_PuenteH.htm](http://robots-argentina.com.ar/MotorCC_PuenteH.htm), Control de motores de CC, Puente H, por Eduardo J. Carletti



**Figura 3.14. Esquema Puente H**

Aplicando un voltaje positivo en la señal de control 2, se hace conducir al transistor Q1 y Q4, obteniéndose en el punto (a) de la polarización de los leds el voltaje Vcc y en el punto (b) tierra, encendiéndose de esta manera el led rojo.

En cambio si se aplica un voltaje positivo en la señal de control 1, se activan los transistores Q2 y Q3, lo que significa que en el punto (a) se tiene Tierra y en el punto (b) se tiene Vcc, lo que enciende al led infrarrojo. Cabe aclarar que si en las señales de control 1 y 2 no hay un voltaje positivo, no se encenderán ninguno de los leds, y que por el contrario, No se deben activar simultáneamente, porque causaría un cortocircuito entre Vcc y tierra, esto se lo debe tener muy en cuenta en el diseño del circuito generador de las señales de control.

Los diodos D1, D2, D3, D4 sirven como vía de escape para corrientes parásitas que se pueden almacenar debido a la inversión de polaridad.

Para determinar los valores de las resistencias, primeramente se debe establecer el nivel de voltaje que tendrán las señales de control, el cual será de 5 Vcc, debido a que se utilizarán compuertas lógicas para generarlas. Las 4 resistencias colocadas en la base de los transistores deben tener el mismo valor para asegurar que la corriente que circulará por ellos sea la

misma<sup>33</sup> y que no sobrepase de 40mA para evitar la destrucción de los leds del sensor. El valor que se obtuvo de los cálculos es de 1.5K $\Omega$ .

Por otro lado, la pigmentación de la piel de los pacientes presenta un problema debido a que su coloración afecta e introduce lecturas erróneas en la medición de la Saturación de Oxígeno, sin embargo los oxímetros comerciales solucionan este problema controlando la intensidad de luz con la que brillan los Leds, para ello en este diseño se decide utilizar como fuente de alimentación del puente H, una salida analógica de la plataforma de automatización Momentum, para con ella variar el voltaje y por lo tanto, la corriente que circula por los leds, que es directamente proporcional a la intensidad luminosa.

A continuación se muestra el circuito diseñado.

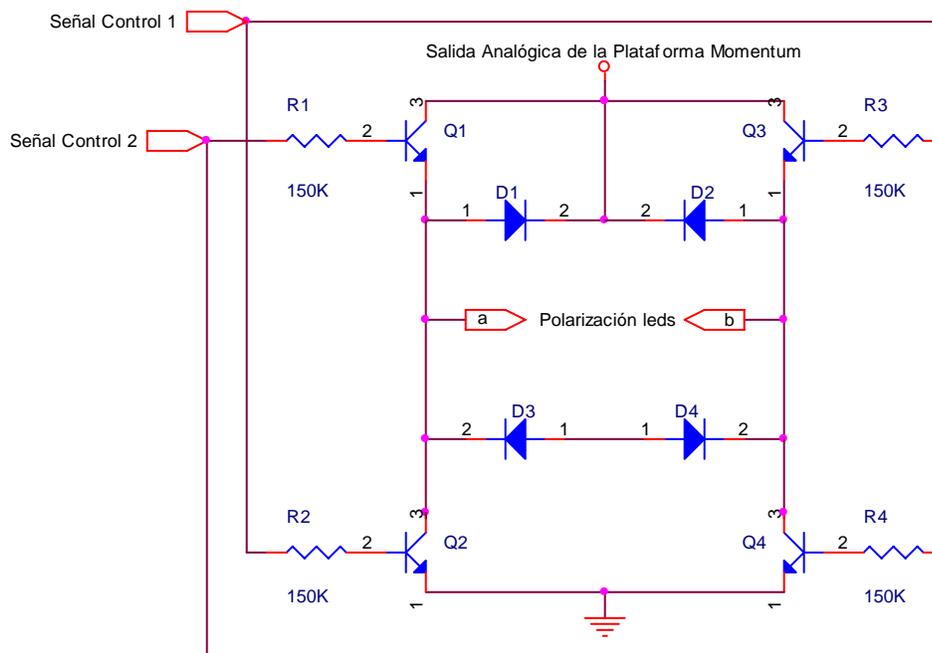


Figura 3.15. Puente H diseñado

<sup>33</sup> BOYLESTAD, Robert – NASHESKY, Louis, **Electrónica: Teoría de Circuitos**, sexta edición, Prentice Hall, México 1997, pag 147.

### 3.5.5 Diseño del circuito generador de las señales de control

Es necesario recordar que las señales que controlan la inversión de polaridad del puente H nunca deben activarse simultáneamente por lo que se utilizarán compuertas lógicas cuya configuración evitará esa situación.

Primeramente la señal que sincroniza el muestreo y activación de los leds proviene tan solo de un generador de pulsos, cuya señal de salida al momento de estar en el nivel alto, equivaldrá a la activación de la señal de control 2 del puente H, que enciende el led rojo. Por el contrario, cuando se encuentre en el nivel bajo (0V), equivaldrá a la activación de la señal de control 1 del puente H, lo que encenderá al led infrarrojo. Para lograr esto, la señal de salida del generador de pulsos ingresará a una compuerta inversora, (recuérdese que debe existir un voltaje positivo en las señales de control del puente H para su activación). Luego la señal de salida del generador de pulsos junto con su inverso, ingresarán a una compuerta NAND configurada para cumplir la siguiente tabla de verdad:

**Tabla 3.5. Tabla de Verdad para las señales de control**

Generador de Pulsos	Inverso	Señal Control 1	Señal Control 2
0	0	0	0
0	1	0	1
1	0	1	0
1	1	0	0

Esto evitará que se activen ambas señales en el caso de un mal funcionamiento o de la inserción de voltajes parásitos en la señal del generador de pulsos o en su inverso, asegurando de esta manera el correcto funcionamiento del puente H. A continuación se muestra el esquema diseñado:

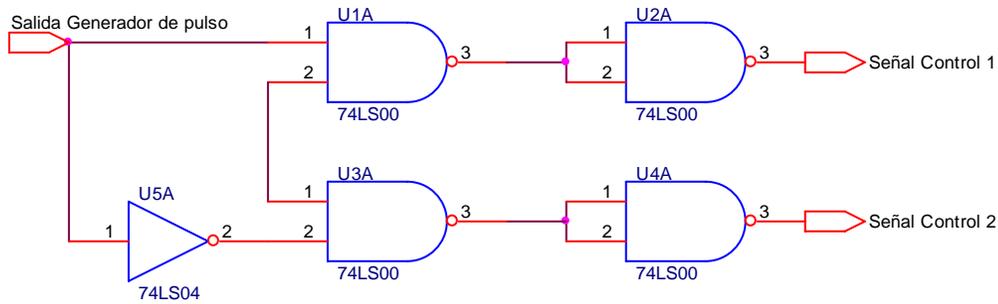


Figura 3.16. Circuito generador de señales de control para el puente H

### 3.5.6 Diseño del Generador de Pulsos<sup>34</sup>

Como ya se explico, es necesaria la sincronización entre el muestreo de la señal por parte de la plataforma de automatización Momentum y la activación de los Leds rojo e infrarrojo en la placa diseñada, por lo que a continuación se diseña un circuito temporizador típico con la utilización de un CI 555, lo cual se muestra a continuación en la Figura 3.17.

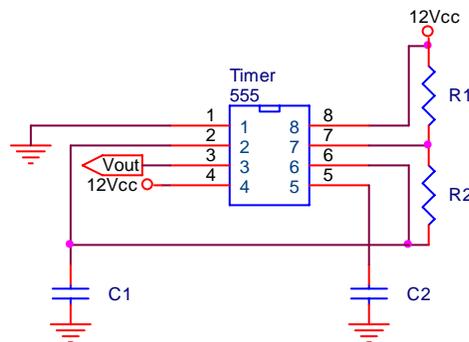


Figura 3.17. Esquema del temporizador

Se puede hacer cálculos en los intervalos de tiempo durante los cuales la salida está en alto y en bajo usando las siguientes ecuaciones:

<sup>34</sup> BOYLESTAD, Robert – NASHESKY, Louis, **Electrónica: Teoría de Circuitos**, sexta edición, Prentice Hall, México 1997, pag 752.

$$T_{alto} \approx 0.7(R_1 + R_2)C_1$$

$$T_{bajo} \approx 0.7R_2C_1$$

$$T = \text{Periodo} = T_{alto} + T_{bajo}$$

$$f = \frac{1}{T} = \frac{1.44}{(R_1 + 2R_2)C_1}$$

$C_2$  sirve como filtro del ruido introducido por la fuente de alimentación y cuyo valor por lo general es de  $0.01\mu\text{F}$ .

Se decide establecer el T alto en 4s que corresponde al tiempo en que permanecerá encendido el led rojo, y el T bajo en 3s que corresponde al led infrarrojo, la diferencia en los tiempos se debe a que el temporizador 555 necesita que los tiempos en alto y bajo sean diferentes uno del otro, esta limitación no afecta en gran medida al diseño del sistema.

El tiempo elegido en ambos casos es lo suficientemente grande para garantizar la estabilización de la señal, debido a que si se disminuye, se introducen fluctuaciones en la señal receptada por el fotodiodo, causadas principalmente por la conmutación entre el led rojo y el infrarrojo.

Los valores de los elementos pasivos son:

Se fija  $R_2$  en  $58\text{K}\Omega$  con lo que:

$$C_1 \approx \frac{T_{bajo}}{0.7 * R_2} \approx \frac{3s}{0.7 * 58\text{K}\Omega} \approx 73.8\mu\text{F} \approx 70\mu\text{F}$$

$$R_1 \approx \frac{T_{alto}}{0.7 * C_1} - R_2 \approx \frac{4s}{0.7 * 73.8\mu\text{F}} - 58\text{K}\Omega \approx 19429\Omega \approx 20\text{K}\Omega$$

La desviación de los valores calculados con los obtenidos en el mercado no afecta al sistema, ya que la señal del temporizador indicará simultáneamente tanto a la plataforma de automatización Momentum como al generador de señales de control, para que conmuten sincrónicamente entre la señal roja y la señal infrarroja.

En la Figura 3.18 se muestra el esquema final del generador de pulsos diseñado.

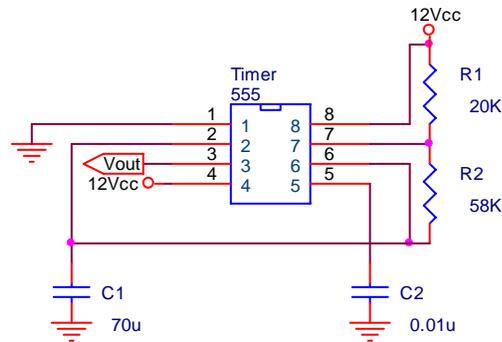


Figura 3.18. Generador de pulsos diseñado

### 3.5.7 Diseño de la fuente de alimentación para los circuitos integrados<sup>35</sup>

Partimos de los principios básicos para el diseño de fuentes de alimentación. En principio se tiene una toma de poder de ac, cuyo nivel de voltaje debe ser disminuido para luego obtener un voltaje de dc estable, rectificando la señal ac mediante el uso de diodos. Posteriormente se filtra y se regula para obtener el voltaje de dc fijo deseado. A continuación se muestra el diagrama de bloques constitutivo de la fuente de voltaje a diseñar.

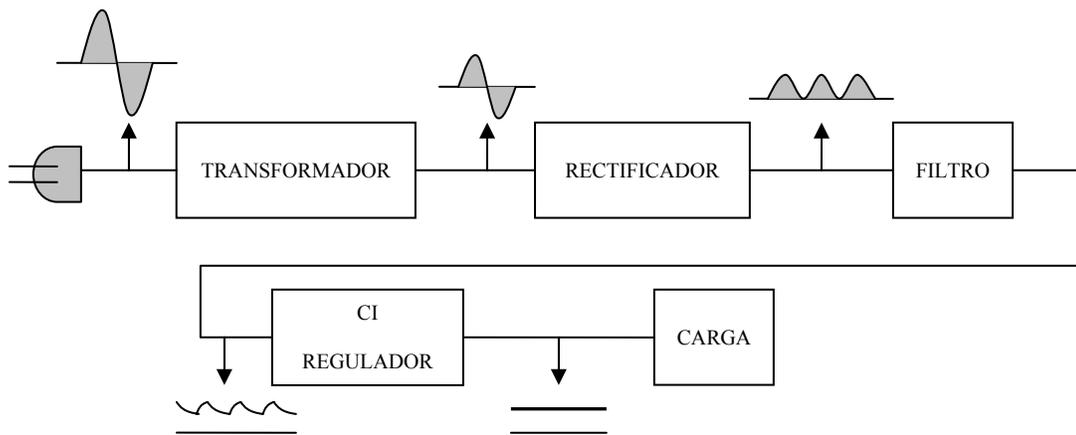


Figura 3.19. Diagrama de Bloques que muestra las partes de una fuente de alimentación

<sup>35</sup> BOYLESTAD, Robert – NASHESKY, Louis, **Electrónica: Teoría de Circuitos**, sexta edición, Prentice Hall, México 1997, pag 805.

El voltaje de ac es de 110Vrms y se conecta a un transformador que disminuye ese voltaje a un nivel cercano al de la salida de dc deseada. Luego un rectificador de diodos proporciona un voltaje rectificado de onda completa y es filtrado inicialmente por un filtro de condensador simple para producir un voltaje de dc. Este voltaje de dc resultante tiene, por lo general, algo de rizo o variación de voltaje de ac. Un circuito regulador puede usar esta entrada dc para proporcionar un voltaje de dc que tiene no solamente mucho menos voltaje de rizo, sino que también permanece en el mismo valor de dc, aunque el voltaje de entrada varíe un poco o cambie la carga conectada al voltaje de dc de salida.

#### ◆ Criterios para la definición de la fuente

La señal entregada por el fotodiodo del sensor necesita etapas de amplificación en la que se utilizan amplificadores operacionales, los cuales requieren de un voltaje de alimentación de  $\pm 12\text{Vdc}$ . Por otro lado, las compuertas lógicas utilizadas en el diseño del circuito generador de señales requieren de un voltaje de alimentación de  $+5\text{Vdc}$ , por tanto se requiere el diseño de una fuente de alimentación bipolar de  $\pm 12\text{Vdc}$  y una derivación de  $+5\text{Vdc}$ , cuyo voltaje sea lo mas regulado posible para evitar la intromisión de ruido que afecte al sistema. La corriente máxima de salida se fija en  $500\text{mA}$  ya que la suma del consumo de todos los circuitos utilizados no sobrepasa de este valor.

#### ◆ Parámetros de la fuente a diseñar

Voltaje de entrada	=	110 Vrms
Frecuencia de entrada	=	60Hz
Voltaje de salida	=	$\pm 12\text{Vdc}$ , $+5\text{Vdc}$
Corriente máx. de salida	=	500mA

#### ◆ Consideraciones para el transformador

Como el voltaje de salida de la fuente de alimentación es de  $\pm 12\text{Vdc}$  entonces debemos buscar en el mercado un transformador de  $110\text{Vac}$   $60\text{Hz}$  a  $12\text{Vrms}$  como mínimo, cuyo voltaje pico es:

$$V_p = V_{rms} * \sqrt{2} = 12 * 1.4142$$
$$V_p = 16.97\text{V}$$

Además, debe poseer una derivación central y una capacidad de corriente de 500mA, debido a que el circuito de acondicionamiento de señal no sobrepasa dicho valor de corriente. La derivación central es necesaria debido a que la fuente a diseñar tiene como salidas.

#### ◆ Consideraciones para el rectificador

Para convertir la señal entregada por el transformador cuyo valor de promedio es cero en otra que tenga un promedio diferente, es necesario un rectificador, cuya salida es un voltaje de dc pulsante. El nivel de dc que se obtiene a partir de una entrada senoidal puede mejorar al 100% si se utiliza el proceso que se llama rectificación de onda completa. La configuración más común para llevar a cabo tal función, es la de cuadro diodos en forma de puente.

Como el voltaje entregado por el transformador tiene como voltaje pico – pico 34V, el rectificador debe soportar dicho voltaje, en la implementación se dará a conocer el puente de diodos utilizado y sus características.

#### ◆ Factor de rizo (r) de la señal rectificadas<sup>36</sup>

El voltaje rectificado en la etapa anterior no es un voltaje filtrado, contiene una componente de dc y una componente ac de rizo.

La componente de dc se calcula de la siguiente forma:

$$V_{dc} = 0.636 * V_p$$

$$V_{dc} = 0.636 * 17$$

$$V_{dc} = 10.812V$$

El valor rms de la componente de ac de la señal de salida puede calcularse de la siguiente manera:

$$V_{rms} = 0.308V_p$$

$$V_{rms} = 5.236V$$

---

<sup>36</sup> BOYLESTAD, Robert – NASHESKY, Louis, **Electrónica: Teoría de Circuitos**, sexta edición, Prentice Hall, México 1997, pag 807.

Por tanto el porcentaje de rizo ( $r$ ) de una señal rectificadora de onda completa puede calcularse como:

$$r = \frac{V_{rms}}{V_{dc}} \times 100\% = \frac{5.236}{10.812} \times 100\%$$

$$r = 48\%$$

Con este porcentaje alto se comprueba la necesidad de una etapa siguiente de filtración.

#### ◆ Consideraciones para el filtro capacitor<sup>37</sup>

Luego del rectificador de onda completa se conectan condensadores para obtener en esencia un voltaje de dc con algo de rizo (o variación ac), cuyo valor de capacitancia debe ser alto para garantizar un filtrado adecuado. Se eligió 1000 $\mu$ F para posteriormente comprobar mediante cálculos su respuesta en el circuito. Para la parte positiva (+12Vdc), se determinó el consumo total de corriente en 70.5mA, y para la parte negativa (-12Vdc) en 8.75mA. Esta diferencia en consumo entre las dos partes se debe a que de la parte positiva se deriva su voltaje a 5Vdc para la alimentación de las compuertas lógicas. Por tanto el voltaje de rizo que queda luego de la aplicación del filtro capacitivo de 1000 $\mu$ F se calcula como sigue:

$$Vr(rms) = \frac{I_{dc}}{4\sqrt{3}fC} = \frac{2.4I_{dc}}{C}$$

Donde  $I_{dc}$  está en miliamperios, C está en microfaradios.

Para la parte positiva:

$$Vr(rms) = \frac{2.4I_{dc}}{C}$$

$$Vr(rms) = \frac{2.4 * 70.5}{1000}$$

$$Vr(rms) = 0.1692V$$

Para la parte negativa:

---

<sup>37</sup> BOYLESTAD, Robert – NASHESKY, Louis, **Electrónica: Teoría de Circuitos**, sexta edición, Prentice Hall, México 1997, pag 808

$$Vr(rms) = \frac{2.4I_{dc}}{C}$$

$$Vr(rms) = \frac{2.4 * 8.75}{1000}$$

$$Vr(rms) = 0.021V$$

Con lo cual el porcentaje de rizo en cada parte se calcula a continuación:

$$r = \frac{Vr(rms)}{Vdc} \times 100\%$$

Para la parte positiva:

$$r = \frac{0.1692}{16.71} \times 100\%$$

$$r = 1.01\%$$

Para la parte negativa:

$$r = \frac{0.021}{16.96} \times 100\%$$

$$r = 0.12\%$$

Como era de suponerse el rizo en la parte positiva es mayor que en la negativa debido a que la carga es mayor, sin embargo aunque estos porcentajes de rizo son pequeños, es necesario un filtrado más riguroso para evitar problemas de ruido y para garantizar el óptimo funcionamiento de los amplificadores. Esto lo lograremos mediante el uso de circuitos integrados especializados denominados Reguladores de Voltaje<sup>38</sup>.

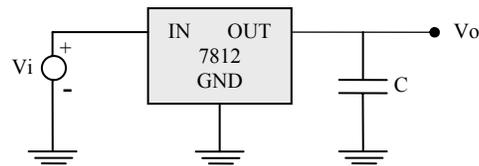
El regulador de voltaje fijo tiene un voltaje de entrada dc sin regular aplicado a una terminal de entrada, un voltaje de dc de salida regulado en una segunda terminal y una tercera terminal a tierra.

Los reguladores de la serie 78XX proporcionan voltajes regulados positivos fijos desde 5 a 25V. La Figura 3.20, muestra como un CI de estos, un 7812, está conectado para

---

<sup>38</sup> BOYLESTAD, Robert – NASHESKY, Louis, **Electrónica: Teoría de Circuitos**, sexta edición, Prentice Hall, México 1997, pag 821.

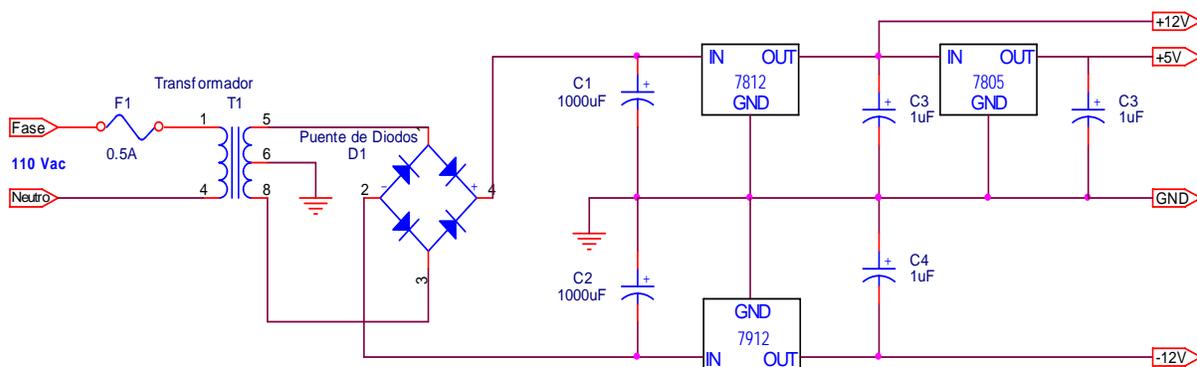
proporcionar un voltaje de salida regulado de +12V de dc. Un voltaje de entrada  $V_i$ , no regulado o con un cierto voltaje de rizo, se conecta a la terminal IN (entrada) del CI. La terminal OUT (salida) del CI proporciona +12V regulados que son filtrados por un condensador C principalmente para eliminar cualquier ruido de alta frecuencia, cuyo valor típico es de  $1\mu\text{F}$ . La tercera terminal del CI se conecta a tierra (GND).



**Figura 3.20. Conexión de un CI 7812**

Aunque el voltaje de entrada puede variar a lo largo de un rango de voltaje permisible, y la carga de salida puede variar sobre un rango aceptable, el voltaje de salida permanece constante dentro de los límites de variación de voltaje especificados en las hojas técnicas del fabricante.

Por otro lado, los CI de la serie 79XX proporcionan reguladores de voltaje negativos, los cuales son muy similares a los de la serie 78XX. Por tanto para el diseño de la fuente utilizaremos el CI 7812 que proporcionará el voltaje positivo de 12Vdc y el CI 7912 para el voltaje negativo de -12Vdc. Del voltaje regulado de +12Vdc se derivará a un CI 7805 que disminuirá y regulará a +5Vdc. Con esto se cumple con los requerimientos de alimentación necesario para el circuito. En la Figura 3.21, se muestra el circuito fuente diseñada:



**Figura 3.21. Fuente de alimentación diseñada**

### 3.6 DISEÑO DE LA CAJA CONTENEDORA DEL HARDWARE

La plataforma de Automatización Momentum está diseñada como un equipo abierto según la norma IEC 1131, 1.4.20. Los equipos abiertos deben instalarse en cajas cuyo acceso debe limitarse a personal autorizado.

La plataforma se debe montar sobre riel DIN al igual que la fuente de 24VCC y todas las borneras y porta-fusibles que dotarán al sistema con la debida protección para sobre corrientes.

La energía eléctrica será adquirida de un tomacorriente estándar con conexión a tierra. El cable de energía será sujetado a la caja y su terminal de fase pasará a través de un switch, que será el que energice a todo el sistema, a continuación ingresará a 3 Porta-fusibles para su futura distribución; el terminal neutro se conectará a 3 borneras de paso, a este grupo de borneras se las etiquetará como TS-AC.

El terminal de tierra se conectará a seis borneras para conexión de tierra, de las cuales se repartirán tanto a la fuente de 24VCC, a la plataforma de automatización, a la placa de circuito impreso, y al chasis de la caja contenedora, quedando 2 borneras como reserva, este grupo se etiquetará como TS-GND. Del grupo TS-AC se alimentará tanto a la fuente de 24VCC como a la fuente implementada de +/-12VCC para los amplificadores operacionales, quedando 1 porta-fusible y 1 bornera de paso como reserva. El valor de los fusibles será determinado de acuerdo a la necesidad en la etapa de implementación, luego de haber calculado el consumo máximo de corriente. La terminal positiva de la fuente de 24VCC ingresará a 4 porta-fusibles de los cuales 2 proveerán de la protección recomendada por el fabricante antes de alimentar a la plataforma de automatización Momentum<sup>39</sup>, esto lo podemos observar en la Figura 3.22. Los 2 restantes se los dejará como reserva para futuras ampliaciones del proyecto.

La terminal negativa irá a 4 borneras de paso de las cuales 1 se conectará al terminal negativo de la plataforma de automatización Momentum, dejando a tres borneras como reserva. Este grupo será etiquetado como TS-DC

---

<sup>39</sup> [http://www.graybar.com/automation/ga\\_manuals/Hardware/TsxMomentum/870USE00200%20Ver.4%20Chpt%2003%20&%2004-%20Assembly.pdf](http://www.graybar.com/automation/ga_manuals/Hardware/TsxMomentum/870USE00200%20Ver.4%20Chpt%2003%20&%2004-%20Assembly.pdf), "Montaje de dispositivos TSX Momentum"

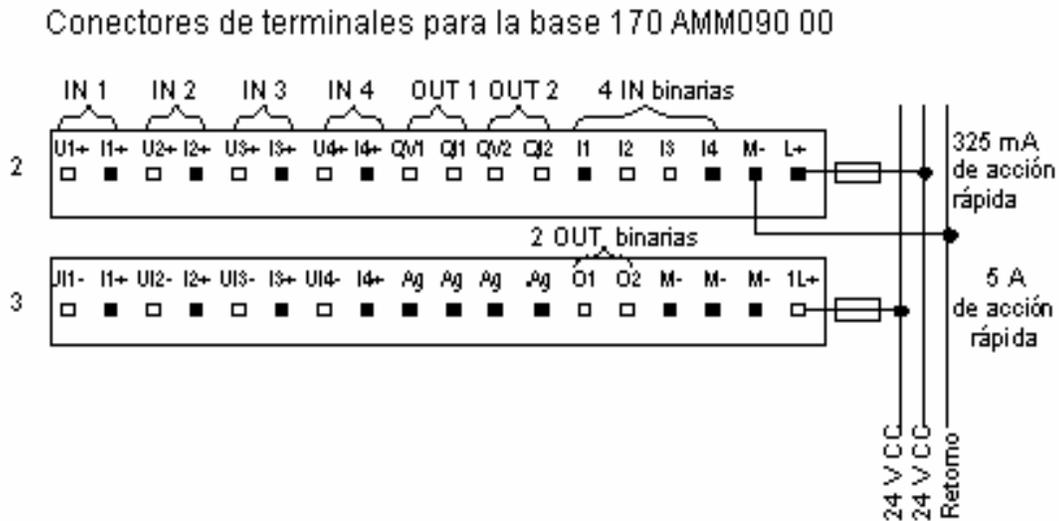


Figura 3.22. Esquema de cableado para la Alimentación de la Plataforma Momentum

La fuente de  $\pm 12VCC$  será diseñada exclusivamente para la alimentación de los amplificadores operacionales, por tanto estará integrada en una sola placa de circuito impreso junto con la derivación de  $+5VCC$  que se necesita para las compuertas lógicas, y demás circuitos integrados, que acondicionan la señal.

Por último, el sensor se conectará en la parte frontal de la caja mediante un conector DB9 hembra, e internamente se conectará con la etapa de acondicionamiento de señal.

De igual manera la caja dispondrá de un conector RJ-45 para la comunicación ethernet con un computador que poseerá el software HMI.

Las medidas de la caja y la ubicación de los dispositivos mencionados se pueden observar en el plano “Caja Oxímetro de Pulso”, adjuntado a continuación.

## CAPÍTULO IV

### DISEÑO DEL SOFTWARE

#### 4.1 FUNDAMENTO TEÓRICO PARA EL DISEÑO<sup>40</sup>

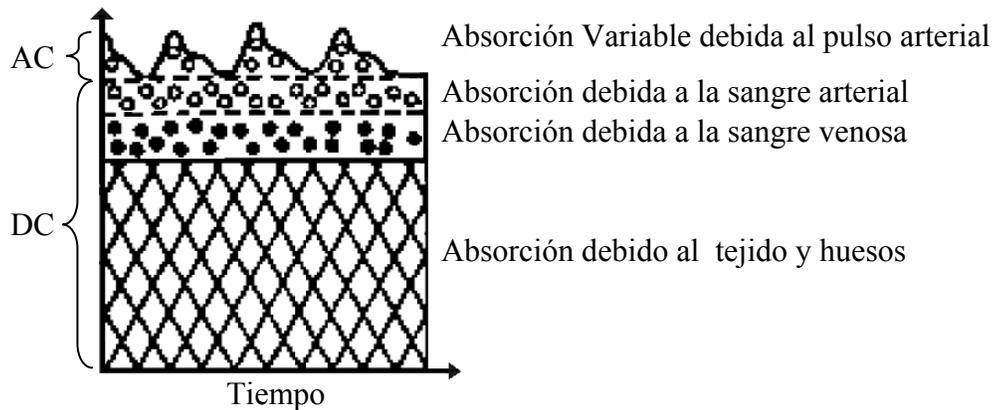
El fotodiodo del sensor de oximetría mide tres niveles lumínicos diferentes: la luz roja, la luz infrarroja y también la luz ambiente. El principio que permite que el oxímetro sea un “oxímetro arterial” o “de pulso”, es que se basa en los valores sensados al momento de cada pulsación de la sangre arterial, ya que se asume que sólo la sangre arterial pulsa en el lugar de la medición, lo que se denomina el componente arterial (AC) pulsátil (ver Figura 4.1).

La luz absorbida cambia al variar la cantidad de sangre en el lecho tisular y al modificarse las cantidades relativas de HbO<sub>2</sub> y Hb. La medición de los cambios en la absorción de la luz permite estimar la SaO<sub>2</sub> arterial y la frecuencia cardiaca.

Además, existe el componente estático (DC), formado por los tejidos, el hueso, los vasos sanguíneos, la piel y la sangre venosa.

---

<sup>40</sup> <http://db.doyma.es/cgi-bin/wdbcgi.exe/doyma/mrevista.fulltext?pidet=13071843>, Oximetría de pulso en la asistencia neonatal en el 2005. Revisión de los conocimientos actuales.



**Figura 4.1. Componente AC y DC que afectan la absorción de la luz**

Al encontrar el máximo y el mínimo de la señal pulsátil detectada, tanto para la luz roja como para la luz infrarroja, corresponderán a las absorciones máximas y mínimas, las cuales al ser divididas, normalizan la transmisión lumínica permitiendo calcular el cociente R, que determina el nivel de SpO<sub>2</sub><sup>41</sup> del paciente. Lo antes dicho se muestra en la siguiente fórmula<sup>42</sup>:

$$R = \frac{(\text{Absorción Máxima led rojo}/\text{Absorción mínima led rojo})}{(\text{Absorción Máxima led infrarrojo}/\text{Absorción mínima led infrarrojo})}$$

Esta ecuación hace necesario emplear una “Curva” para computar el cociente R/Ir con la SpO<sub>2</sub>. Dicha curva de calibración es determinada empíricamente con los valores de saturación

<sup>41</sup> SpO<sub>2</sub> = saturación de oxígeno medida en la periferia de la piel.

<sup>42</sup> <http://usuarios.vtr.net/~anestesi/clases/oximetria/oximetria.pdf>, Oximetría de pulso Per-operatoria.

obtenidos de voluntarios humanos sometidos a diferentes pruebas, en las que se miden sus niveles de SaO<sub>2</sub> mediante el uso de otras técnicas como por ejemplo la gasometría..

La Figura 4.2 constituye la curva de calibración de un oxímetro de pulso.

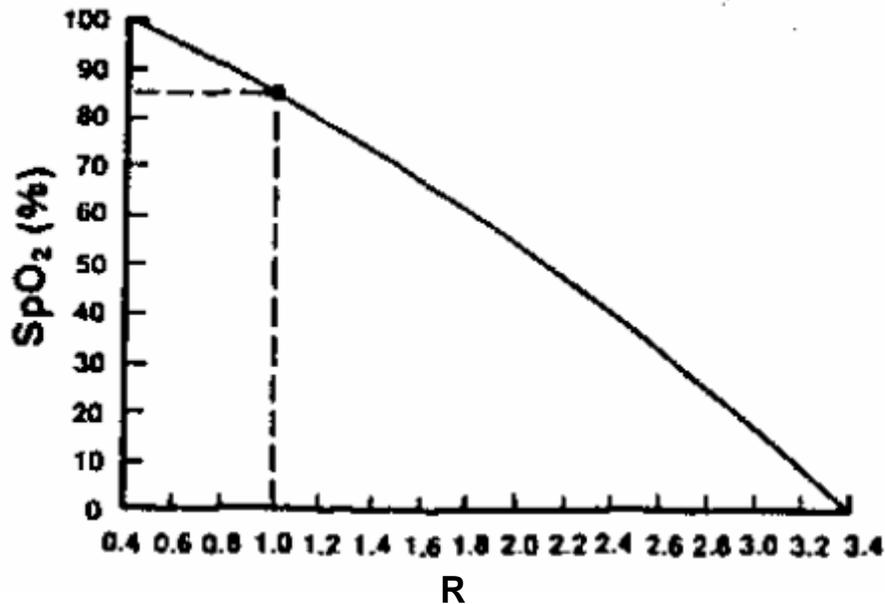


Figura 4.2. Curva de calibración del Oxímetro de pulso

La SpO<sub>2</sub> estima el porcentaje de SaO<sub>2</sub> de la sangre arterial pulsátil, en la periferia de la piel, al medir la absorción de la luz de dos longitudes de onda y analizar el cociente R/I<sub>r</sub>. La calibración del instrumento no es necesaria y la aplicación de los sensores es fácil. Para que la medición sea exacta, el monitor debe distinguir entre la absorción constante y los cambios pulsátiles en la absorción producidos por el volumen cambiante de sangre en cada latido cardíaco.

El pulso cardíaco se lo determina sacando el valor medio de la señal AC pulsátil, para luego realizar una comparación con la misma señal origen, ya que esta sobrepasará su valor medio al momento en que se produzca un latido cardíaco.

Cada latido activará un temporizador que medirá el tiempo transcurrido entre dos latidos, dicho tiempo se proyectará a un minuto, lo que dará como resultado el número de pulsaciones cardiacas por minuto.

Los valores obtenidos de % SaO<sub>2</sub> y Pulso Cardíaco se desplegarán en un Interfaz HMI que proveerá al sistema de las seguridades de acceso, facilidades de impresión, alarmas y almacenamiento de eventos.

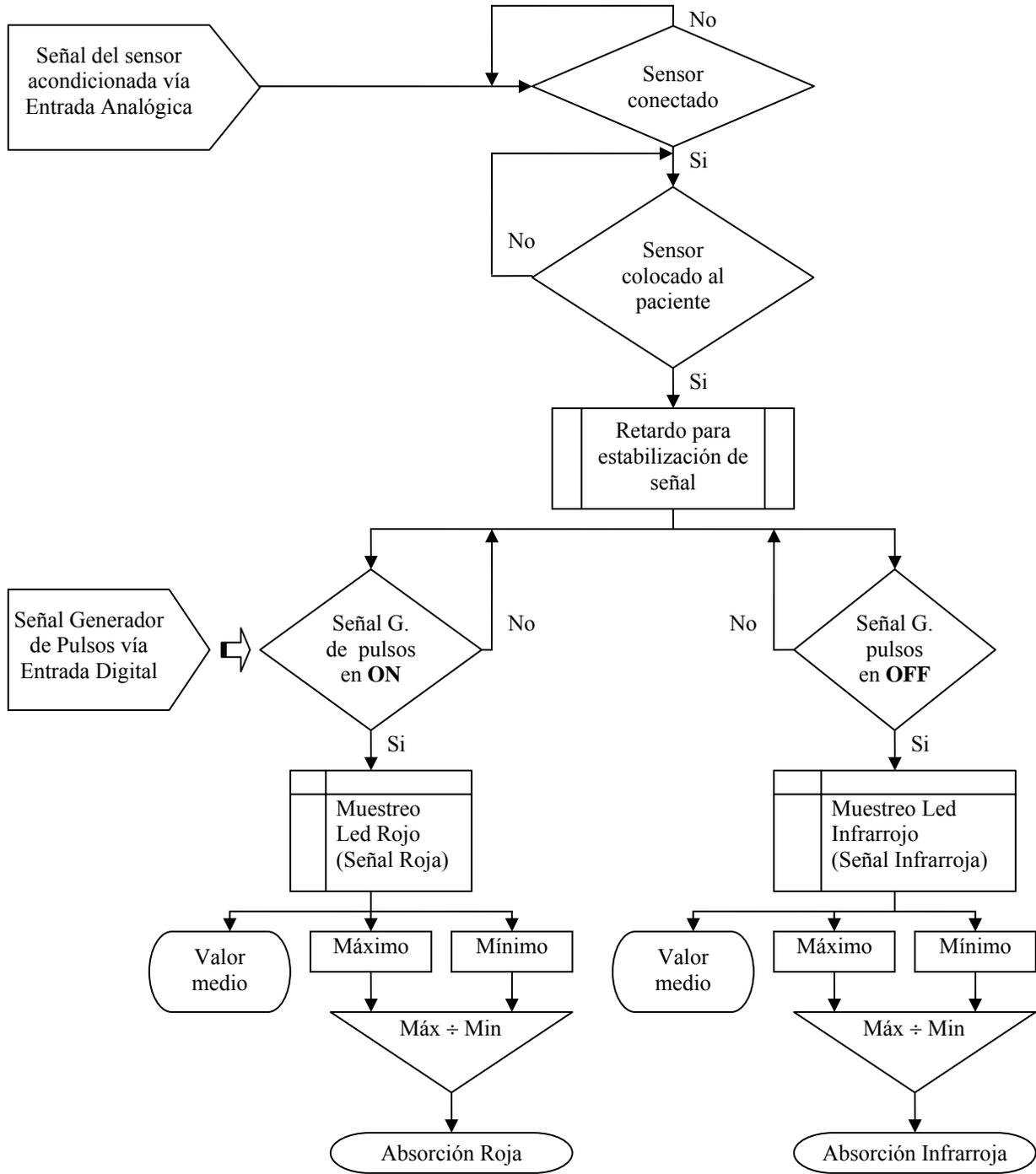
Sin movimiento, los valores de la luz se transmiten a través de la porción constante de la sangre arterial y venosa, y queda descartada la luz que se transmite a través de los tejidos interpuestos. Sin embargo, con movimiento, los oxímetros de pulso fallan.

Recuerde que las falsas lecturas pueden producirse por cambios en la absorción constante o de fondo, al modificarse la morfología, la posición de los tejidos por los que atraviesa la luz, el movimiento, y la luz ambiental.

## **4.2 DISEÑO DEL SOFTWARE PARA LA ETAPA DE ADQUISICIÓN**

Se refiere en realidad a la programación que se hará en la plataforma de Automatización Momentum, para analizar y procesar la señal adquirida de la anterior etapa de acondicionamiento de señal.

El software sigue el diagrama de bloques mostrado en la Figura 4.3.



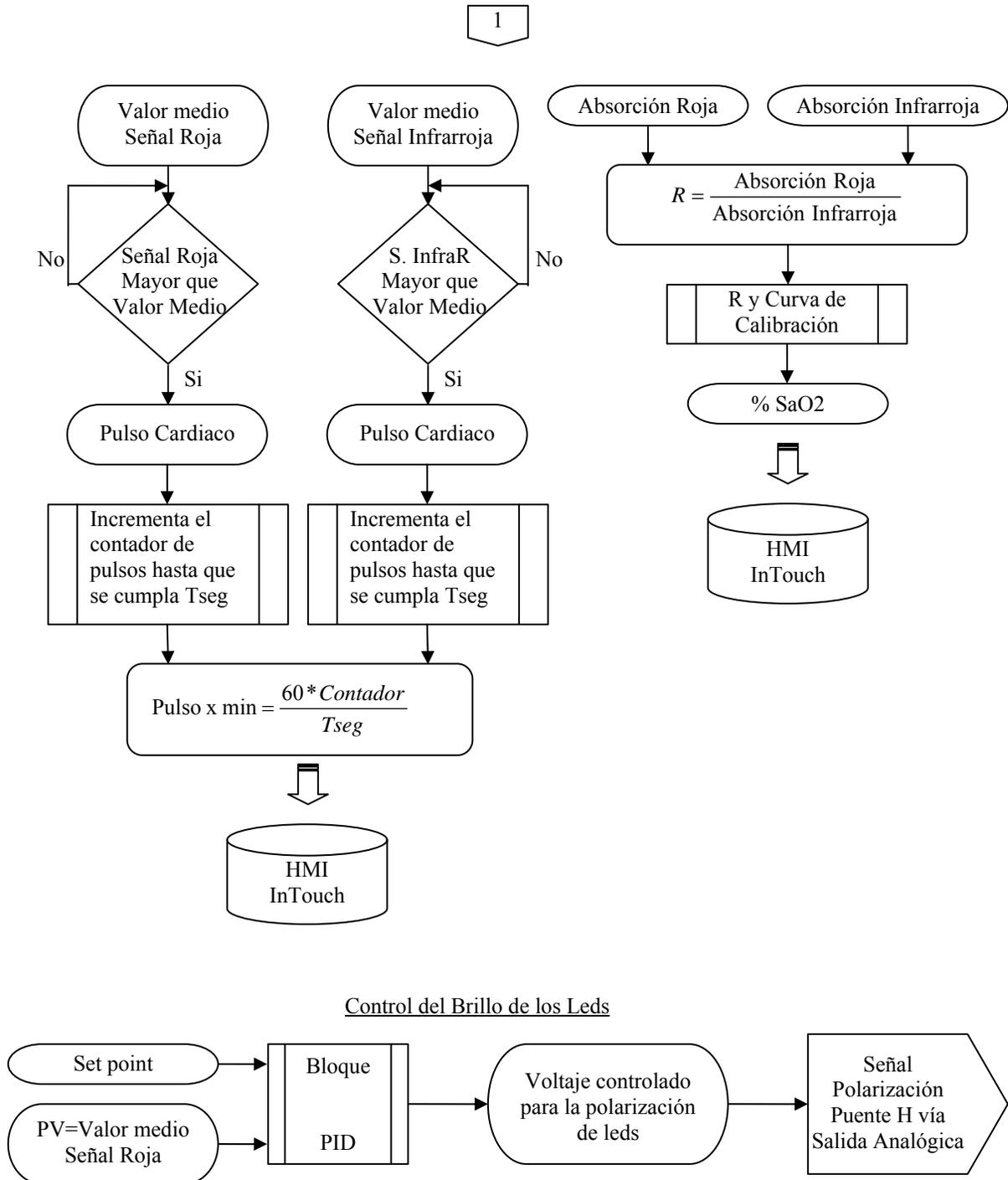


Figura 4.3. Diagrama de Bloques del software de la etapa de adquisición de Datos

### **Explicación del diagrama:**

Como se observa en el diagrama, la señal del sensor amplificada y acondicionada, ingresa a la plataforma de automatización Momentum mediante una de las 4 entradas analógicas disponibles. Luego en base a los niveles de voltaje digitalizados, se determina si el sensor está conectado o no, puesto que, cuando el sensor está acoplado, el fotodiodo entrega un nivel de corriente que satura a los amplificadores operacionales de la etapa de acondicionamiento, debido a que no hay obstrucción (dedo) entre los leds y el receptor, por tanto a la salida de la etapa de acondicionamiento se tiene un nivel de voltaje aproximado de  $VCC-2V$ <sup>43</sup>. Una vez colocado el sensor, es necesario un retardo previo al cálculo del pulso y niveles de Saturación de O<sub>2</sub>, para que la señal se estabilice y evitar así falsas lecturas.

Llegado a este punto, es preciso determinar el estado de la señal producida en el generador de pulsos, para lo cual se utiliza una entrada digital de la plataforma de Automatización Momentum. Cuando ésta señal esté en nivel alto (12Vdc aproximadamente) significará que está encendido el led Rojo y por tanto se reconstruirá la denominada Señal Roja. Cuando el generador de pulsos entregue un nivel bajo significará que el led Infrarrojo está encendido y por tanto se muestrea la denominada Señal Infrarroja, constituyéndose ésta parte del software en un circuito Sample & Hold.

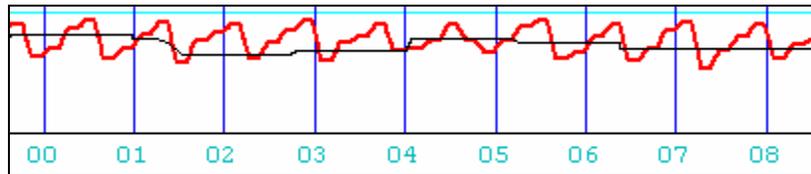
Tanto a la señal Roja como a la Infrarroja se les extrae su valor máximo, mínimo y valor medio, utilizando funciones internas de la plataforma de Automatización. La absorción de cada señal se la establece al dividir su máximo para su mínimo. Luego la absorción roja se la divide para la absorción infrarroja para determinar así el cociente R, el cual junto con la curva de calibración del oxímetro de pulso mostrada anteriormente en la Figura 4.2, determina el porcentaje de Saturación de oxígeno, el mismo que se muestra en el HMI.

Por otro lado, el valor medio de cada señal se lo utiliza para determinar los latidos del corazón, ya que si la señal roja o la señal infrarroja, es mayor que su respectivo valor medio, constituye un latido cardiaco, lo cual se observa en la Figura 4.4, que muestra el resultado

---

<sup>43</sup> Nivel teórico de voltaje en un amplificador operacional saturado.

obtenido en una gráfica de tiempo real del programa InTouch, al sensar solamente a la señal roja y su valor medio.



**Figura 4.4. Señal roja y su valor medio.**

La comparación se realiza mediante una función interna de la plataforma de Automatización Momentum que genera un valor Bool alto mientras la señal sea mayor que su valor medio, creándose así un tren de pulsos. Luego de acuerdo al tiempo establecido en la calibración del oxímetro (Tseg) se contarán los pulsos detectados, para posteriormente proyectarlos para encontrar el número de latidos por minuto.

Por otro lado, para contrarrestar los efectos causados por la excesiva luz ambiente o por la pigmentación de la piel, se debe controlar el brillo de los Leds, para ello se toma como variable controlada el valor medio de la señal roja que ingresa a un bloque PID, para en base a este controlar el voltaje de los LEDs y por tanto el brillo o intensidad luminosa. Sin embargo luego de pruebas realizadas se determinó que tan solo sea un control PI ya que la componente derivativa volvía oscilatorio al sistema debido a la velocidad con la que varía la señal pulsátil cardiaca. El valor de Voltaje calculado alimentará al puente H mediante una salida analógica configurada en Voltaje. La programación en bloques de la plataforma de Automatización Momentum se la puede observar en los anexos.

### **4.3 DISEÑO DEL HMI**

El HMI seguirá el diagrama de Bloques de la Figura 4.5, cuya explicación teórica sigue a continuación:

Al ejecutar el programa se abre la pantalla de control de acceso en la que el usuario debe ingresar su nombre y clave, luego en base al nivel de acceso que se le haya dado, se ingresa a uno de tres modos de operación, Visual, Operador o Administrador.

En el modo visual solo se puede observar las distintas pantallas y valores de SaO<sub>2</sub> y pulso cardiaco. En el modo Operador se puede reconocer, silenciar o inhabilitar las alarmas, también se puede autorizar el almacenamiento en disco de las mismas.

En el modo Administrador, a mas de todos los permisos antes descritos, se pueden configurar los límites máximos y mínimos de las alarmas, y el ingreso a una pantalla exclusiva para crear cuentas de usuario, asignar niveles de acceso y cambiar passwords.

Una cuenta administrativa también tendrá acceso a la pantalla de calibración del oxímetro en donde se pueden introducir los valores de sintonización para el control PI, el cual regula el brillo de los leds.

También se podrá setear el número de muestras que se guardarán en memoria para el cálculo del valor medio, tanto para la señal roja como para la infrarroja. De igual manera estará habilitada la configuración del tiempo en que se contarán los latidos (Tseg), cuyo valor mínimo recomendado es de 8s.

Luego del ingreso a uno de los modos de operación, se pasa a la pantalla general en la que se despliega los valores calculados de SaO<sub>2</sub> y pulso cardíaco. Si se produce una alarma el software determina si está habilitado o no su inhibidor antes de activar las señales audibles y visibles, a si mismo determina si se almacena o no el momento en el que se produjo la alarma.

De igual modo se proveerá al sistema de sonidos y graficas que demuestren la detección de un latido, con la opción de silenciarlos en cualquier momento.

El HMI estará provisto también de un botón que imprimirá la pantalla con los datos de SaO<sub>2</sub> y pulso cardiaco actuales.

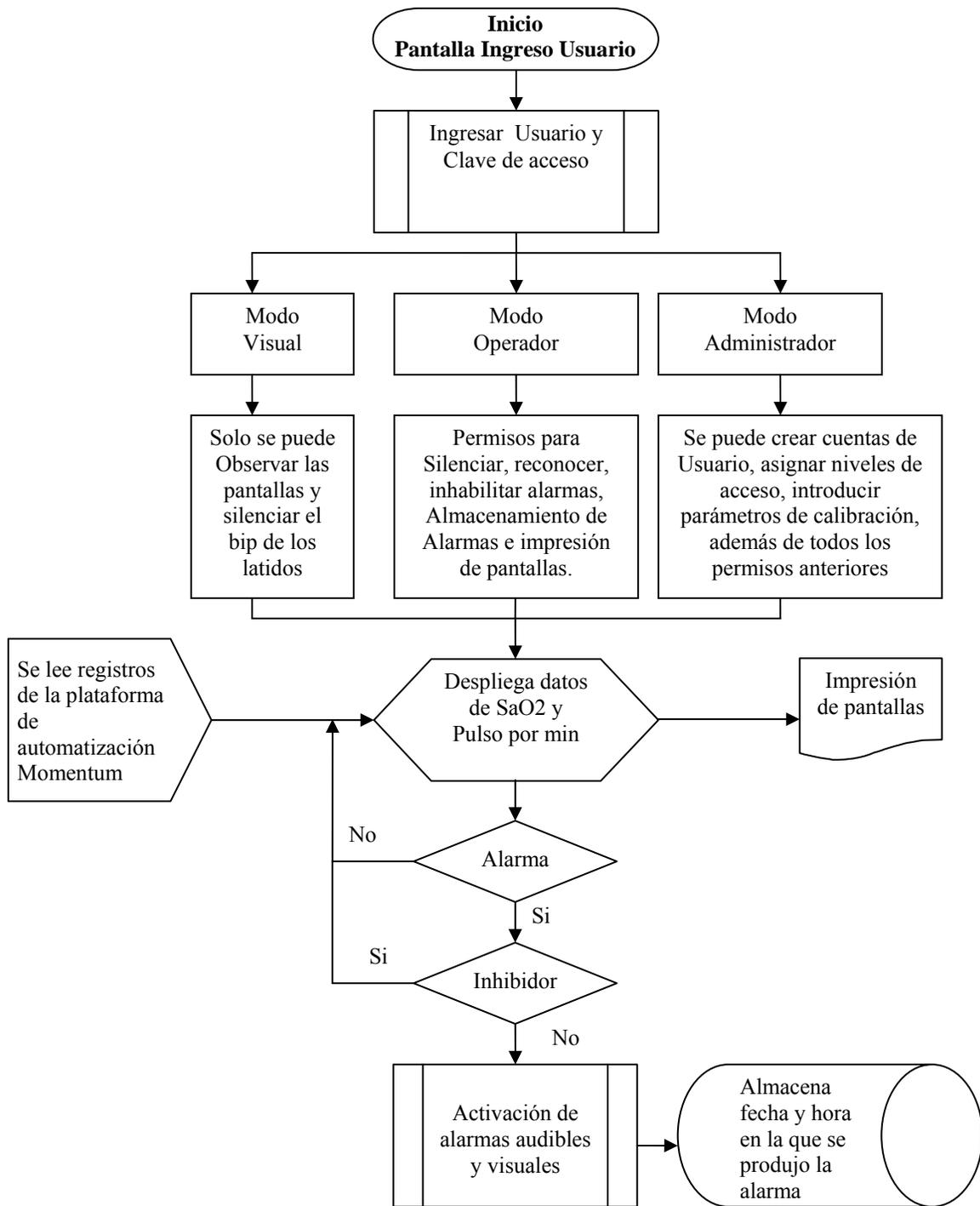


Figura 4.5. Diagrama de bloques del diseño del HMI

## CAPÍTULO V

### IMPLEMENTACIÓN

#### 5.1 INTEGRACIÓN DE COMPONENTES

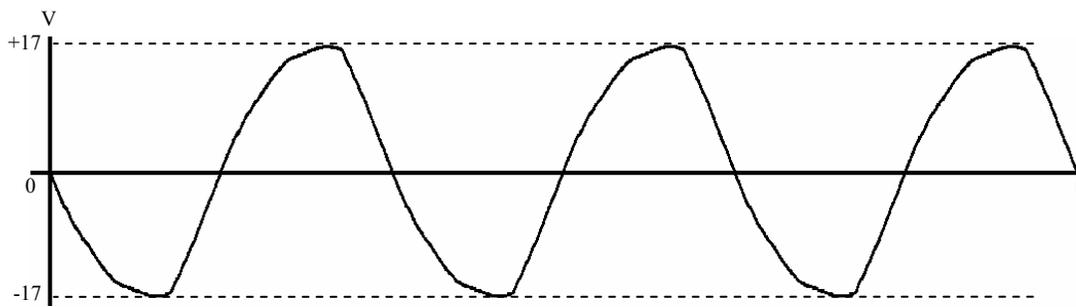
A continuación se procede a la adquisición e integración de todos los componentes del proyecto. En la Figura 5.1, se observa el sensor DS-100A de la marca Nellcor adquirido para el desarrollo del proyecto.



**Figura 5.1. Sensor DS-100A**

Luego partimos de la implementación de la fuente de voltaje que proveerá de energía a los amplificadores y compuertas analógicas.

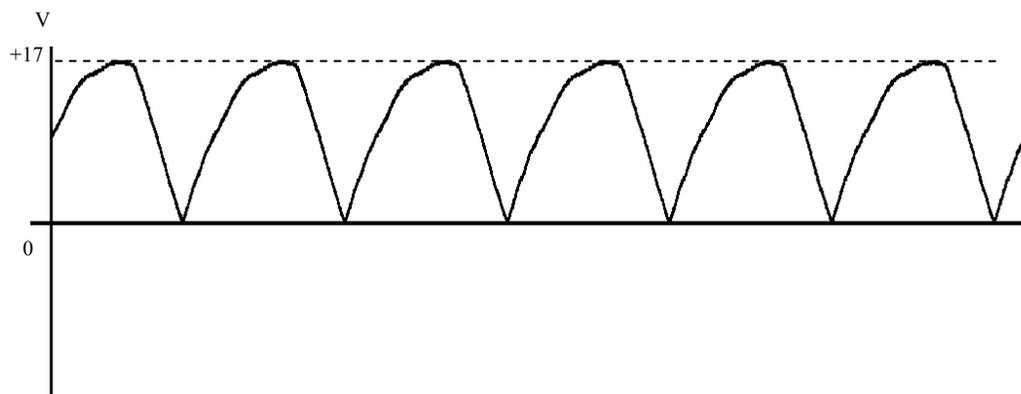
En el mercado se encontró disponible el transformador LP-570 cuya salida es de 12Vrms con derivación central y con una capacidad de corriente de 500mA el cual cumple con los requisitos previstos en el diseño. Adicionalmente se hizo pruebas de laboratorio para comprobar la efectividad del dispositivo, mediante la utilización de un osciloscopio digital, obteniéndose la Figura 5.2



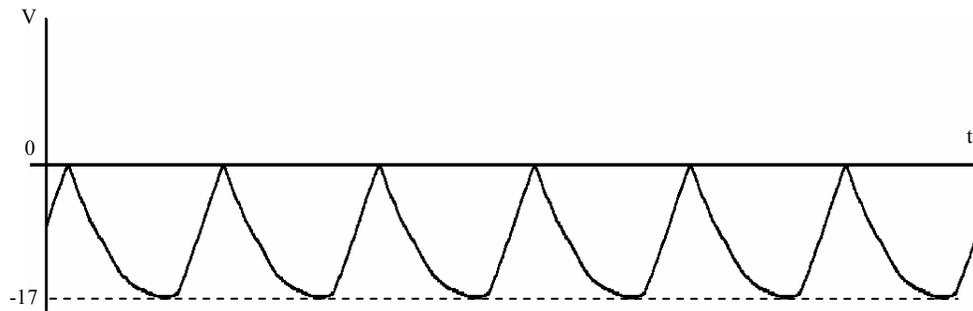
**Figura 5.2.** Forma de onda de voltaje dado por el transformador con toma central.

Cabe destacar que el voltaje pico - pico medido por el osciloscopio es de 34V, por tanto el rectificador debe soportar dicho voltaje. Se utilizó el puente de diodos con numeración W10M disponible en el mercado, el mismo que soporta 1000V y una corriente de 1.5A.

Para comprobar su correcto funcionamiento, se hizo pruebas de laboratorio obteniéndose la Figura 5.3 que muestra la forma de onda de la salida positiva del puente de diodos con respecto a la derivación central del transformador, al igual que la Figura 5.4 muestra la forma de onda de la salida negativa del puente, con lo que se comprueba la eficacia del circuito.

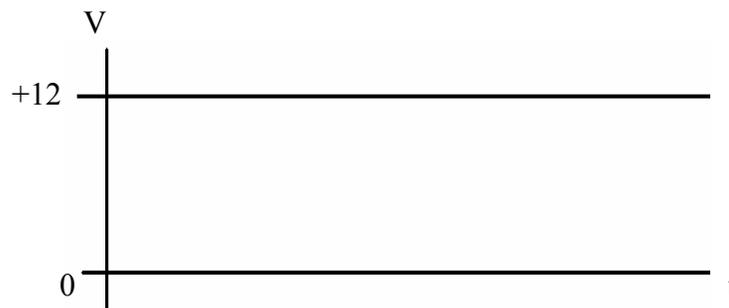


**Figura 5.3.** Forma de onda de la salida positiva del puente de diodos.



**Figura 5.4. Forma de onda de la salida negativa del puente de diodos.**

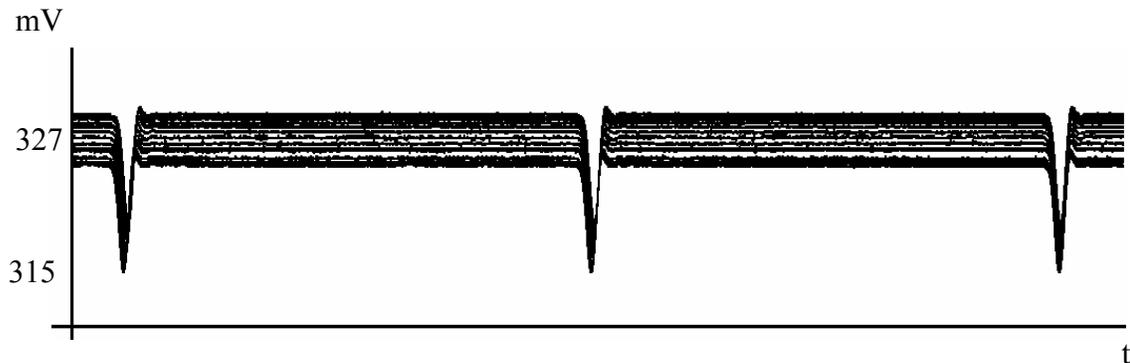
El voltaje rectificado en la etapa anterior no es un voltaje filtrado, contiene una componente de dc y una componente de rizo, lo cual será eliminado mediante el filtro capacitivo y los distintos CI reguladores, obteniéndose voltajes constantes tales como el mostrado en la Figura 5.5 para la salida de +12VCC, de igual manera se comprobó con el osciloscopio para las salidas de -12VCC y +5VCC, con lo que aseguramos una alimentación de energía adecuada para los circuitos amplificadores y compuertas digitales.



**Figura 5.5. Voltaje a la salida del regulador positivo 12VCC.**

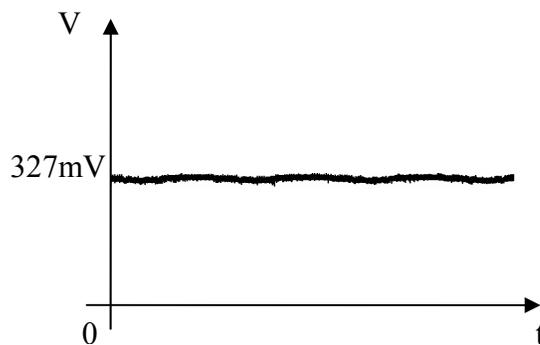
Luego se parte con la adquisición e integración de los componentes amplificadores de la señal del sensor. Se decide adquirir el amplificador operacional TL084CN, el cual contiene 4 amplificadores de tipo J-Fet, cuyas características son favorables para acoplarse al diseño del conversor de corriente a voltaje, puesto que requieren de una baja corriente de entrada, tienen un tiempo de respuesta mucho menor a los amplificadores basados en transistores BJT, lo que favorece la no atenuación de la señal del fotodiodo del sensor.

Por tanto uno de los cuatro amplificadores contenidos en el TL084CN es utilizado para la fase de conversión a corriente, los valores de las resistencias y capacitores se muestran en el respectivo diseño contenido en el capítulo 3. Se realizó pruebas del funcionamiento del convertor de corriente a voltaje diseñado, mediante la utilización de un osciloscopio digital, en el que se observó una línea gruesa e inestable a la cual se le aplicó un zoom obteniéndose la siguiente gráfica:



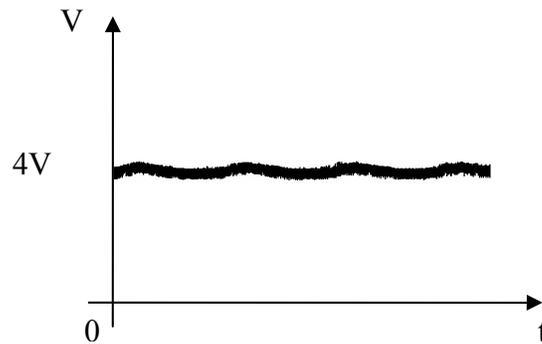
**Figura 5.6.** Señal a la salida del convertor de corriente a voltaje

Se observa la presencia de ruido inmerso en la señal tal como se mencionó en la etapa de diseño, por lo tanto a continuación se implementa el filtro pasabajos de segundo orden, con la utilización del segundo transistor J-Fet, con los respectivos valores de resistencias y capacitores calculados en la parte de diseño, lográndose como respuesta la Figura 5.7.



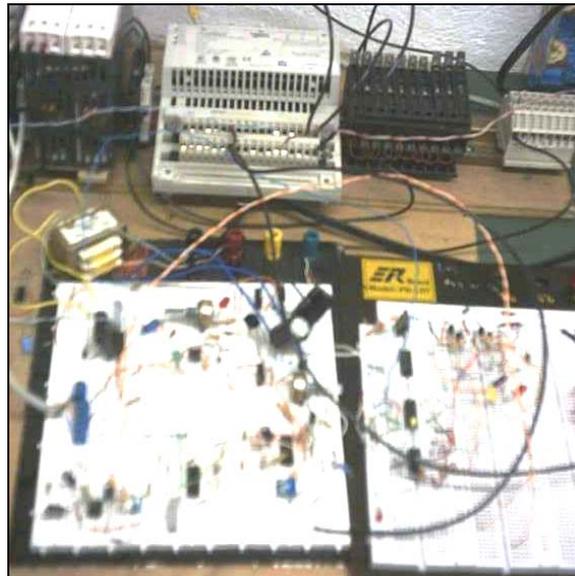
**Figura 5.7.** Señal a la salida del filtro pasabajos.

La respuesta es mucho mejor además, ya se puede observar las pequeñas oscilaciones que representan la presencia de latidos cardiacos, sin embargo la señal tiene un nivel de voltaje muy pequeño por lo tanto se implementa la etapa de amplificación final con la que se logra la Figura 5.8.



**Figura 5.8. Señal luego de la amplificación final**

Con este nivel de voltaje, la señal esta lista para ingresar a la plataforma de automatización Momentum, cabe aclarar que las anteriores pruebas se las realizó energizando solo al led Rojo. En la Figura 5.9, se observa la implementación y pruebas realizadas en Project-Board junto con la plataforma de automatización Momentum y su respectiva fuente.



**Figura 5.9. Implementación en Project-Board.**

La señal amplificada ingresa a una de las entradas analógicas de la plataforma de automatización Momentum<sup>44</sup>.

Se decide utilizar una de las entradas analógicas configuradas en el rango de +/-10VDC cuya relación de conversión analógico/digital se muestra en la Figura 5.10.

El valor de tensión se calcula mediante la siguiente fórmula utilizando magnitudes de medición digitales:  $V_n = 6400 \times V_a$  (para el rango lineal).

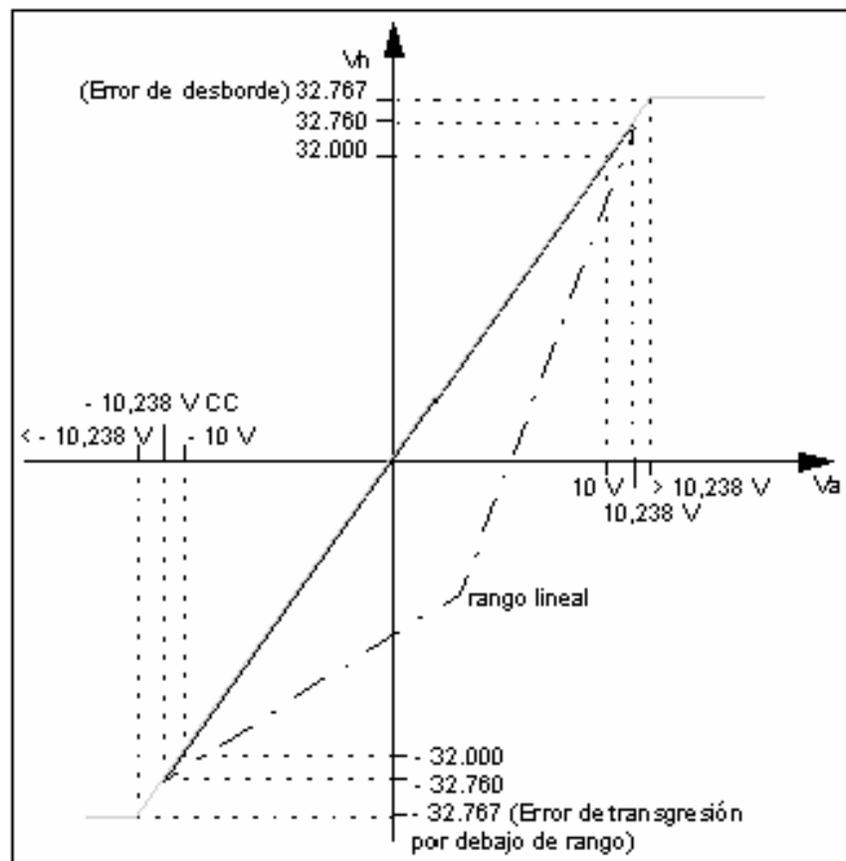


Figura 5.10. Relación analógico/digital para el rango de medición de entrada +/- 10 V.

<sup>44</sup> [http://www.graybar.com/automation/ga\\_manuals/Hardware/TsxMomentum/870USE00200%20Ver.4%20Chpt%2029%20&%2030%20-%20170%20AMM%20090%2000.pdf](http://www.graybar.com/automation/ga_manuals/Hardware/TsxMomentum/870USE00200%20Ver.4%20Chpt%2029%20&%2030%20-%20170%20AMM%20090%2000.pdf), Descripción de la Base 170 AMM 090 00.

El esquema de cableado para entradas analógicas de voltaje se observa en la Figura 5.11.

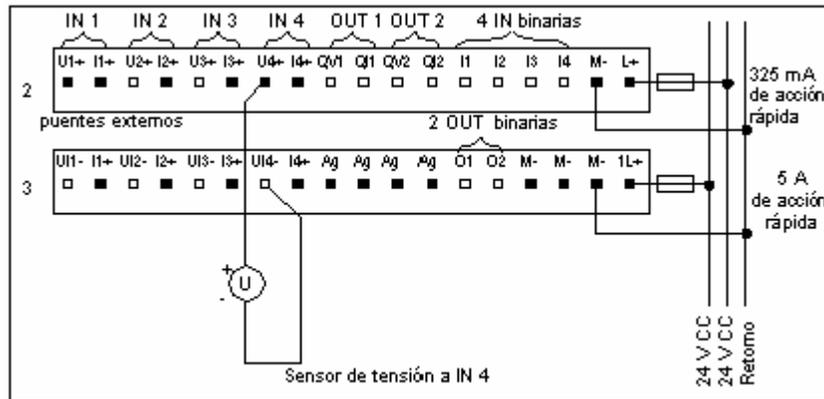


Figura 5.11. Esquema de cableado entrada analógica.

La Tabla 5.1 muestra la distribución de los valores en los registros respectivos.

Tabla 5.1. Asignación de I/O en los registros continuos para la base 170 AMM 090 00

Palabra	Datos de entrada	Datos de salida
1 = LSW	Valor, canal de entrada 1	Parámetros para canales de entrada 1 a 4
2	Valor, canal de entrada 2	Parámetros para canales de salida 1, 2
3	Valor, canal de entrada 3	Valor, canal de salida 1
4	Valor, canal de entrada 4	Valor, canal de salida 2
5 = MSW	Entradas binarias	Salidas binarias

Los datos específicos del rango de +/- 10 V se muestran en la Tabla 5.2.

Tabla 5.2. Especificaciones de la entrada analógica de +/-10V

Datos Específicos	Rango +/- 10V
Tiempo de conversión	10 ms para todos los canales
Error de conversión a 25 °C	Máx. 0,08 % del valor superior de rango de medición
Error de 0 a 60 °C	Máx. 0,15 % del valor superior de rango de medición
Consistencia de conversión	Máx. 0,02 % del valor superior de rango de medición
Resolución	14 bits

Se decide utilizar el canal No. 1 de entradas Analógicas configurado en +/-10V.

Posteriormente se programa a la plataforma de Automatización para que cumpla el diagrama de bloques de la Figura 4.3.

Como se requiere del muestreo de la señal dada por el generador de pulsos, a continuación se detalla el cableado respectivo para el muestreo de una señal digital:

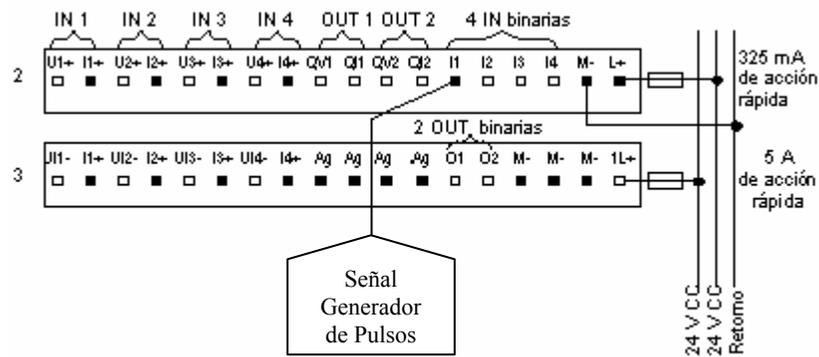
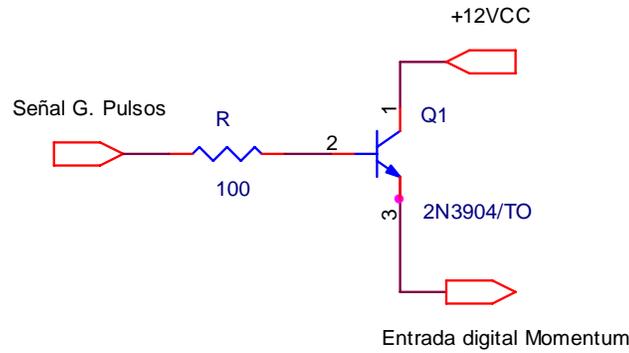


Figura 5.12. Esquema de cableado entrada digital para ingreso señal G. de pulsos<sup>45</sup>.

Sin embargo se detectó un pequeño problema al momento de ingresar la señal del generador de pulsos a la plataforma de automatización Momentum, debido a que las entradas digitales tienen una tensión en estado ON desde +11VCC hasta +30VCC y la señal del generador tiene +11VCC el mismo que cae a 10VCC al momento de conectarlo a la compuerta analógica, debido al incremento de carga, por tanto se decide incrementar un transistor que funcione como switch en las regiones de corte y saturación tal y como se muestra en la Figura 5.13.

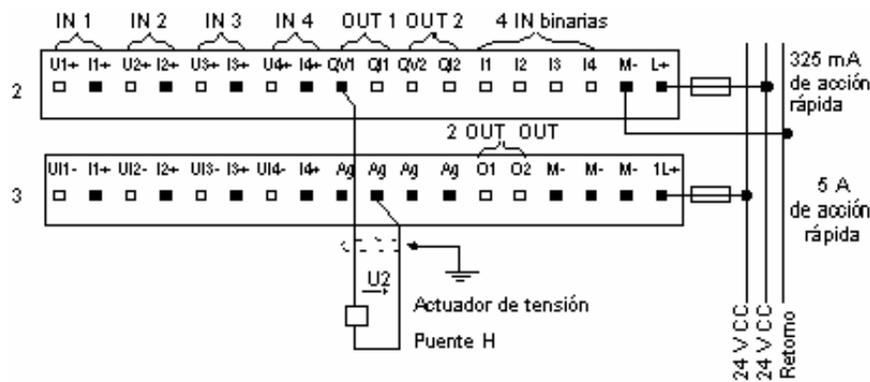
<sup>45</sup> [http://www.graybar.com/automation/ga\\_manuals/Hardware/TsxMomentum/870USE00200%20Ver.4%20Chpt%2029%20&%2030%20-%20170%20AMM%20090%2000.pdf](http://www.graybar.com/automation/ga_manuals/Hardware/TsxMomentum/870USE00200%20Ver.4%20Chpt%2029%20&%2030%20-%20170%20AMM%20090%2000.pdf), 170 AMM 090 00 “Esquemas de cableado”.



**Figura 5.13. Switch transistor implementado.**

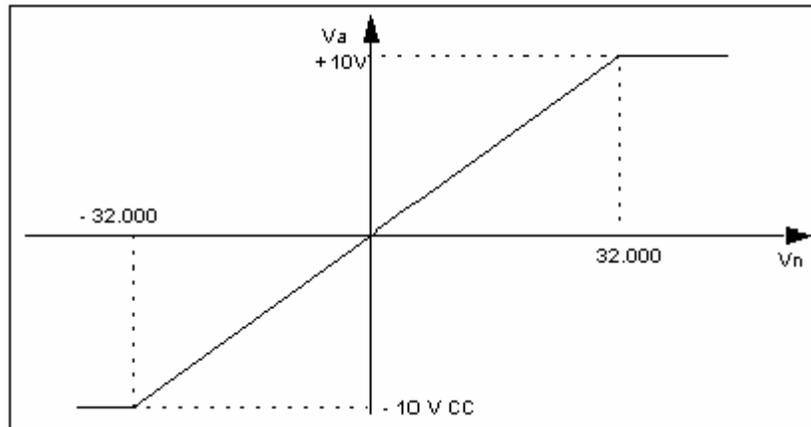
Cuando la señal del generador de pulsos está en alto, satura al transistor que cierra el circuito dejando pasar los 12VCC de la fuente conectada al colector, con lo que se asegura su activación.

También es necesaria una salida analógica para el control de la corriente de alimentación de los Leds a través del puente H, a continuación se muestra el cableado:



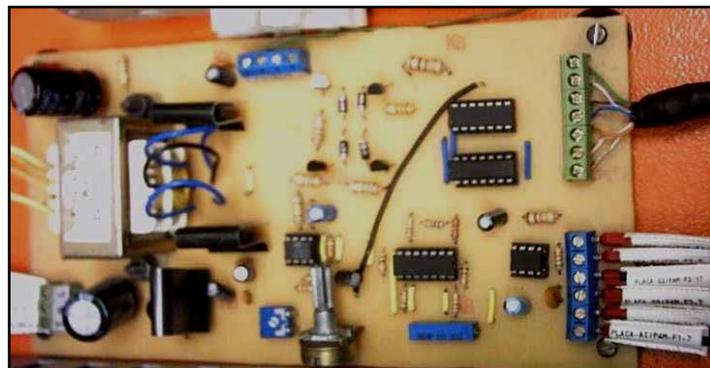
**Figura 5.14. Esquema de cableado salida analógica de voltaje para puente H.**

El siguiente diagrama muestra la relación analógico/digital del rango de salida +/- 10 V. El valor de tensión de salida se calcula mediante la siguiente fórmula utilizando el valor digital predeterminado:  $V_a = 1/3.200 \times V_n$ .



**Figura 5.15. Relación analógica digital de la salida analógica +/-10V.**

La salida analógica se conecta como fuente de voltaje variable para el puente H, tal y como se describió en el diseño. Los transistores utilizados son del tipo 2N3904 cuyo datasheet se adjunta en la parte de anexos. Los diodos son 1N4007, los cuales cumplen con los requerimientos de corriente y tensión. Para el generador de pulsos se adquiere el temporizador NE555, al igual que todas las resistencias y capacitores previstos en el diseño. Para el circuito generador de señales de control se utiliza una compuerta 74LS04, de la cual solo se requiere uno de sus 6 negadores, al igual que usaremos las cuatro compuertas NAND contenidas en un 74LS00, configuradas tal y como se describió en el Capítulo III en la parte de “Diseño del generador de señales de control”. Todas las compuertas, amplificadores y demás elementos pasivos se colocaron en una placa de circuito impreso, vista en la Figura 5.16, a la cual se le dotó de terminales apropiados para el cableado.



**Figura 5.16. Placa Circuito Impreso.**

Por último se colocó un fusible antes de energizar a la placa, para proteger a los elementos de sobrecorrientes. El fusible seleccionado tiene un valor de 500mA, debido a que ésta es la máxima corriente que entrega el transformador LP-570 adquirido en el mercado y todo el circuito no sobrepasa dicha corriente.

Luego se construye la caja contenedora del hardware cuyos planos se detallaron en el final del capítulo 3. Para unir los distintos portafusibles, borneras, plataforma de automatización Momentum y placa de circuito impreso, se utiliza cable calibre 16AWG cuya máxima corriente admitida es de 3.44A lo que asegura un funcionamiento adecuado, debido a que el consumo total de corriente de toda la caja es menor a 1A y con esta sobre dimensión al 30% se minimiza las caídas de voltaje debidas a la resistencia del cable y el calentamiento debido al paso de corrientes cercanas al máximo del cable.

Los Porta fusibles, Borneras de paso, y borneras GND se pueden observar en la Figura 5.17, así como la etiquetación respectiva para cada cable.

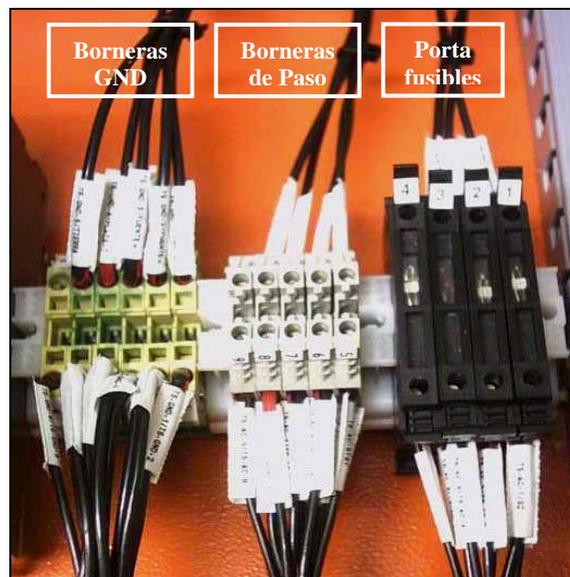
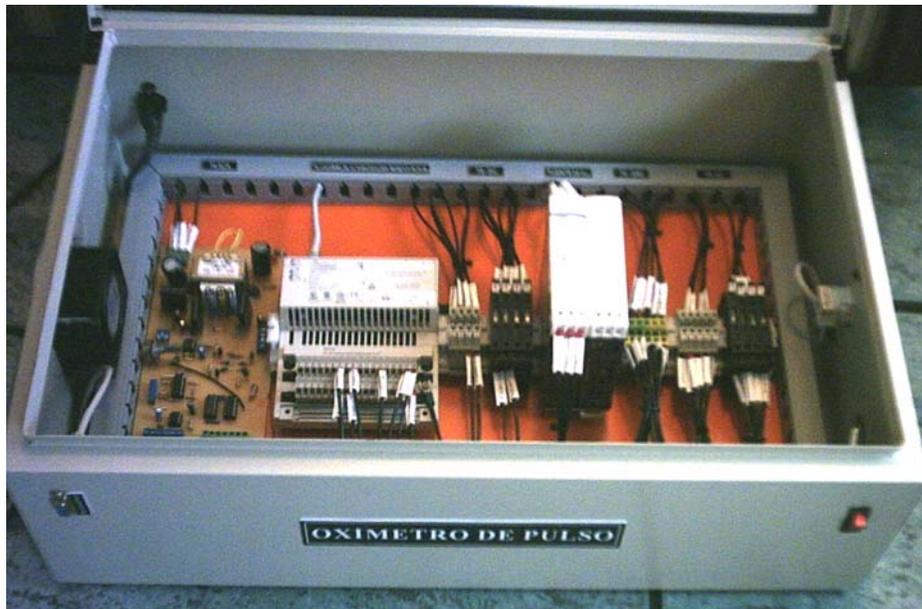


Figura 5.17. Porta fusibles, Borneras de paso y GND.

Los fusibles mencionados en la parte de diseño como TS-AC son como sigue: 1 fusible de 0.5A como protección de la placa de circuito impreso. 1 fusible de 1 A como protección para la fuente de 24VCC, aunque dicha fuente es capaz de proveer hasta 5A de corriente, la plataforma de automatización Momentum solo requiere de 350mA como máximo para su funcionamiento, por tanto se decide sobredimensionar al 30% dando como resultado el 1A mencionado.

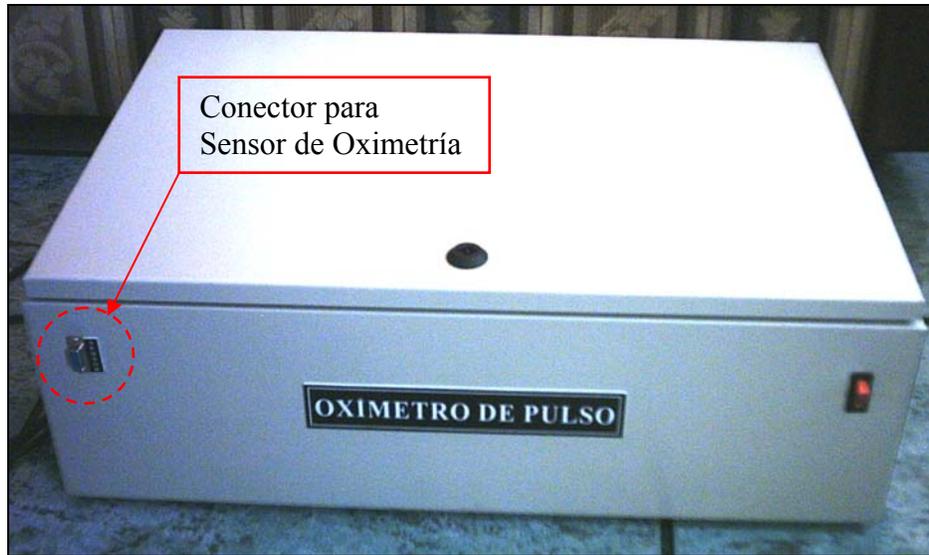
Se provee al sistema de una adecuada disipación de calor mediante el uso de un ventilador colocado en la parte lateral izquierda de la caja.

Todo lo antes expuesto se puede observar en la Figura 5.18, que muestra una vista superior interna de la caja contenedora del sistema.



**Figura 5.18. Vista Interior de la caja contenedora.**

El sensor se conecta en la parte frontal de la caja mediante un conector DB9 hembra, lo cual se puede observar en la Figura 5.19.



**Figura 5.19. Vista exterior de la caja Oxímetro de Pulso.**

Luego por medio de cable UTP categoría 5, se llevan las distintas señales a la placa de circuito impreso para su posterior proceso. De igual manera la caja dispone del zócalo ethernet para la comunicación entre la plataforma de automatización Momentum y el computador con el software HMI. Tal y como se describió en el capítulo de Diseño. Se utiliza cable UTP categoría 5 para realizar dicho cableado. Recuerde que si la plataforma de automatización momentum se une directamente a un computador, se debe utilizar un cable cruzado, caso contrario si se conecta a una red mediante un switch ethernet se debe utilizar cable directo.

Todo el cableado se realizará por las canaletas para tableros de control, colocadas en los laterales de la caja.

El software de la plataforma de automatización Momentum se lo implementa con la ayuda del programa Concept, dicho programa se adjunta en la parte de Anexos.

Se asigna la dirección IP 192.168.0.90 con máscara 255.255.255.0 a la plataforma de Automatización Momentum, la cual solo podrá ser cambiada por personal calificado en el manejo de PLC's, debido a que se debe tener acceso a la programación interna de la plataforma para poder cambiarla.

## 5.2 IMPLEMENTACIÓN DEL HMI

A continuación se procede a la descripción de cada una de las pantallas desarrolladas en el software InTouch v9.5.

### 5.2.1 Pantalla Verificación de Usuario

Al momento de arrancar la aplicación con la licencia Runtime, se ejecuta automáticamente el I/O Server denominado MBNet que conecta InTouch con la Plataforma de automatización momentum mediante el protocolo TC/IP, e inmediatamente aparece la pantalla mostrada en la Figura 5.20, en la que los usuarios deben ingresar su nombre y password previamente asignado por un administrador, presionando el botón “Ingresar Usuario”, también se puede observar el nivel de acceso que tiene, ya que de acuerdo a éste estarán permitidas o habilitadas diversas funciones.

**ESCUELA POLITECNICA DEL EJERCITO**

**OXIMETRO DE PULSO**

**VERIFICACION DE USUARIO**

Usuario:

Nivel de Acceso:

Pulse "Ingresar Usuario" para continuar:

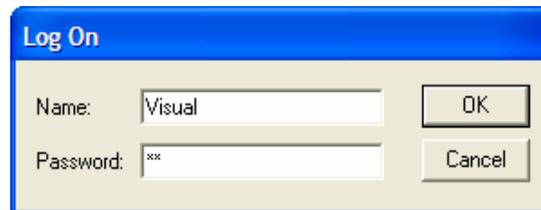
Botón de Ingreso de Password

**FECHA**  
13/09/2007

**HORA**  
13:06:48

Figura 5.20. Pantalla de identificación de usuarios.

Una vez presionado éste botón aparece el cuadro de diálogo mostrado en la Figura 5.21, en donde el usuario debe ingresar el nombre y password para poder continuar.

A dialog box titled "Log On" with a blue header. It contains two input fields: "Name:" with the text "Visual" and "Password:" with three asterisks "xxx". To the right of the Name field is an "OK" button, and to the right of the Password field is a "Cancel" button.

**Figura 5.21. Cuadro de Diálogo para el ingreso de Password.**

Si el nombre y password es correcto en la casilla de verificación de usuario mostrada en la Figura 5.22 se visualizará tanto el nombre como su nivel de acceso. Existen 3 niveles de acceso:

- ◆ Visual cuyo nivel de acceso es 1000
- ◆ Operador cuyo nivel de acceso es de 5000
- ◆ Administrador cuyo nivel de acceso es de 9999

A screen titled "VERIFICACION DE USUARIO" in a blue header. Below the header, there are two input fields: "Usuario:" with the text "Visual" and "Nivel de Acceso:" with the text "1000". Below these fields, there is a red instruction: "Pulse 'Ingresar Usuario' para continuar:". At the bottom, there are two buttons: "Ingresar Usuario" with a key icon and "Continuar" with a house icon.

**Figura 5.22. Casilla de Verificación de Usuario.**

En ésta casilla podemos observar que ya se ha habilitado el botón “Continuar” con lo que al presionarlo se muestra la pantalla principal.

## 5.2.2 Pantalla Principal

La pantalla principal es la desplegada en la Figura 5.23.

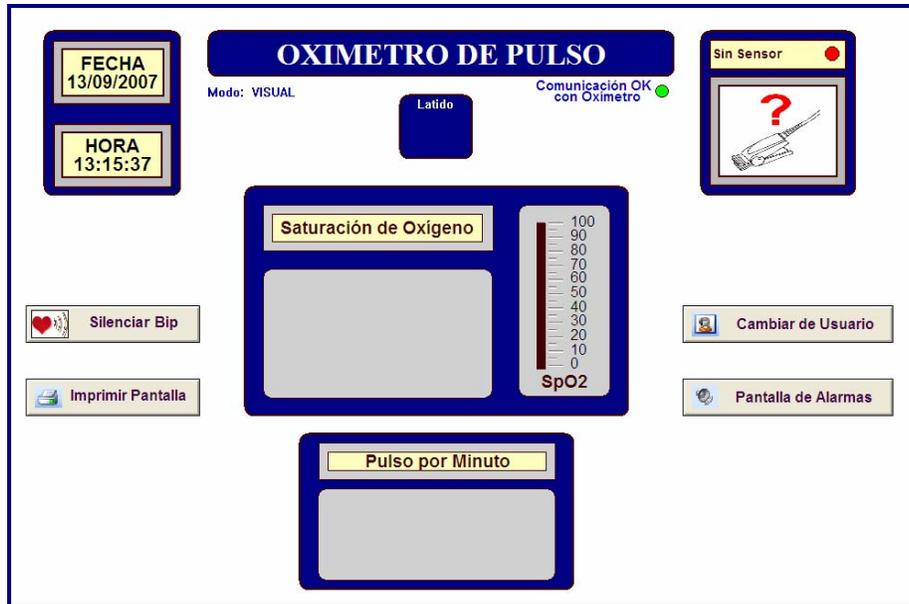


Figura 5.23. Pantalla Principal.

En donde podemos visualizar el porcentaje de saturación de oxígeno, el pulso por minuto, la fecha y hora actual del sistema, el modo de usuario asignado de acuerdo a los niveles de acceso, botones como “Silenciar Bip” el cual activa y desactiva el sonido emitido al momento de detectar un pulso cardiaco; El botón “Imprimir pantalla” que sirve para enviar a la impresora predeterminada, la pantalla actual con los datos de SpO2 y Pulso por minuto que en ese momento se hayan desplegado; El botón “Cambiar de Usuario” que permite regresar a la pantalla de identificación de usuarios; El botón “Pantalla de Alarmas” que cambia a la pantalla de gestión de alarmas. Para determinar si existe una comunicación adecuada entre el computador y el oxímetro de pulso se colocó una alarma visible que mostrará uno de los dos casos vistos en la Figura 5.24, adicionalmente se alertará el error en la comunicación mediante sonidos.



Figura 5.24. Estado de la Comunicación con el oxímetro

El oxímetro desarrollado tiene la capacidad de saber si se ha conectado el sensor y si el paciente lo tiene puesto en su dedo, lo cual se puede visualizar en la parte derecha superior de la pantalla principal en el cuadro del estado del sensor que desplegará uno de los tres casos vistos en la Figura 5.25.



Figura 5.25. Estado del Sensor de Oximetría

La detección de cada latido se puede visualizar mediante el avistamiento de un corazón desplegado en el cuadro “Latido” visto en la Figura 5.26.



Figura 5.26. Detección de un latido

La medida del porcentaje de saturación de oxígeno se observa en el cuadro mostrado en la Figura 5.27, el cual a más de presentar la medida numérica de SpO<sub>2</sub>, también despliega el porcentaje de SpO<sub>2</sub> mediante una barra escalada de 0 al 100%

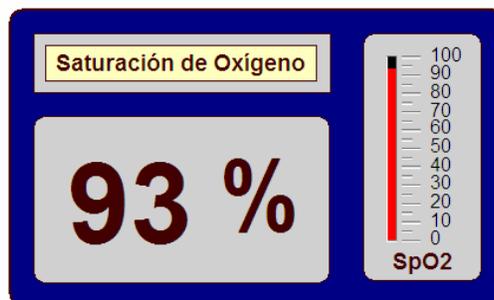


Figura 5.27. Medición de la SpO<sub>2</sub>.

Los latidos por minuto calculado, se lo visualiza en el cuadro inferior de la pantalla principal mostrado en la Figura 5.28.



Figura 5.28. Pulso por Minuto calculado.

### 5.2.3 Pantalla de Alarmas

**PANTALLA DE ALARMAS**

Modo: ADMINISTRADOR

**LIMITE INFERIOR PARA ALARMA DE SATURACION DE OXIGENO**

**Desaturación menor al 90 %**

Fecha: 13/09/2007

Hora: 13:46:32

**ALARMAS PARA PULSO IRREGULAR**  
[ LATIDOS POR MINUTO ]

**TAQUICARDIA MAYOR A 100**

**BRADICARDIA MENOR A 70**

Porcentaje de SaO2 Actual = 94 %

Pulso por Minuto Actual = 64

**Almacenamiento de Alarmas**

OFF

Nombre	Fecha	Hora	Tipo de Alarma	Valor al momento de alarma	Reconocimiento (ACK)
Pulso_x_min	13 Sep 2007	13:46:22	LO	64	UNACK

Update Successful      Default Query

Figura 5.29. Pantalla de Alarmas.

La pantalla de gestión de alarmas mostrada en la Figura 5.29, posee opciones tales como el ingreso de los límites en los cuales se produce las alarmas tanto para la SpO2 como para el

pulso; botones para inhibir las alarmas, es decir deshabilitarlas; Un botón para reconocer las alarmas presentes en ese momento y por tanto desactivar el sonido de la misma; Una tabla vista en la Figura 5.30, en donde se despliega las alarmas producidas, la fecha y hora en la que se produjo, su valor, etc.

Nombre	Fecha	Hora	Tipo de Alarma	Valor al momento de alarma	Reconocimiento (ACK)
Pulso_x_min	13 Sep 2007	13:46:22	LO	64	UNACK

Update Successful      Default Query      [Barra azul]

Figura 5.30. Tabla de Alarmas detectadas

En la pantalla de alarmas se encuentra disponible para las cuentas con nivel operador o superior, el cuadro de almacenamiento de alarmas, visto en la Figura 5.31



Figura 5.31. Cuadro almacenamiento de Alarmas

En el que se puede activar mediante el botón “Iniciar”, el almacenamiento en un archivo de las alarmas producidas.

Por último existen botones de cambios entre las distintas pantallas, así como un botón de impresión.

### 5.2.4 Pantalla Administrador

A la pantalla mostrada en la Figura 5.32, solo se tiene acceso mediante una cuenta y password administrativo, es decir, con un nivel de acceso igual 9999.

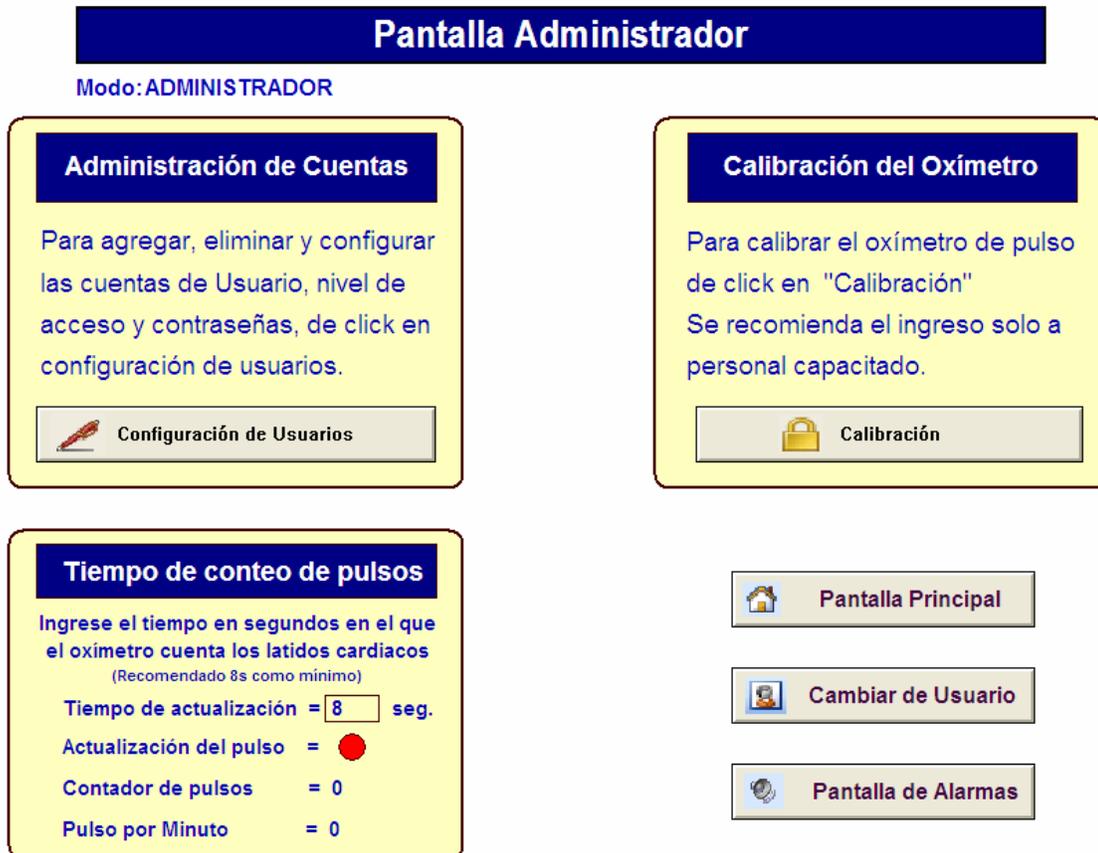


Figura 5.32. Pantalla Administrador

En ésta pantalla se tiene opciones de calibración las cuales se explicarán en el siguiente capítulo al momento de sintonizar el equipo.

Para la gestión de cuentas de usuario, cambios de passwords y niveles de acceso se encuentra disponible el cuadro Administración de cuentas, el mismo que al presionar el botón "Configuración de Usuarios", despliega el cuadro de diálogo mostrado en la Figura 5.33.

En dicha ventana se puede crear nuevos usuarios, borrar cuentas existentes, asignar niveles de acceso y cambiar passwords.

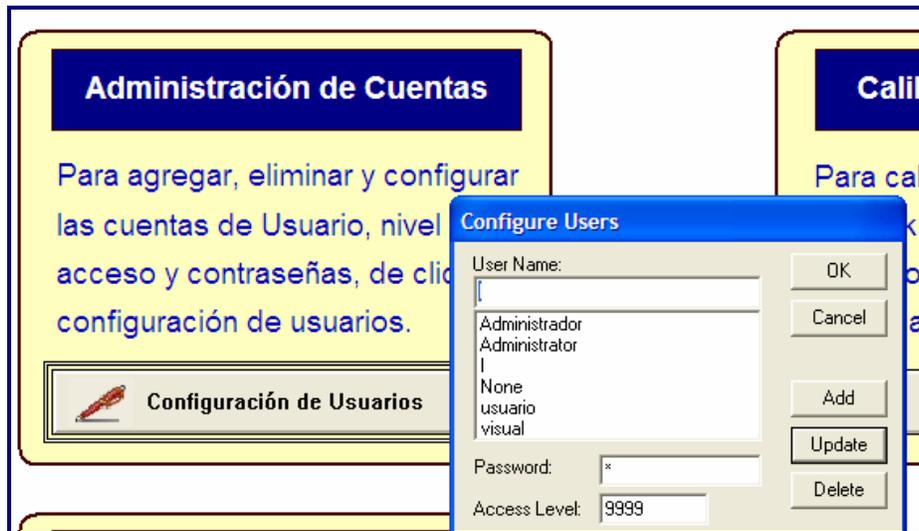


Figura 5.33. Configuración de Usuarios.

## CAPÍTULO VI

### PRUEBAS Y RESULTADOS

#### 6.1 CALIBRACIÓN DEL OXÍMETRO

Una vez implementado el oxímetro se procede a su calibración, el software desarrollado en InTouch posee pantallas exclusivas para este fin.

En primera instancia se calibrarán los parámetros correspondientes al controlador PI, que regula la alimentación de los leds. La gráfica y los parámetros de calibración se observa resaltado con un cuadro rojo en la Figura 6.1. de la pantalla de calibración del oxímetro.

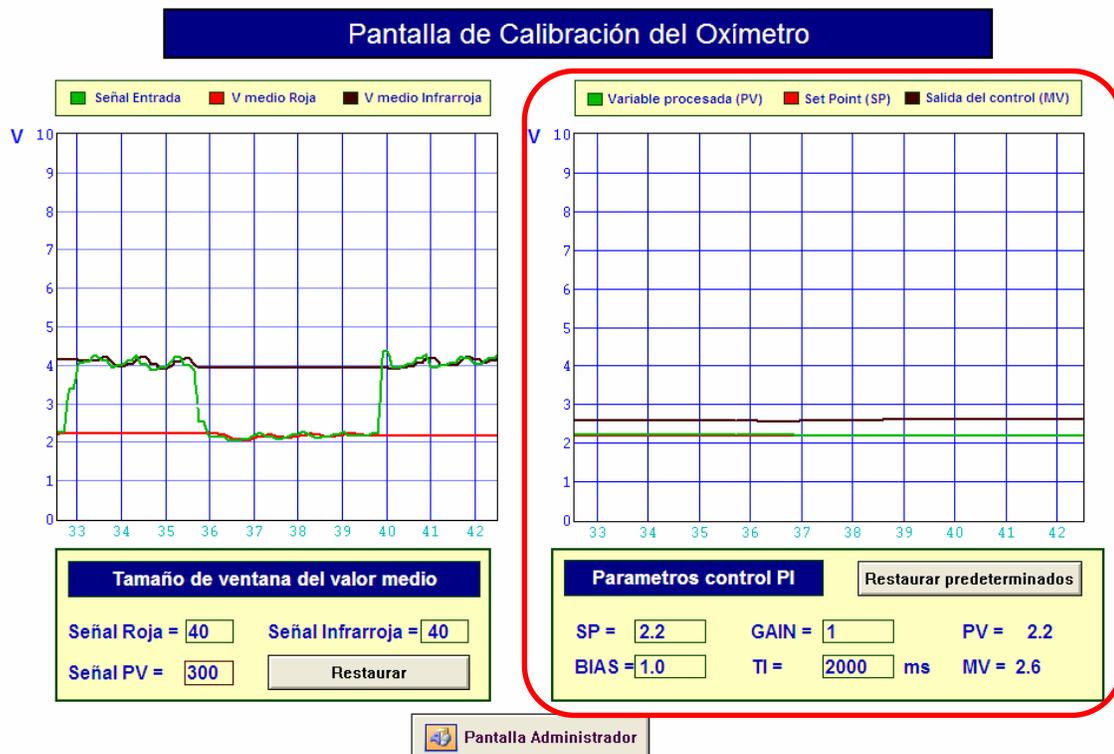


Figura 6.1. Parámetros de sintonización del control PI

Para sintonizar el control PI (valores de Gain, Ti) se utiliza la regla de Ziegler-Nichols en la que primeramente establecemos el set point (SP) en 2.2V, que corresponde al valor en el que deseamos que esté la variable procesada, es decir el valor medio de la señal roja, luego establecemos  $T_i = \text{infinito}$  y usando solo la acción de control proporcional (Gain), incrementamos de 0 a un valor crítico (Kcr) donde el sistema comience a tener oscilaciones sostenidas, y tomamos el periodo de oscilación.

En este caso el periodo crítico fue de 1 seg. con una ganancia  $K_{cr} = 3$

Aplicando las fórmulas recomendadas para un control PI se tiene:

$$\text{Gain} = 0.45 * K_{cr} = 0.45 * 3 = 1.35$$

$$T_i = P_{cr} / 1.2 = 1 / 1.2 = 0.8333s \approx 1s$$

Sin embargo debido a la rapidez con la que cambia la señal procesada (valor medio de la señal roja) se decide establecer la ganancia (Gain) en 1 y  $T_i$  en 2s para minimizar los cambios bruscos los cuales en la práctica se determinó que afectaban la adecuada detección de pulsos cardiacos. Al aumentar el tiempo en la acción integrativa se logra minimizar el sobreimpulso, logrando que la señal procesada llegue al set point de una manera suave eliminando el error en estado estacionario. Los parámetros finales de calibración son:

$$\text{Gain} = 1$$

$$T_i = 2000\text{ms}$$

$$\text{Bias} = 1$$

$$\text{Sp} = 2.2 \text{ V}$$

Una vez sintonizado el control PI se procede al establecimiento del tamaño de ventana o número de muestras que se guardarán en memoria para el cálculo del valor medio para cada señal. Dichos valores se llegaron a determinar mediante experimentación los cuales tuvieron los siguientes valores finales:

Para la señal roja = 40

Para la señal infrarroja = 40

Para la señal PV = 300

Por último en la sección resaltada dentro del cuadro rojo de la pantalla del administrador mostrada en la Figura 6.2 se puede establecer el tiempo durante el cual el oxímetro contará los pulsos detectados para posteriormente proyectarlos a su equivalente por minuto. Además se puede observar una señal luminosa verde cada vez que se cumpla el tiempo seteado, lo cual significará que se ha actualizado la proyección del pulso cardíaco. También se puede observar la detección de pulsos mediante el incremento del contador y la visualización del pulso por minuto proyectado.

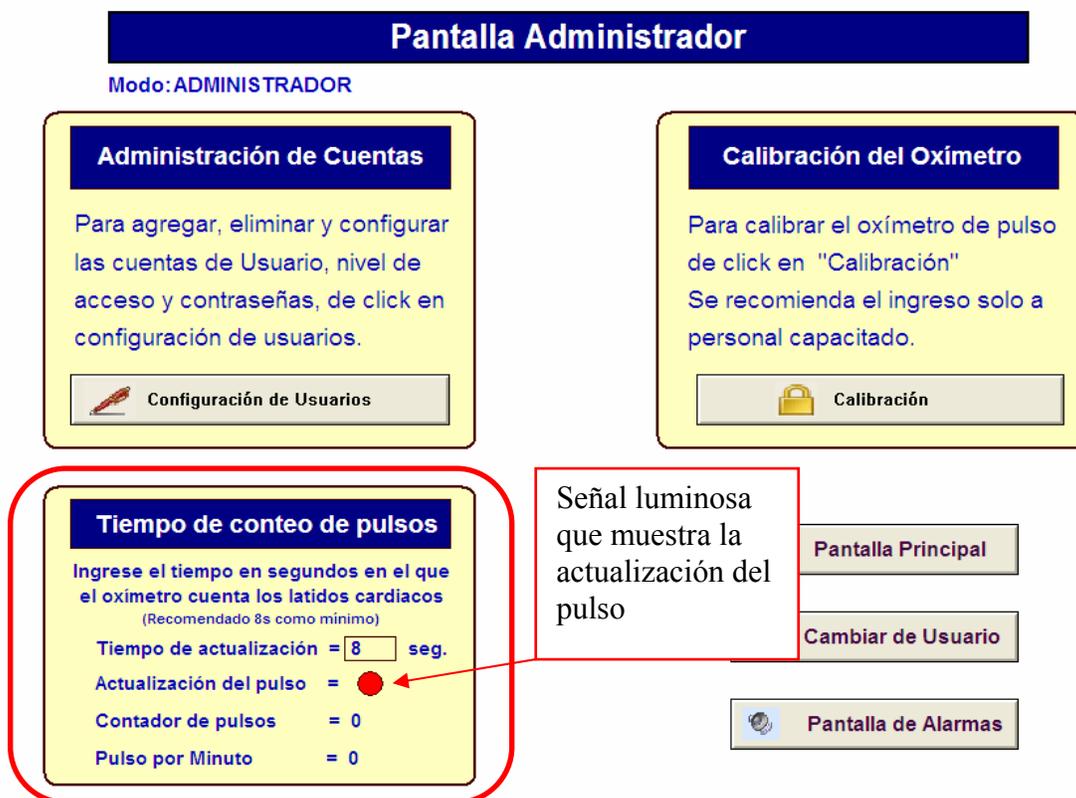


Figura 6.2. Configuración del Tiempo en el que se cuentan los pulsos

En éste punto cabe resaltar que los médicos al momento de tomar el pulso cardiaco de un paciente, normalmente cuentan los latidos cardiacos durante 15s y los proyectan a su equivalente por minuto, sin embargo mediante las pruebas realizadas al oxímetro se determinó que con un tiempo de 8s, el pulso por minuto proyectado tenía una variabilidad máxima de 6 latidos con respecto al pulso real, lo cual resulta una diferenciación insignificante en la toma del pulso cardiaco, sin embargo si requiere de más precisión se debe aumentar el tiempo de actualización.

## 6.2 PRUEBAS COMPARATIVAS

Luego de calibrado el equipo se procedió a tomar mediciones para compararlas con las de un oxímetro comercial. Para ello se llevó al oxímetro diseñado al hospital de Yaruquí en donde se nos facilitó un oxímetro marca Nellcor modelo N-550 con un sensor del tipo Y.

Para la realización de dichas pruebas se colocó en la mano izquierda de la persona tanto el sensor DS-100A adquirido para la tesis así como el sensor tipo Y, obteniéndose los datos mostrados en la Tabla 6.1.

**Tabla 6.1. Pruebas comparativas con un Oxímetro comercial**

Prueba No.	Oxímetro Comercial		Oxímetro Diseñado		Error	
	SpO2	Pulso por min.	SpO2	Pulso por min.	SpO2	Pulso por min.
1	94	71	92	67	2.13 %	5.63 %
2	95	73	93	73	2.13 %	0.0 %
3	94	76	93	77	1.06 %	1.32 %
4	93	75	92	75	1.06 %	0.0 %
5	94	78	94	80	0.0 %	2.56 %
6	93	72	93	72	0.0 %	0.0 %
7	94	81	94	80	0.0 %	1.32 %
8	94	77	93	80	1.06 %	3.89 %
9	94	80	93	80	1.06 %	0.0 %
10	92	72	93	72	1.06 %	0.0 %

Del análisis de las pruebas aplicadas al oxímetro de pulso diseñado se puede acotar que existe un error máximo del 2.13% en la medida del nivel de SpO<sub>2</sub> y un error máximo del 5.63% en el pulso por minuto con respecto a un oxímetro Nellcor N-550, lo cual se puede deber a factores como la precisión y rapidez de los circuitos integrados utilizados para la amplificación y acondicionamiento de la señal del sensor, los mismos que son del tipo genérico debido a que los circuitos de mayor precisión y baja sensibilidad al ruido, no están disponibles en el mercado local e incluso los oxímetros comerciales utilizan circuitos especialmente diseñados para la detección de la señal del fotodiodo, que no están disponibles al público.

Además cabe destacar que la medida de un oxímetro comercial no es precisa, posee un error del 3% o más dependiendo del modelo del equipo, por ello el oxímetro de pulso solo es utilizado como una medida preventiva que permita alertar al médico para que realice pruebas más precisas como una gasometría para posteriormente determinar un diagnóstico adecuado.

### 6.3 COSTO DEL PROYECTO

Para la realización del presente proyecto se invirtió en la compra de equipos y dispositivos detallados a continuación en la Tabla 6.2.

**Tabla 6.2. Lista de precios y materiales utilizados en el proyecto.**

*Fecha de Realización de la cotización: 05 de septiembre de 2007*

Item No.	Descripción	Cantidad	Valor Unitario (USD)	Valor Total (USD)
1	Porta Fusibles 15-30V	8	1,50	12,00
2	Borneras de Paso 15-30V	9	1,50	13,50
3	Borneras GND color verde	6	1,50	9,00
4	Fuente 24Vdc - 3A	1	32,80	32,80
5	Procesador TSX Momentum 171 CCS 760	1	134,80	134,80
6	Modulo base Momentum AMM 090 00	1	674,00	674,00

7	Canaleta Gris 4 x 2.5 cm, largo 2m	1	3,80	3,80
8	Gabinete Metálico Liviano	1	45,75	45,75
9	Ventilador 110Vac	1	6,80	6,80
10	Jack RJ45	1	1,20	1,20
11	Tapa para jack RJ45	1	0,95	0,95
12	Socalo 8 pines	2	0,10	0,20
13	Swich luminoso	1	0,50	0,50
14	Borneras para placa circuito impreso	5	1,10	5,50
15	Conector DB9	1	0,35	0,35
16	Cable de Poder	1	1,75	1,75
17	Rejilla para Ventilador	1	1,50	1,50
18	Conectores RJ45	3	0,15	0,45
19	Fusibles	5	0,10	0,50
20	Resistencias valores varios	20	0,18	3,60
21	Jack para cable de poder	1	0,55	0,55
22	Capacitores Cerámicos valores varios	4	0,10	0,40
23	Capacitores Electrolíticos	7	0,15	1,05
24	Zócalos 14 pines	3	0,10	0,30
25	Potenciómetros	3	0,50	1,50
26	Reguladores de Voltaje	3	0,60	1,80
27	Discipadores de Calor	3	0,50	1,50
28	Transistores 2N3904	4	0,20	0,80
29	Diodos 1N4007	4	0,10	0,40
30	Capacitores Electrolíticos 1000 $\mu$ F	2	0,25	0,50
31	Transformador LP-570	1	1,50	1,50
32	Puente de Diodos W10M	1	0,50	0,50
33	Amplificadores operacionales varios	4	0,50	2,00
34	Cable Calibre 16 AWG por metros	5	0,20	1,00
35	Timer 555	1	0,70	0,70
36	Separadores de caucho	8	0,20	1,60
37	Cable UTP cat 5E por metros	5	0,20	1,00
38	Zócalos 8 pines	2	0,06	0,12
39	Baquelita	1	0,50	0,50
			<b>Total (USD):</b>	<b>966,67</b>

**Nota:**

\* Todos los precios antes mencionados fueron actualizados a la fecha mencionada.

\* El procesador utilizado en el desarrollo de este proyecto fue el 171 CCC 980 30 debido a que la empresa auspiciante lo tenía como disponible para aplicaciones internas cuyo costo es de 842.75 (USD), sin embargo se sugiere como procesador el 171 CCS 700 00 el cual es mucho más sencillo y solo posee un puerto modbus RS – 232 con lo que es suficiente para el desarrollo de éste proyecto.

\* Se puede utilizar la versión demo del software InTouch, el cual no tiene costo y tiene disponible 50 tags, lo cual es suficiente para este caso en el que tan solo se usaron 32 tags.

**6.3.1 Comparación económica con un oxímetro comercial**

Al hacer una comparación económica del oxímetro desarrollado cuyo precio es de 966,67 USD, con un oxímetro comercial marca Nellcor modelo N 600 cuyo precio es de 3200 USD, vemos un gran beneficio. La diferencia en precios es de 2233,33 USD que equivale a un 70% de ahorro.

Cabe recalcar que el oxímetro desarrollado tiene habilidades adicionales tales como impresión de pantallas y datos de interés, administración de cuentas de usuario que evite manipulación indebida del equipo por personal no autorizado, gestión y almacenamiento de alarmas en archivos y una fácil y amigable visualización de datos y calibración del equipo. Por otro lado, el oxímetro Nellcor N-600 tiene la ventaja de graficar los latidos del corazón, sin embargo no posee las características adicionales mencionadas anteriormente, por lo que, el oxímetro de pulso desarrollado resulta un equipo muy conveniente y de grandes beneficios.

## CAPÍTULO VII

### CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Luego de terminado el proyecto y realizadas las pruebas de operación y funcionamiento, es posible deducir algunas conclusiones sobre los resultados obtenidos y extraer recomendaciones que podrían orientar a futuros trabajos.

#### 7.1 CONCLUSIONES

- De acuerdo con los resultados, se ha logrado cumplir los objetivos trazados, sin embargo cabe resaltar que uno de los principales obstáculos que se tuvo en el transcurso del proyecto, fue la poca información técnica del funcionamiento de los sensores de oximetría.
- La saturación de Oxígeno no es una constante fija pues depende de varios factores como el pulso cardíaco, la cantidad de aire inspirado, el estado físico de la persona, las posibles afecciones respiratorias, etc. Por ello existen rangos de valores con los que los médicos trabajan para determinar si un paciente se encuentra en un nivel normal o no. Por lo general si un individuo tiene un porcentaje mayor al 90% esta en un estado normal.
- Las mediciones imprecisas pueden ser causadas por la utilización o la aplicación incorrecta del sensor; por altos niveles de hemoglobina disfuncional (p.ej. carboxihemoglobina o metahemoglobina) o colorantes intravasculares como verde indocianúrico o azul de metileno; por la exposición a una iluminación excesiva, como lámparas quirúrgicas (más específicamente las lámparas de xenon), lámparas de

bilirrubina, lámparas fluorescentes, lámparas infrarrojas, o la luz directa del sol; por movimientos excesivos del paciente o por pulsaciones venosas.

- La monitorización del nivel de SaO<sub>2</sub> ha permitido evitar un 20% de muertes debido a su disminución en la sangre, de ahí la gran importancia médica de este proyecto.
- Los oxímetros de pulso están considerados mundialmente como equipos que ayudan a prevenir muertes debido al descenso en los niveles de oxígeno en la sangre, sin embargo solo son utilizados como una medida auxiliar, ya que presentan un error del 3%.
- Hay que mencionar la dificultad de construir un aparato de similares características a los comerciales, pues estos han desarrollado sus propios circuitos integrados con una precisión superior a los integrados genéricos existentes en el mercado, debido a que la señal del fotodiodo es extremadamente pequeña y sensible. Incluso la información técnica del sensor y de los oxímetros es muy reservada. Los algoritmos de calibración y métodos de muestreo de la señal son desarrollados por cada marca líder, las cuales para mantener su monopolio, no revelan públicamente sus diseños.
- El control del brillo de los Leds disminuyó en gran medida las falsas lecturas debidas por ejemplo, a los cambios en la luz ambiental o a las diferencias en la pigmentación de la piel entre individuos.
- Es necesario mantener al sensor lo más quieto posible mientras se realizan las mediciones, ya que en las pruebas se determinó que el movimiento introduce fluctuaciones luminosas que en ocasiones provocan que no se distingan los latidos del corazón en la señal procesada. .
- El grosor del dedo del paciente también influye en la señal obtenida, principalmente en el pulso cardiaco puesto que las variaciones detectadas por el fotodiodo debidas a la pulsatilidad sanguínea, disminuyen en amplitud a medida que el grosor aumenta, incluso en ocasiones el sensor no a logrado distinguirlas entregando falsas lecturas.
- La baja perfusión sanguínea (baja irrigación) en los dedos es otro problema que afecta el funcionamiento del oxímetro, al igual que la temperatura corporal.

## 7.2 RECOMENDACIONES

- Es recomendable realizar las mediciones en un lugar en el que no exista mucha luz y mantener al sensor lo mas quieto posible, ya que el movimiento afecta en gran medida la detección de los pulsos cardiacos.
- Con el objetivo de asegurar un adecuado sensamiento, se recomienda utilizar uno de los dedos anulares para la medición y en el caso de que el paciente tenga dedos gruesos, utilizar el meñique.
- Hay que tener en cuenta que el oxímetro debe ser utilizado únicamente como instrumento complementario para juzgar la condición del paciente en combinación con otros medios para diagnosticar los trastornos y los síntomas clínicos.
- Se recomienda continuar ampliando este proyecto para convertirlo en un producto comerciable y con grandes beneficios, ya que la plataforma de automatización Momentum aún posee varias entradas y salidas tanto analógicas como digitales, las cuales pueden ser utilizadas para el sensamiento de otras variables de interés tales como presión arterial, temperatura corporal, etc. O puede implementarse más placas con los circuitos acondicionadores de señal para sensar la oxigenación de la sangre a varios pacientes con un solo equipo.
- En caso de que la luz ambiental sea excesiva, se recomienda cubrir el sensor con material no transparente, para evitar falsas lecturas.
- Todas las clínicas, hospitales e incluso las ambulancias deberían tener a disposición un oxímetro de pulso, pero lamentablemente estos aparatos tienen un muy alto precio, tal es el caso de que en el hospital de Yaruquí poseen tan solo 2 oxímetros. De aquí la importancia de lograr un equipo que sea más económico y que brinde mayores facilidades.
- En vista de que no se pudo adquirir circuitos especiales y de mayor precisión e inmunidad al ruido, es recomendable que para cualquier trabajo posterior, se tenga mucho cuidado en la selección de los dispositivos y su disponibilidad en el mercado, aunque ello conlleve al encarecimiento del proyecto.

- Se recomienda utilizar exclusivamente los sensores de oxígeno compatibles con Nellcor; el uso de otros tipos de transductores de oxígeno puede resultar en un malfuncionamiento del oxímetro.
- No utilizar ni el Oxímetro de pulso, ni los sensores oximétricos de Nellcor durante las sesiones de MRI (Resonancia Magnética). La conducción de la corriente puede causar quemaduras. Asimismo, el aparato puede influenciar la imagen de la MRI, y la unidad de MRI puede influenciar la precisión de las mediciones oximétricas.
- No sumergir el aparato en agua y evitar el uso de detergentes abrasivos o cáusticos para su limpieza.
- Resulta muy gratificante el desarrollo de proyectos con orientación médicos, ya que de ésta manera se estaría ayudando por medio de la tecnología, a resolver problemas que tienen relación con la salud de una persona.

## BIBLIOGRAFÍA

- ◆ BAREA NAVARRO R., *Instrumentación Biomédica*, 1ra Ed, Universidad de Alcalá, Departamento de Electrónica, España 1992.
- ◆ DEL ÁGUILA C., *Electromedicina*, 2da Ed, Editorial HASA-Nueva Librería,. 1994.
- ◆ WEIBELL Fred, USSELMAN Leo, PFEIFFER Erich: *Instrumentación y medidas biomédicas*, Marcombo Boixareu Editores, Barcelona – España, 1973
- ◆ BOYLESTAD, Robert ; NASHELSKY, Louis: *Electrónica: Teoría de Circuitos*, sexta edición, Prentice Hall Hispanoamericana S.A., México 1997.
- ◆ WONDERWARE TRAINING, *InTouch 8.0 Advanced Instructor Manual*, Part number 05-2033, Revisio A, June 2003.
- ◆ PIANTADOSI CA. Carbon monoxide, oxygen transport, and oxygen metabolism. *J Hyperb Med* 1987;2:27-44
- ◆ <http://tratado.uninet.edu/c020106.html>, Valoración de la oxigenación y el transporte de oxígeno.
- ◆ <http://jap.physiology.org/cgi/content/full/86/2/748>, Oximetry of retinal vessels by dual-wavelength imaging: calibration and influence of pigmentation.
- ◆ <http://www.patentstorm.us/patents/6421549-description.html>, Adaptive calibration pulsed oximetry method and device.
- ◆ <http://www.prematuros.cl/webagosto05/enfermerianeonatal/oximetriapulso/oximetriapulso.htm>, oximetría de pulso.
- ◆ <http://medlineplus.gov/spanish>, Medline plus: Biblioteca Nacional de medicina de EE.UU.
- ◆ <http://es.wikipedia.org/wiki/Espectrofotometr%C3%ADa>, Espectrofotometría.
- ◆ <http://personales.ya.com/lcardaba/articles/awg.htm>, Calibres AWG
- ◆ <http://usuarios.vtr.net/~anestesi/clases/oximetria/oximetria.pdf>, Oximetría de pulso peroperatoria

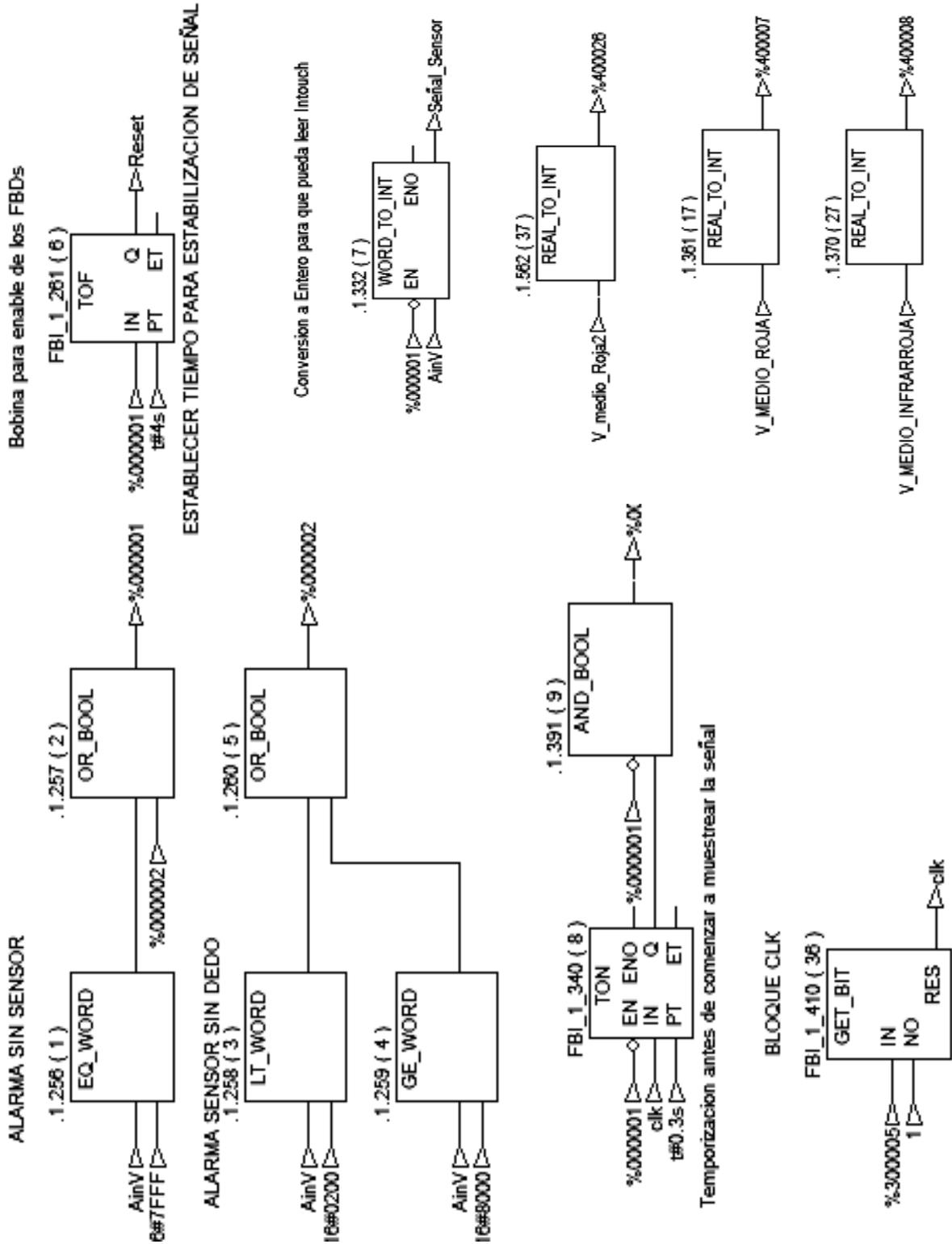
- ◆ <http://focus.tij.co.jp/jp/lit/an/slaa274/slaa274.pdf>, A Single-Chip Pulsoximeter Design Using the MSP430
- ◆ [http://courses.cs.tamu.edu/rgutier/cpsc483\\_s04/pulse\\_oximetry\\_notes.pdf](http://courses.cs.tamu.edu/rgutier/cpsc483_s04/pulse_oximetry_notes.pdf), Pulse Oximetry
- ◆ <http://db.doyma.es/cgi-bin/wdbcgi.exe/doyma/>, Oximetría de pulso en la asistencia neonatal en 2005. Revisión de los conocimientos actuales.
- ◆ <http://www.fda.gov/cdrh/pdf/k002223.pdf>, Epic Medical Equipment Services,
- ◆ [www.omicron.com](http://www.omicron.com), Sensores SpO2.
- ◆ [http://www.graybar.com/automation/ga\\_manuals/Hardware/TsxMomentum/TsxMomentum.htm](http://www.graybar.com/automation/ga_manuals/Hardware/TsxMomentum/TsxMomentum.htm), Manuales técnicos y guías de instalación de la plataforma de automatización Momentum.
- ◆ <http://www.fisterra.com/material/tecnicas/pulsioximetria/pulsio.asp>, Pulsioximetría
- ◆ <http://www.nellcor.html>, Oxímetros Nellcor.
- ◆ [http://www.mallinckrodt.com/respiratory/resp/Serv\\_Supp/ProductManuals.html](http://www.mallinckrodt.com/respiratory/resp/Serv_Supp/ProductManuals.html), Manuales técnicos y de usuario de los oxímetros Nellcor.
- ◆ <http://escuela.med.cl/publ/ModRespiratorio/Mod2/EpocSaturimetria.htm>, universidad Católica de Chile, Publicaciones de Postgrado, Saturimetría de Pulso.
- ◆ <http://www.imm.cnm.csic.es/castell/lineas/sensor/sen-oxi.htm>, Instituto de Microelectrónica de la Universidad de Madrid, Departamento de Biosensores, Oximetría de Pulso basada en Diodos Láser.
- ◆ <http://www.bioe.psu.edu/SeniorDesignProjects/SD2006/DFord/bioe450%20web%20page.htm>, Design of a Pulse Oximeter for Use in Mice.
- ◆ <http://ajrccm.atsjournals.org/cgi/content/full/159/2/365>, Oxygen Saturation, Pulse Rate, and Particulate Air Pollution.
- ◆ <http://omlc.ogi.edu/spectra/hemoglobin/index.html>, Optical Absorption of Hemoglobin.

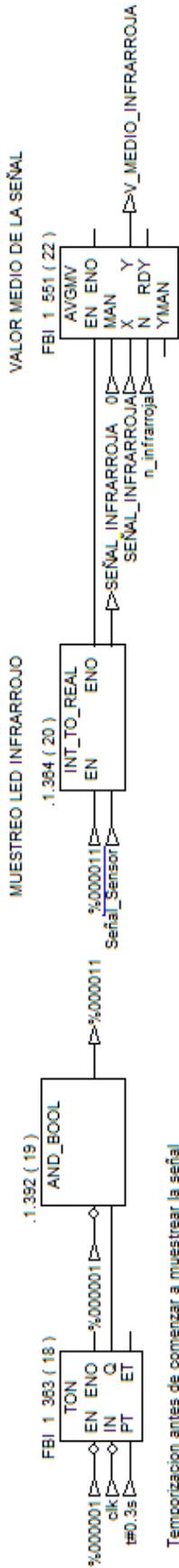
# **ANEXO 1**

## **PROGRAMACIÓN POR BLOQUES**

### **DE LA PLATAFORMA DE**

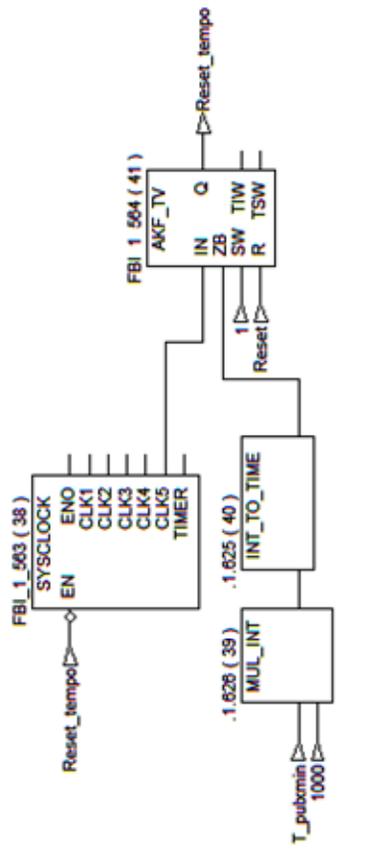
### **AUTOMATIZACIÓN MOMENTUM**



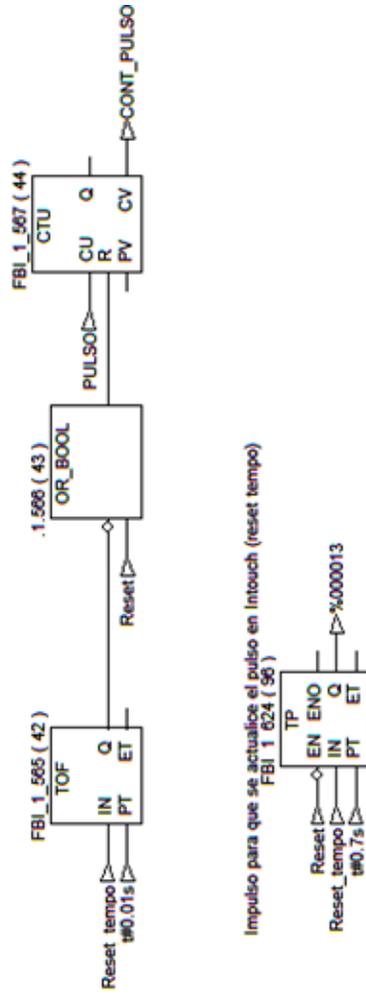


Pulso cardiaco

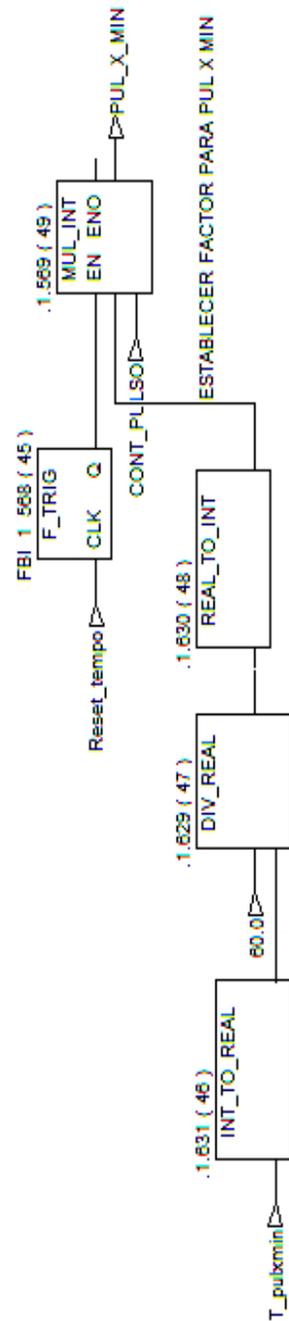
TEMPORIZACION PARA CUENTA DEL PULSO

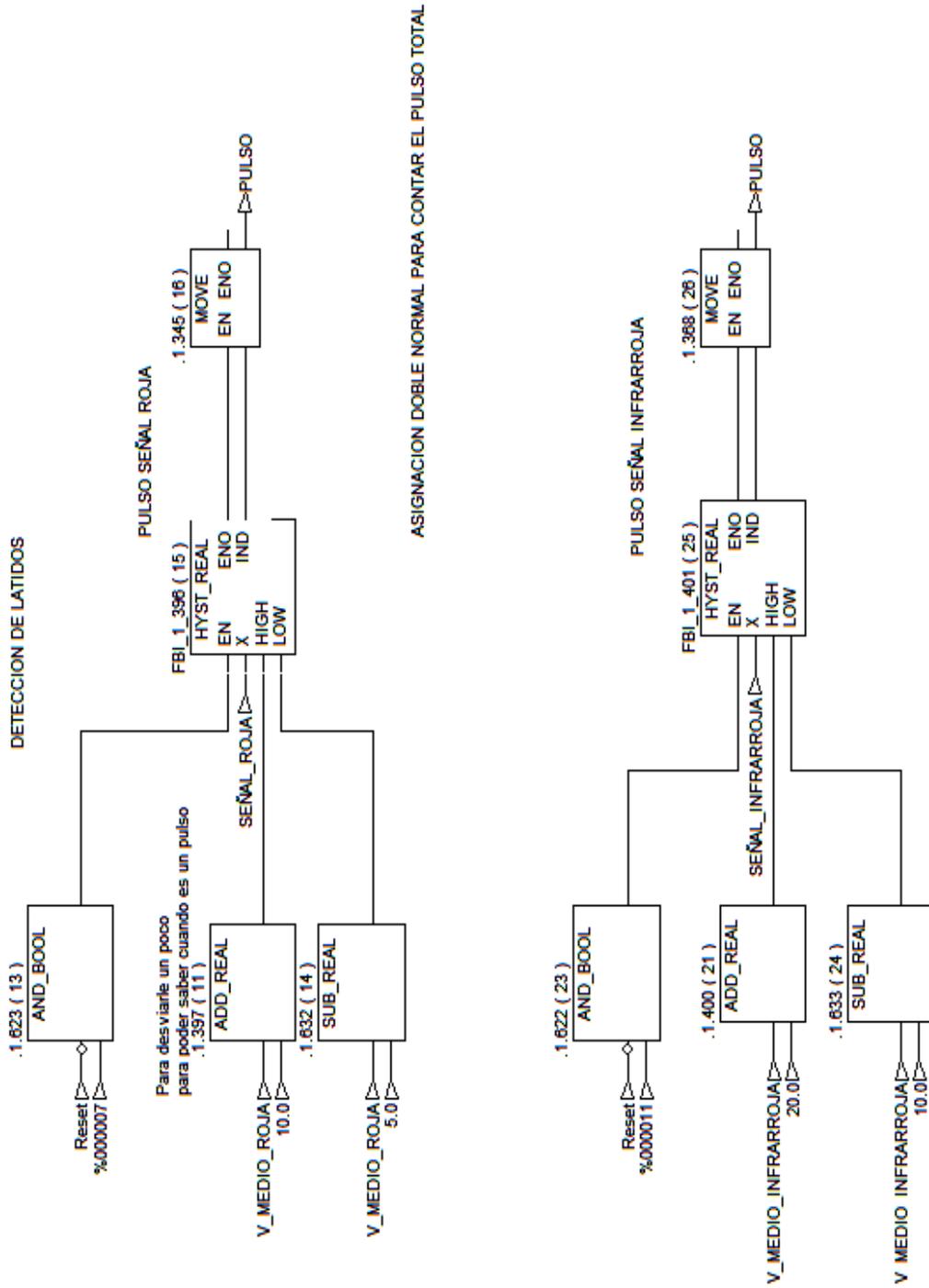


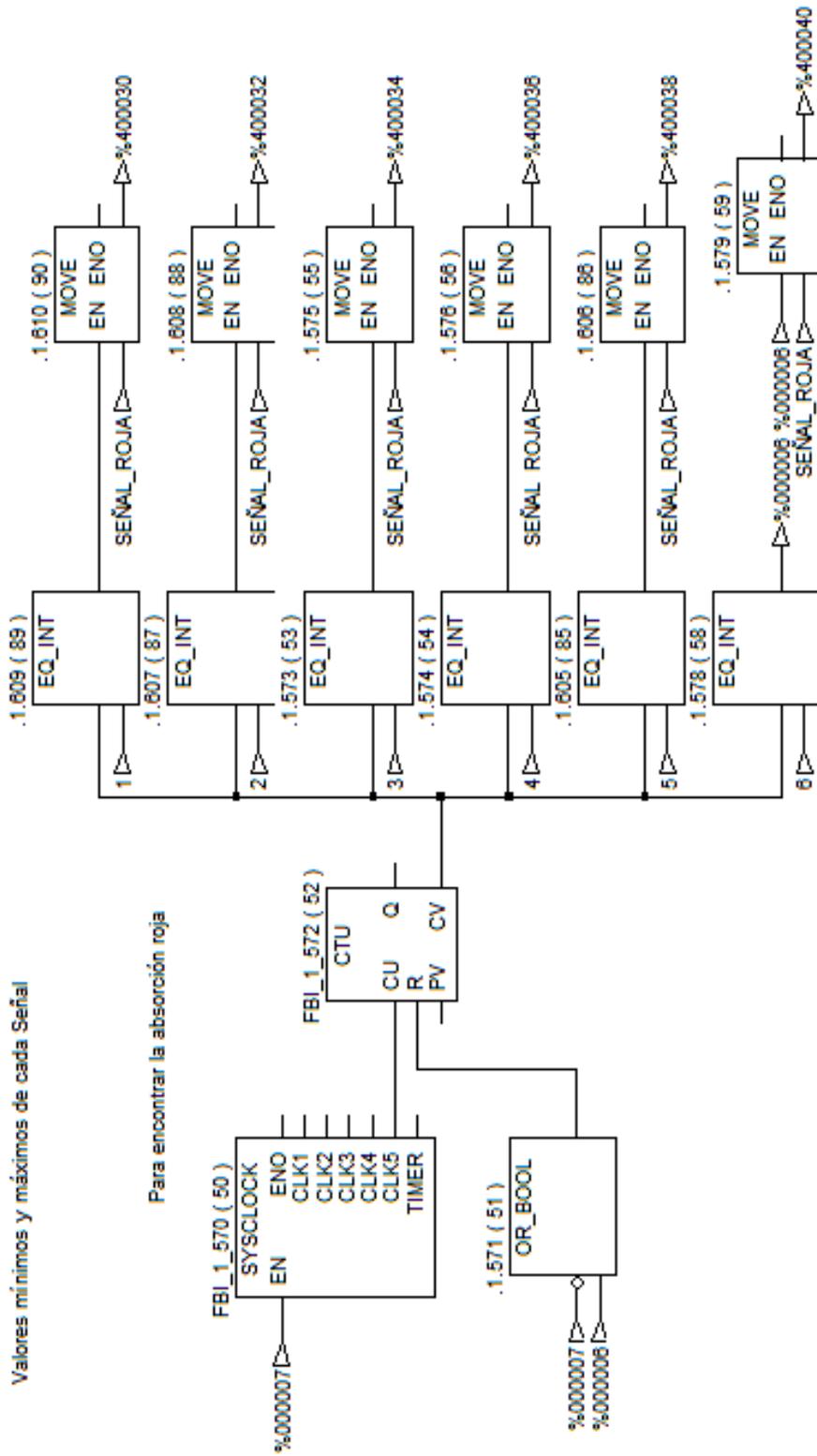
CONTADOR DE PULSO CARDIACO

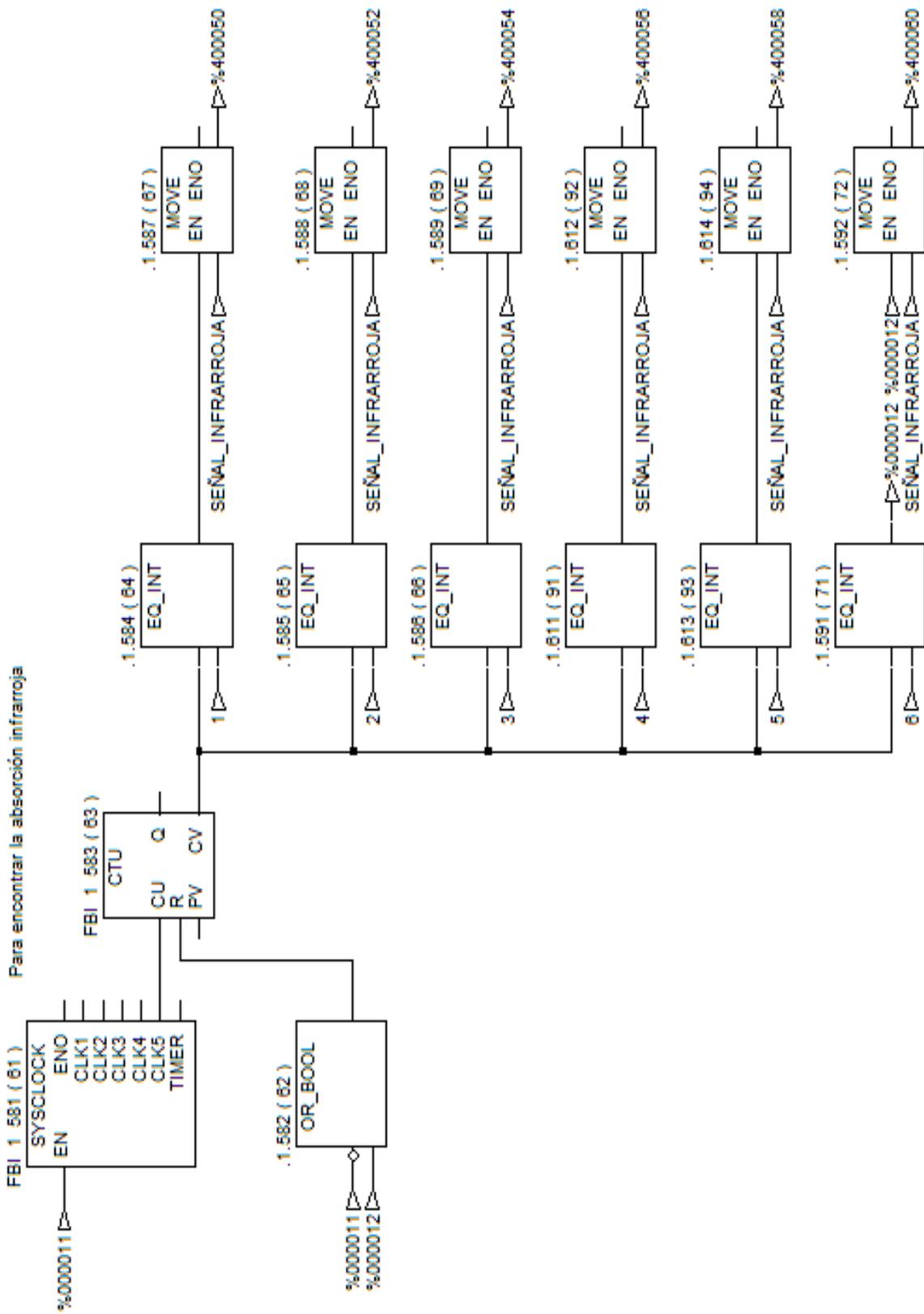


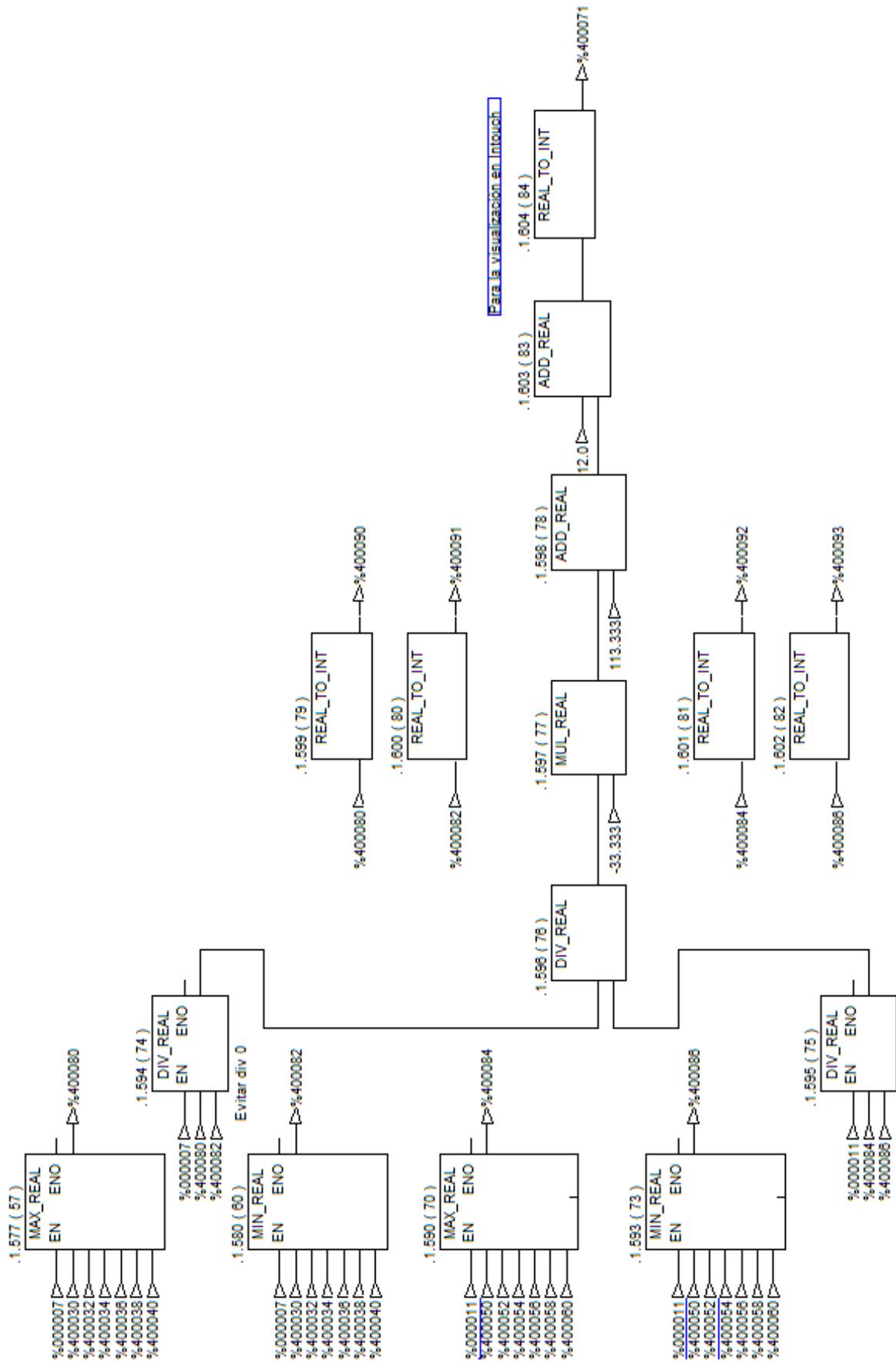
MULTIPLICADOR PARA CALC PULSO CARDIACO











# **ANEXO 2**

# **DATASHEETS**

**ÍNDICE**

<b>ÍTEM</b>	<b>CONTENIDO</b>	<b>PÁG.</b>
1	TL082CN.....	112
2	TL084CN.....	124
3	NE555.....	137
4	2N3904.....	148
5	DM74LS04.....	153
6	HD74LS00.....	159
7	KA79XX.....	165
8	L78XX.....	183

**TL082CN**

**GENERAL PURPOSE J-FET**

**DUAL OPERACIONAL AMPLIFIERS**

**TL084CN**

**GENERAL PURPOSE J-FET**

**QUAD OPERACIONAL AMPLIFIERS**

# **NE555**

## **GENERAL PURPOSE**

### **SINGLE BIPOLAR TIMER**

**2N3904**

**NPN**

**GENERAL PURPOSE AMPLIFIER**

**DM74LS04**

**HEX**

**INVERTING GATES**

**HD74LS00**

**QUADRUPLE**

**NAND GATES**

**KA79XX**

**3 TERMINAL 1A**

**NEGATIVE VOLTAJE REGULATOR**

**L78XX**

**3 TERMINAL 1A**

**POSITIVE VOLTAJE REGULADOR**

## GLOSARIO

- ◆ **SaO<sub>2</sub>**: Saturación de oxígeno arterial, comúnmente medida al tomar una muestra de sangre.
- ◆ **Hb**: Hemoglobina.
- ◆ **HbO<sub>2</sub>**: Hemoglobina oxigenada.
- ◆ **RhO<sub>2</sub>**: Hemoglobina desoxigenada.
- ◆ **Hipoxemia**: Déficit anormal de oxígeno en la sangre arterial. Algunos síntomas de hipoxemia aguda son la cianosis, la inquietud, el estupor, el coma, la respiración de Cheyne-Stokes, la apnea, la hipertensión arterial, etc. El término es utilizado cuando se produce una situación en donde el aporte de oxígeno a las células no puede cubrir las necesidades metabólicas.
- ◆ **Hipoxia**: Disminución de la concentración de oxígeno en los tejidos. Puede producirse por insuficiencia respiratoria o un defecto en la circulación general o en ciertas zonas delimitadas del territorio vascular.
- ◆ **Estado de Choque**: Se refiere a un estado fisiológico en el que el cuerpo reacciona a la poca irrigación de oxígeno de los diferentes tejidos del cuerpo, primordialmente el cerebro. En realidad este problema no se trata de una lesión localizada en un órgano u otro, sino en un problema sistémico (generalizado) que pone en un riesgo real a todo el organismo y debe ser identificado y tratado cuanto antes debido a los riesgos que conlleva cuando no es tratado oportunamente.
- ◆ **Síndrome**: Es un conjunto de signos (datos objetivos que pueden observarse en el paciente ej. Pulso) y síntomas (datos que solo el paciente puede referirnos ej. Náusea).

Estos signos y síntomas pueden tener diferentes causas, pero en conjunto son los mismos.

- ◆ **Agudo:** De aparición súbita. Esto quiere decir que se desarrolla súbitamente y no en periodos largos de tiempo.
- ◆ **Cianosis:** es la coloración azulada de la piel mucosas y lechos ungueales, usualmente debida a la existencia de por lo menos, 5 g% de hemoglobina reducida en la sangre circulante o de pigmentos hemoglobínicos anómalos (metahemoglobina o sulfohemoglobina) en los glóbulos rojos.
- ◆ **EPOC:** Enfermedad Pulmonar Obstructiva Crónica.
- ◆ **Hipoperfusión:** Baja perfusión que quiere decir baja irrigación sanguínea.
- ◆ **Sistémico:** que afecta a todo el cuerpo y no solo a una región en particular.
- ◆ **Tisular:** De los tejidos.
- ◆ **Insuficiencia cardiaca:** También denominada “insuficiencia cardiaca congestiva” es un trastorno donde el corazón pierde su capacidad de bombear sangre con eficiencia. El término “insuficiencia cardiaca” no debe confundirse con paro cardíaco, una situación en la cual el corazón realmente deja de latir.
- ◆ **Edema pulmonar:** Indica la acumulación de líquido en el intersticio pulmonar, en los alvéolos, en los bronquios y bronquiolos; resulta de la excesiva circulación desde el sistema vascular pulmonar hacia el extravascular y los espacios respiratorios. Este paso de fluido desemboca en una reducción de la distensibilidad pulmonar, en la obstrucción aérea y en un desequilibrio en el intercambio gaseoso.
- ◆ **Oxigenoterapia:** Se define como oxigenoterapia el uso Terapéutico del oxígeno siendo parte fundamental de la terapia respiratoria. Debe prescribirse fundamentado en una razón válida y administrarse en forma correcta y segura como cualquier otra droga. La finalidad de la oxigenoterapia es aumentar el aporte de oxígeno a los tejidos utilizando al máximo la capacidad de transporte de la sangre arterial. Para ello, la

cantidad de oxígeno en el gas inspirado, debe ser tal que su presión parcial en el alvéolo alcance niveles suficientes para saturar completamente la hemoglobina. Es indispensable que el aporte ventilatorio se complemente con una concentración normal de hemoglobina y una conservación del gasto cardíaco y del flujo sanguíneo.

- ◆ **Arritmias:** Ritmo cardíaco anormal. Para que el corazón cumpla eficazmente su función de bombeo, se requiere de un ciclo cardíaco bien coordinado que dependa, a su vez, de la propagación ordenada del impulso excitatorio a través del sistema de conducción intracardiaco. Las alteraciones del mismo producen las arritmias cardíacas y los trastornos de conducción auriculoventricular, los cuales pueden ser secundarios a múltiples etiologías como son los trastornos hidroelectrolíticos y acidobásicos, acción tóxica de medicamentos, cardiopatía isquémica y lesión quirúrgica, entre las más frecuentes. Las arritmias son muy frecuentes en la consulta de urgencias debido a las manifestaciones del mismo paciente: palpitaciones, presíncope, síncope o incluso, muerte súbita.
- ◆ **Palpitaciones:** Son sensaciones de latidos cardíacos que se perciben como pulsaciones fuertes o aceleradas. Es posible que la persona simplemente tenga conciencia desagradable de sus propios latidos o que sienta que los latidos desaparecen o se detienen. El ritmo cardíaco puede ser normal o anormal y las palpitaciones pueden sentirse en el pecho, la garganta o el cuello.
- ◆ **Asma:** Es un trastorno inflamatorio de las vías respiratorias que causa ataques de sibilancias, dificultad para respirar, opresión en el pecho y tos. Los síntomas de emergencia son: dificultad respiratoria extrema, labios y cara de color azulado, ansiedad intensa ocasionada por la dificultad para respirar, pulso cardíaco rápido, sudoración, disminución del nivel de conciencia (somnolencia o confusión intensas) durante un ataque de asma.
- ◆ **Sibilancias:** Son sonidos silbantes y agudos durante la respiración que ocurre cuando el aire fluye a través de las vías respiratorias estrechas, o inflamadas.

- ◆ **Atelectasia:** Es el colapso de una parte o de todo el pulmón, provocado por la obstrucción de las vías aéreas (bronquios o bronquiolos), o debido a una respiración muy superficial. Los factores de riesgo de la atelectasia son la anestesia, el reposo prolongado en cama acompañado de pocos cambios de posición, respiración superficial, enfermedades pulmonares, secreciones que taponan las vías respiratorias, objetos extraños que se introducen en ellas (lo cual es común en los niños) y los tumores.
- ◆ **Neumonía:** Los factores de riesgo de la atelectasia son la anestesia, el reposo prolongado en cama acompañado de pocos cambios de posición y una respiración superficial, y las enfermedades pulmonares subyacentes. Las secreciones que taponan las vías respiratorias, los objetos extraños que se introducen en ellas (lo cual es común en los niños) y tumores que las obstruyen conducen a que se presente atelectasia.
- ◆ **Neumonitis intersticial:** Es una inflamación en los pulmones provocada por la exposición a un alérgeno (sustancia extraña), que generalmente es un polvo orgánico que puede provenir de caspa animal, mohos o plantas.
- ◆ **Tromboembolismo pulmonar:** Es la obstrucción de una arteria en los pulmones ya sea por grasa, aire, tejido tumoral o coágulo sanguíneo.

## **Certificado de Entrega del Proyecto de Grado**

**Fecha:** \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_  
**Ing. Víctor Proaño**  
**COORDINADOR DE CARRERA**

\_\_\_\_\_  
**Sr. Luis Aguirre**  
**ALUMNO**