

UNIVERSIDAD RICARDO PALMA

FACULTAD DE INGENIERÍA

ESCUELA ACADÉMICO PROFESIONAL DE INGENIERÍA

ELECTRÓNICA

**IMPLEMENTACIÓN DE UN PULSIOXÍMETRO CON
INTERFAZ GRÁFICA CON ACCESO VÍA WEB.**



TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE INGENIERO
ELECTRÓNICO

PRESENTADO POR: BACH. RAYMUNDO LUYO, CARLOS MIGUEL
& BACH. TALLA BAZÁN, CÉSAR TEODORO

LIMA – PERÚ - 2012

Dedicatoria:

Este trabajo esta dedicado a toda mi familia, la que de una forma u otra me apoyó desde el comienzo de la carrera y nunca dudaron de que llegara a su fin, en especial a mis padres por su esfuerzo, mi esposa por su paciencia e hijos por la motivación; espero les sirva de ejemplo para el futuro.

César Teodoro Talla Bazán.

A Jehová dios que me dio la oportunidad de vivir en su creación, a mis padres, que gracias al esfuerzo hecho durante toda su vida, han hecho de mí un ser capaz de superar barreras, retos y sobre todo un profesional útil a mis país, a mi hermano que con su ejemplo ha encaminado la visión de la familia y finalmente a Mónica quien forma parte de mi éxito y a todos los que de una manera u otra han contribuido a este logro.

Carlos Miguel Raymundo Luyo.

ÍNDICE

Capítulo 1. Introducción	5
1.1 La Oximetría.....	5
1.2 Aplicación de la Oximetría en la Medicina	5
1.3 Funcionamiento de un Pulsioxímetro.....	6
1.3.1. Principio de Funcionamiento.....	6
1.3.2. Conceptos Preliminares	6
1.3.3. Leyes de Lambert y Beer.....	8
1.3.4. ¿Cómo trabajan los Oxímetros de Pulso?.....	12
1.4 Limitaciones de la Pulsioximetría	18
1.5 Objetivos.....	20
1.6 Referencias	21
Capítulo 2. Equipo Electrónico	25
2.1 Pantalla de Visualización GLCD Gráfica.....	25
2.2 Tarjeta de Adquisición de datos	30
2.3 Comunicación Pulsioxímetro – PC	32
2.4 Microcontrolador manejo Display y Comunicación	33
2.5 Etapa de Alimentación Eléctrica	36
Capítulo 3. Programa de Interfaz Gráfica de Usuario (GUI)	37
3.1 Lenguaje de Programación usado.....	37
3.2 Características y desarrollo de la Interfaz Gráfica de Usuario	37
3.3 Diagrama de Flujo del Programa de Interfaz Grafica de Usuario	43
Capítulo 4. Accesibilidad Remota Vía Internet/Intranet	44
4.1 Conectividad remota en tiempo real.....	45
4.2 Conectividad vía WEB Server.....	48
4.3 Manejo de Base de Datos	55
Capítulo 5. Pruebas de Campo	58
5.1 Pruebas del Pulsioxímetro usando el Display Incorporado.....	58
5.2 Pruebas del Pulsioxímetro Conectado a la PC usando la Interfaz Gráfica.....	60
5.3 Pruebas del Pulsioxímetro usando el Acceso remoto en una Red Local o Intranet. .	60
5.4 Pruebas del Pulsioxímetro usando el Acceso remoto en una Red Internet.	61
5.5 Prueba del Pulsioxímetro usando Suministro Eléctrico Público y con Banco de Baterías.....	62

6.1 Estudio de Mercado	64
6.2 Adquisiciones del Estado sobre Oxímetro.....	65
6.3 Comparación de equipos	66
6.4 Costo de nuestro equipo	69
6.5 Resumen financiero del proyecto “Janpi”	70
Capítulo 7. Conclusiones y Perspectivas.....	75
7.1 Conclusiones.....	75
7.2 Posibles mejoras y desarrollo posterior	75
Capítulo 8. Referencias Bibliográficas.....	76
ANEXOS	77

Capítulo 1. Introducción

1.1 La Oximetría

Se conoce como oximetría a la medición del oxígeno contenido en la sangre, específicamente en la hemoglobina.

Dentro de los glóbulos rojos existe un pigmento rojo llamado hemoglobina. Esta proteína sirve como vehículo para transportar oxígeno del aire al interior de los tejidos.

Se denomina saturación de oxígeno (SaO_2) a la relación porcentual entre la concentración de hemoglobina que transporta oxígeno (hemoglobina oxigenada, HbO_2), y la concentración de hemoglobina que NO transporta oxígeno (hemoglobina desoxigenada o reducida, HbR).

Un Oxímetro de pulso o Pulsioxímetro es el encargado de medir en forma NO invasiva la saturación de oxígeno, o lo que es equivalente, el oxígeno asimilado por el paciente. Este dispositivo, conocido también con el nombre de saturómetro, es de uso frecuente en pacientes bajo oxigenoterapia o que se encuentran conectados a un respirador. [1]

1.2 Aplicación de la Oximetría en la Medicina

La medición de la oxigenación de la sangre es actualmente un procedimiento bastante usado para el monitoreo de los pacientes durante un proceso anestésico, así como la detección de problemas cardio-respiratorios en pacientes convalecientes y pacientes internados en la Unidad de Cuidados Intensivos (UCI), es actualmente también parte del equipo médico básico en una ambulancia.

A pesar de la sensibilidad del oxímetro de pulso éste se utiliza como una herramienta para vigilar la evolución, gravedad y pronóstico para el asma, tiene valor significativo y se correlaciona con la severidad de la enfermedad.

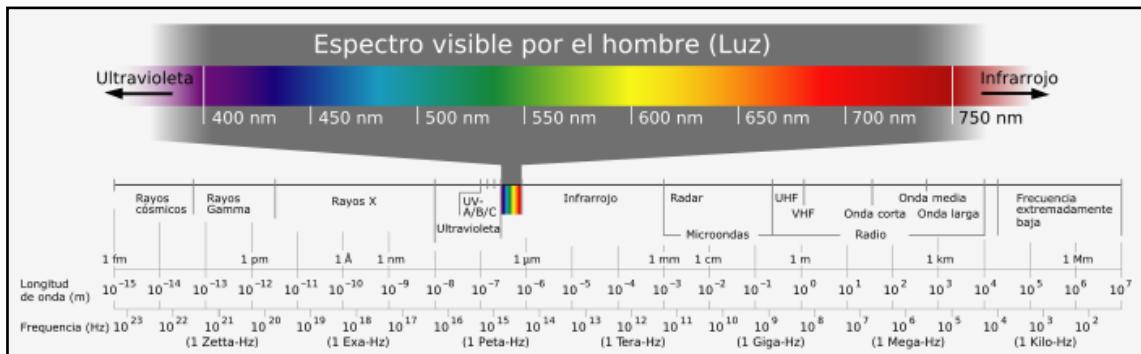
1.3 Funcionamiento de un Pulsioxímetro.

1.3.1. Principio de Funcionamiento

Un Oxímetro de pulso indica la saturación de oxígeno arterial y el pulso del paciente, midiendo la absorción de luz a dos longitudes de onda determinadas. La sonda de medición aplicada al paciente emite pulsos de luz que pasan a través del tejido. Estos pulsos son captados mediante un fotodetector ubicado al extremo opuesto del tejido. El tejido absorbe una cierta cantidad de luz. El fotodetector convierte la señal lumínica recibida en una señal eléctrica, cuyo nivel es proporcional a la intensidad luz sensada. La señal del fotodetector ingresa al equipo para ser amplificada y procesada. El circuito electrónico convierte la señal eléctrica pulsante recibida desde la sonda de medición a valores de pulso y saturación de oxígeno (SpO₂). [1]

1.3.2. Conceptos Preliminares

El espectro electromagnético es el conjunto de ondas electromagnéticas que existen en el universo, ordenadas en función de sus longitudes de onda. Se acostumbra dividir el



espectro electromagnético en seis partes como se muestra en la Figura 1.

Figura 1. División del Espectro Electromagnético.

Fuente: Web de Pasalavida. Obtenido en Agosto del 2010.

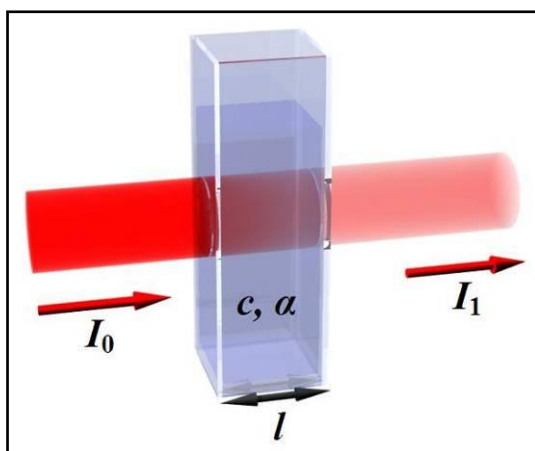
<http://agaudi.wordpress.com/2008/06/05/>

La luz comprende una zona muy pequeña del espectro electromagnético, es la región que se extiende desde el infrarrojo hasta el ultravioleta. Una parte de esta zona corresponde al espectro visible. En el espectro visible, las diferencias en longitud de onda se manifiestan

como diferencias de color. El rango visible va desde 400nm (color violeta) hasta 700nm (color rojo), aproximadamente. Las ondas de luz infrarrojas poseen frecuencias de oscilación menores que la onda roja del espectro visible, y las ondas de luz ultravioletas, frecuencias mayores que la onda violeta del espectro visible.

La intensidad de un rayo de luz esta vinculada con la cantidad de fotones que se generan por segundo. Por lo general, la luz tiende a ser absorbida al llegar a una sustancia cuando su frecuencia de oscilación coincide con la frecuencia de vibración de los átomos que componen esa sustancia. Las características vibratorias de una determinada molécula pueden representarse gráficamente con un espectro de absorción, es decir una curva que muestre la energía electromagnética absorbida por la molécula a diversas longitudes de onda. La cantidad de luz absorbida en una longitud de onda específica se denomina coeficiente de extinción molecular.

Cuando una determinada intensidad de luz incide sobre una muestra, parte de ella es transmitida, o sea, atraviesa la solución y puede ser captada del lado opuesto (ver la Figura



2.)

Figura 2. Diagrama de Absorción de Lambert-Beer.

Fuente: Web de WikiDoc. Obtenido en Setiembre del 2010.

http://www.wikidoc.org/index.php/Beer-Lambert_law

1.3.3. Leyes de Lambert y Beer

La técnica de medición de un Oxímetro se basa en principios espectrofotométricos tales como las leyes de Lambert y Beer.

Ley de Lambert

Al atravesar la luz monocromática una solución, la intensidad de la luz transmitida disminuye con el aumento del espesor de la solución. Esta relación es logarítmica y se puede expresar mediante la siguiente ecuación:

$$I_t = I_i \times 10^{-k \times d} \quad \text{Ec. 1.1. Ley de Lambert}$$

Donde:

I_t = Intensidad transmitida.

I_i = Intensidad incidente.

k = Coeficiente dependiente de la solución.

d = Espesor.

Si se grafica la intensidad de la luz transmitida en función de la longitud del camino óptico se obtiene la curva mostrada en la Figura 3.

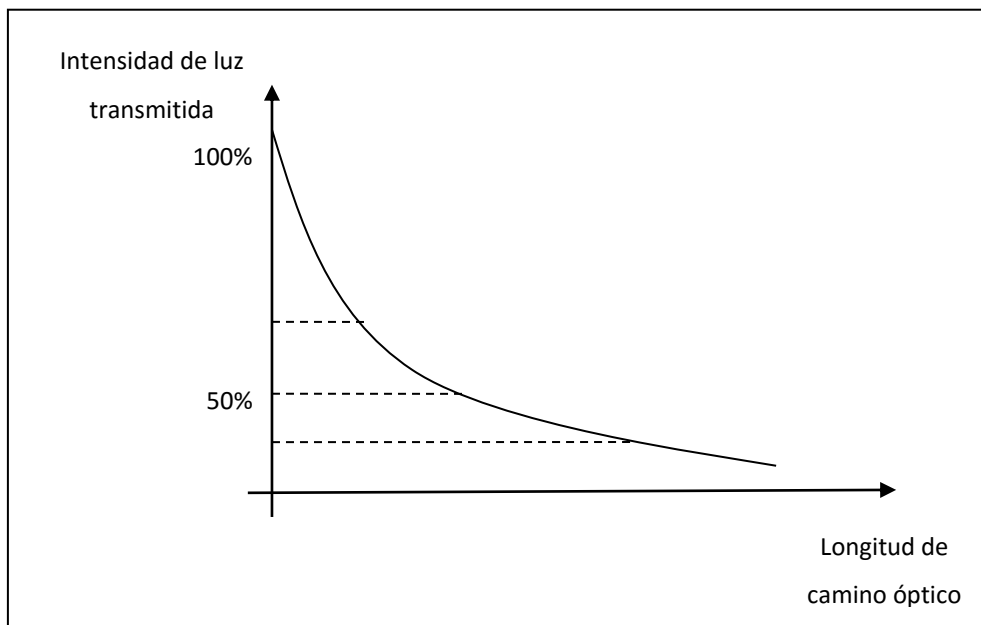


Figura 3. Grafica Intensidad de luz transmitida vs. Longitud de camino óptico.

Ley de Beer

A diferencia de la anterior, la ley de Beer relaciona la disminución de la intensidad de luz transmitida a través de una solución, como consecuencia de la concentración de dicha solución. Esta ley puede expresarse matemáticamente de la siguiente forma:

$$I_t = I_i \times 10^{-k_2 \times c} \quad \text{Ec. 1.2. Ley de Beer}$$

Donde:

I_t = Intensidad transmitida.

I_i = Intensidad incidente.

k_2 = Coeficiente dependiente de la solución.

c = Concentración.

Ley de Lambert-Beer

Se obtiene de relacionar los efectos del espesor o longitud del camino óptico (ley de Lambert) y la concentración de la solución (ley de Beer).

$$I_t = I_i \times 10^{-a \times d \times c} \quad \text{Ec. 1.3. Ley de Lambert-Beer}$$

Donde:

I_t = Intensidad transmitida.

I_i = Intensidad incidente.

a = Coeficiente de extinción molecular que es función del tipo de solución (soluta) y la longitud de onda (λ) aplicada.

c = Concentración.

d = espesor

Si reemplazamos el producto de los coeficientes $a \times d \times c$ por el parámetro A, entonces:

$$I_t = I_i \times 10^{-A} \quad \text{Ec. 1.4.}$$

Definimos el parámetro A como absorbancia. El valor numérico de la absorbancia dependerá del tipo de soluto y la longitud de onda (color) de la luz aplicada. Esto resulta como consecuencia de contener internamente al coeficiente de extinción molecular “a”.

Se define la relación (I_t/I_i) como Transmitancia T:

$$\frac{I_t}{I_i} = 10^{-A} \quad \text{Ec. 1.5.}$$

$$T = 10^{-A} \quad \text{Ec. 1.6.}$$

El parámetro T indica qué porción del total de señal que incide sobre la solución (intensidad I_i) atraviesa la misma (Intensidad transmitida I_t). La señal transmitida tendrá un valor menor o igual a la señal emitida que incide sobre la solución, debido a la absorción del objeto de análisis. Por lo tanto, el parámetro T tendrá un valor entre 0 y 1.

El parámetro A se puede escribir de la siguiente forma:

$$A = -\log T = \log \frac{1}{T} \quad \text{Ec. 1.7.}$$

Si multiplicamos el coeficiente de transmitancia por 100, obtendremos un valor de transmitancia porcentual $T\%$:

$$T\% = T \times 100 \quad \text{Ec. 1.8.}$$

A partir de la ecuación anterior, podemos expresar el parámetro absorbancia como:

$$A = -\log T = -\left[\log \left(\frac{T\%}{100} \right) \right] \quad \text{Ec. 1.9.}$$

$$A = -[\log T\% - \log 100] = 2 - \log T\% \quad \text{Ec. 1.10.}$$

Aplicando las ecuaciones 1.5; 1.6 y 1.8 obtenemos:

$$T\% = 100 \times \frac{I_t}{I_i} \quad \text{Ec. 1.11.}$$

Si la solución NO absorbe luz, la transmitancia porcentual $T\%$ será igual a 100. En este caso, la absorbancia será igual a 0.

$$A = 2 - \log 100 = 0 \quad \text{Ec. 1.12.}$$

Si la luz es totalmente absorbida, la transmitancia porcentual T% será igual a 0. Por lo tanto, la absorbancia será infinita.

$$A = 2 - \log 0 = \infty \quad \text{Ec. 1.13.}$$

1.3.4. ¿Cómo trabajan los Oxímetros de Pulso?

Un Oxímetro de pulso brinda una medida relativa y no absoluta, pues no indica la cantidad de oxígeno que llega a los tejidos, sino la relación entre la cantidad de hemoglobina combinada con oxígeno y el total de hemoglobina presente.

Cuando la medición de la saturación de hemoglobina por el oxígeno se realiza en la sangre arterial, el valor suministrado se conoce como SaO₂. Se puede obtener este parámetro mediante una técnica diagnóstica denominada gasometría arterial, la cual utiliza un analizador de gases y permite determinar además de la presión parcial de O₂ y de CO₂ en sangre arterial, así como el pH (equilibrio ácido-base).

Sin embargo, lo que realmente medimos con los Oxímetros de pulso (Saturómetros) se denomina SpO₂, por que se mide en la periferia del cuerpo humano, por ejemplo, en un dedo o en el lóbulo de una oreja. Esta magnitud, conocida como saturación funcional, difiere muy poco de la obtenida en sangre arterial (un error aproximado del 2%) y se puede expresar como:

$$\% SpO_{2(func)} = 100 \times \frac{HbO_2}{Hb + HbO_2} \quad \text{Ec. 1.14.}$$

Un Oxímetro de pulso obtiene como medición la saturación funcional debido a que se basa en el supuesto que la hemoglobina existe de dos formas principales en la sangre: oxigenada (HbO₂), es decir con moléculas de O₂ débilmente enlazadas, y reducida (Hb), sin enlace de moléculas de O₂, pero con capacidad de unirse al oxígeno transformándose en oxihemoglobina. Estas dos formas en que se encuentra a la hemoglobina se llaman hemoglobinas funcionales. Las hemoglobinas denominadas disfuncionales, tales como la carboxihemoglobina, metahemoglobina y sulfahemoglobina, presentan otro tipo de comportamiento no fisiológico cuando interactúan con el oxígeno. Bajo condiciones normales las hemoglobinas denominadas funcionales son las más abundantes en la sangre,

por lo cual teóricamente se acepta, para fines de la oximetría de pulso, que la sangre esta compuesta solamente por dos elementos, HbO_2 y Hb .

Las dos formas principales en que se encuentra la hemoglobina absorben diferentes cantidades de luz. Esto se debe a una propiedad física de cada especie molecular llamada coeficiente de extinción. Por otra parte, este coeficiente depende de la longitud de onda de luz incidente, resultando el grado de absorción total de un elemento biológico función del parámetro λ . Si representamos mediante una curva el valor de los coeficientes de absorción para la hemoglobina oxigenada y desoxigenada en función de la longitud de onda (λ), obtendremos sus respectivos espectros de absorción. (ver Figura 4.)

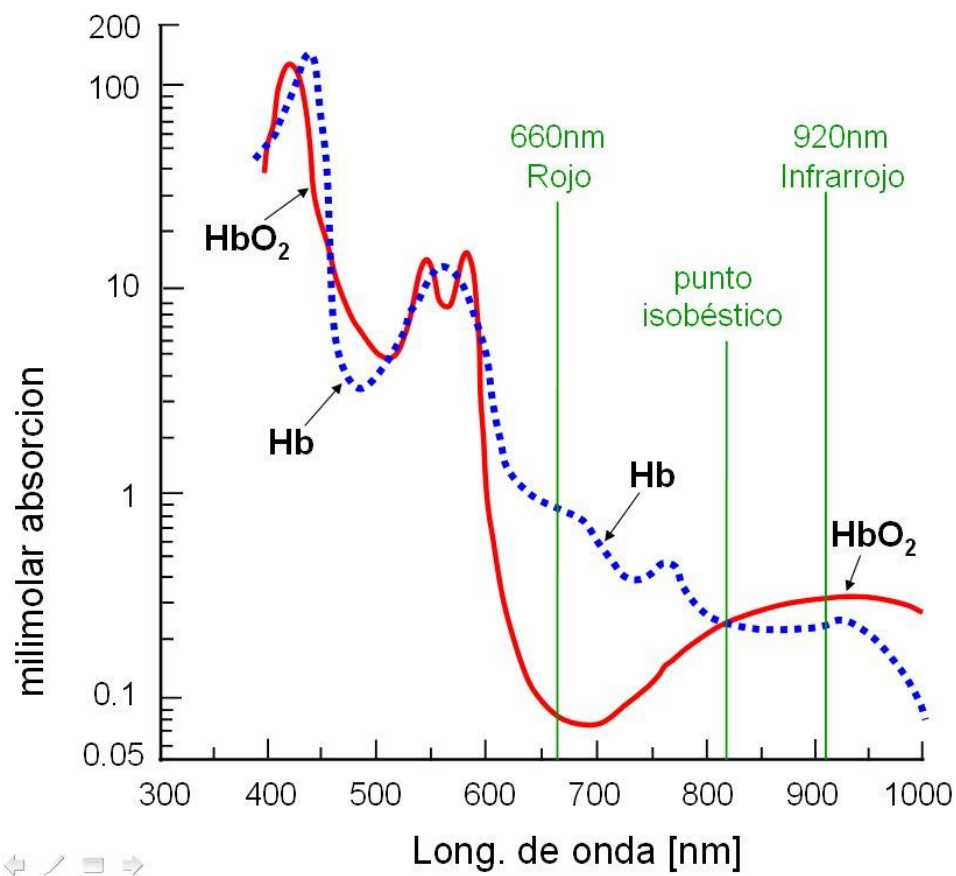


Figura 4. Curva de los coeficientes de absorción para ambas Hemoglobinas.

Fuente: Portal de Biomed Central. Obtenido en Octubre del 2010.

<http://www.bpsmedicine.com/content/1/1/8/figure/F3?highres=y>

| Ambos espectros se cruzan a una longitud de onda de alrededor de 805nm. Este punto es llamado isobéptico. En dicho punto la absorción es independiente del nivel de oxigenación de la sangre y a menudo es utilizado como referencia.

Como se puede ver en el gráfico de la Figura X., a una longitud de onda de 660nm la Hb presenta mas absorción que la HbO₂, y a una longitud de onda de 920nm, la HbO₂ presenta mas absorción que la Hb. La mayor diferencia de absorción entre ambas curvas se puede encontrar alrededor de los 660nm. El Oxímetro de pulso se basa en la utilización de dos longitudes de onda, una de 660nm (luz roja visible) y la otra de 920nm (luz infrarroja) para medir el estado de oxigenación de la sangre.

Estas dos longitudes de onda han sido elegidas porque la hemoglobina oxigenada y la reducida presentan valores de absorción detectables de forma significativa, incluso con perfusión reducida.

Mediante un sistema pulsátil, el Oxímetro de pulso enciende alternativamente los diodos rojo (660nm) e infrarrojo (920nm). La luz irradiada se hace pasar a través del árbol arterial y la saturación de oxígeno (SpO₂) se determina por la medición de la proporción de luz roja e infrarroja transmitida hasta el fotodetector (ver la Figura 5).

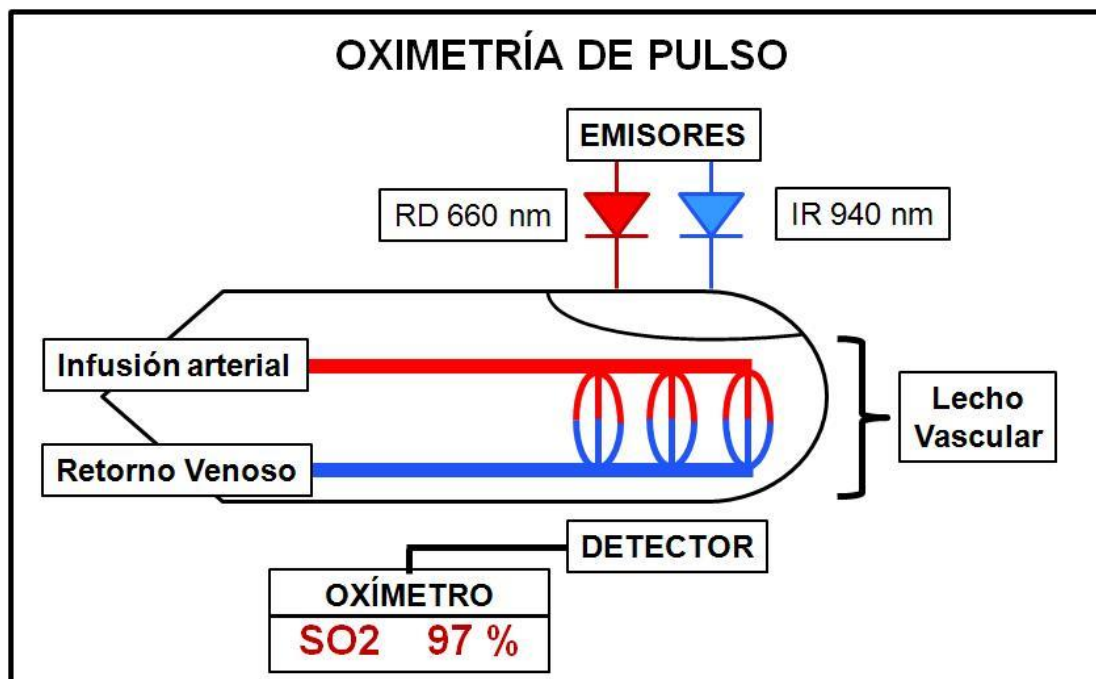


Figura 5. Sistema de medición pulsátil de dos longitudes de onda.

Fuente: Web de Portal Biomédico. Obtenido en Setiembre del 2010.

<http://www.portalbiomedico.com/equipamiento-biomedico/oximetro/oximetria-de-pulso-conceptos.html>

La absorción total de la luz emitida por los diodos se debe a la piel, los tejidos musculares, el hueso, los vasos sanguíneos, la sangre venosa, la sangre arterial, etc. Este sistema está basado en el hecho que el flujo de sangre arterial es pulsátil, en tanto que otros fluidos o componentes de los tejidos no. La pulsación del flujo de sangre arterial modula la luz que lo atraviesa, mientras que los otros líquidos o componentes no modulan la luz, sino que tienen un valor de absorción constante (ver la Figura 6).

Se asume entonces que solo la sangre arterial pulsa en el lugar de medición, lo cual se denomina componente arterial pulsátil (CA). De este modo, la luz absorbida cambia al variar la cantidad de sangre en el lecho tisular (debido al aumento de la longitud del camino óptico) y al modificarse las porciones relativas de hemoglobina oxigenada y reducida. La medición de los cambios en la absorción de la luz permite estimar la SaO₂ y la frecuencia cardíaca. Esto último se obtiene a partir de que la sangre arterial pulsante efectúa, al ritmo de los latidos del corazón, una variación del volumen del tejido atravesado por la luz, por lo cual produce una alteración de la luz transmitida, en sincronismo con el pulso.

(CA)

(CC)

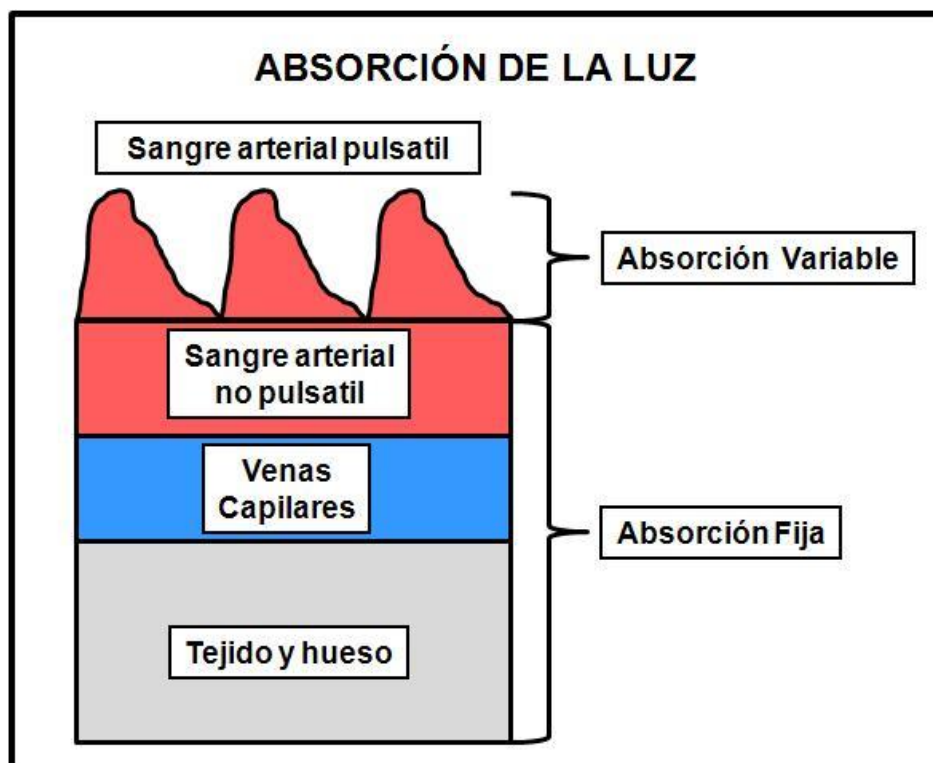


Figura 6. Componentes de la absorción total de la luz emitida.

Fuente: Web de Portal Biomédico. Obtenido en Setiembre del 2010.

<http://www.portalbiomedico.com/equipamiento-biomedico/oximetro/oximetria-de-pulso-conceptos.html>

Además, existe un componente estático (CC), constituido por los tejidos musculares, el hueso, los vasos sanguíneos, la piel y la frecuencia de la sangre venosa, relativamente baja. Suele considerarse también a la intensidad de los diodos luminiscentes y la respuesta del detector como parte del componente estático total.

Para obtener el valor de SpO₂, el Oxímetro de pulso mide los componentes pulsátiles (CA) y los componentes no pulsátiles (CC) para cada una de las dos longitudes de onda.

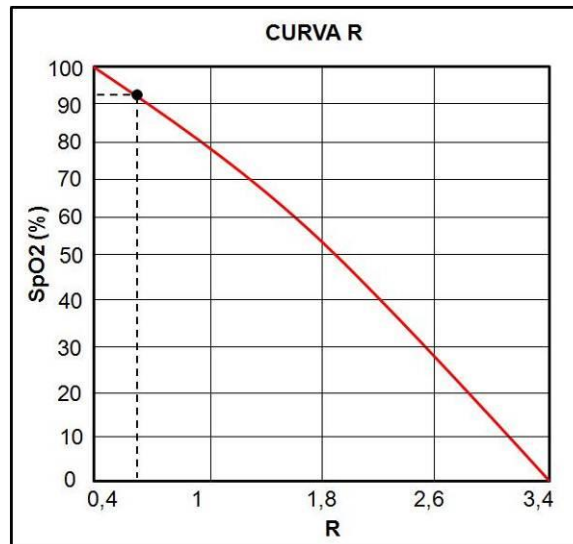
En primer lugar, se determina la absorción de luz cuando no se dispone de sangre pulsante, o sea, durante la diástole. Esta medición indica la cantidad de luz absorbida por los componentes estáticos y representa la referencia para la parte pulsante de la absorción. Luego, se produce la medición durante el siguiente latido cardiaco, cuando la sangre pulsante entra en el tejido. En este caso, la absorción de luz de ambas longitudes de onda aumenta por efecto de la sangre arterial pulsante. Una vez detectadas estas magnitudes, se realiza el cociente normalizado de luz transmitida:

$$R = \frac{\frac{AC_{660(\lambda_1)}}{DC_{660(\lambda_1)}}}{\frac{AC_{920(\lambda_2)}}{DC_{920(\lambda_2)}}}$$

Ec. 1.15. Parámetro R de absorbancia normalizado

La proporción R, al ser normalizada, no requiere la calibración del instrumento.

El valor R permite determinar el valor de SpO₂ mediante una curva basada en datos empíricos (ver la Figura 7). En síntesis, todos los valores de R se relacionan con un valor de SpO₂; por ejemplo, cuando el resultado de R es 1, la SpO₂ es del 85%; y cuando R alcanza el valor de 0,40 la SpO₂ es del 100%. Un nivel normal de saturación suele estar



comprendido entre el 87% y 97%.

Figura 7. Curva que relaciona el parámetro R con la SpO₂.

Fuente: Web de Portal Biomédico. Obtenido en Setiembre del 2010.

<http://www.portalbiomedico.com/equipamiento-biomedico/oximetro/oximetria-de-pulso-conceptos.html>

1.4 Limitaciones de la Pulsioximetría

La utilización de un Pulsioxímetro puede estar limitada por diversas causas:

Baja Saturación. De ser menor al 75%, el error en la medición crece rápidamente.

Baja perfusión. Sitio de medición con vasoconstricción (frío).

Movimiento en el sitio de medición.

Interferencia por la utilización de instrumentos eléctricos.

Fuentes de luces de alta intensidad, tales como la lámpara quirúrgica.

Movimiento

Una importante limitación de la Pulsioximetría convencional han sido los problemas que se presentan debido al movimiento en el sitio de medición. El error inducido en la medición, producto de los movimientos del paciente, puede conducir a un ajuste excesivo e innecesario del oxígeno inspirado. Estos problemas se deben a diversas causas que enumeraremos a continuación, por orden de mayor a menor importancia:

Desconexión del sensor

Movimiento de la sangre venosa

Cambios en la posición donde el sensor es aplicado

Ruido por la luz que emiten los LED y llega al detector sin pasar a través del lugar de medición.

Ruido debido al cable que se mueve y se dobla, conocido como ruido triboeléctrico.

Movimiento de la sangre arterial.

A excepción del caso en que se produce una desconexión del sensor, cuando el paciente se mueve, las causas arriba enumeradas generan perturbaciones en la medición que tienen la misma frecuencia que los movimientos del paciente.

Los pulsioxímetros convencionales se basan en la premisa que el único componente pulsátil que genera una absorción variable es la sangre arterial y venosa, presentara un valor de absorción fijo. Sin embargo, cuando hay movimiento, los Pulsioxímetros entregan falsas lecturas debidas, fundamentalmente, a que los movimientos añaden pulsatilidad a los componentes sanguíneos no arteriales. Por ejemplo, cuando se produce el movimiento de la sangre venosa, el oxímetro de pulso detecta como si fuera sangre arterial pulsátil.

Luz Ambiental

Fuentes de luz ambiental intensas, tales como la lámpara del quirófano o la fototerapia, pueden interferir en la exactitud de la medición de SpO₂. Este problema se ha reducido mediante la aplicación de nuevas tecnologías. Una de ellas se basa en la generación de periodos oscuros, es decir, instantes de tiempo en los cuales ambos LED se encuentran apagados. De este modo, el fotodiodo sensa la iluminación ambiente y compensa las perturbaciones.

Existencia de Hemoglobinas Disfuncionales

La existencia de parámetros no fisiológicos en el paciente, tales como altas concentraciones de monóxido de carbono (CO), como en el caso de los fumadores, elevados niveles de bilirrubina, metahemoglobina, y otros, puede causar lecturas inexactas de SpO₂.

En la población NO fumadora, se suele encontrar hasta un 3% de carboxihemoglobina (COHb), producto de la contaminación ambiental, mientras que en la población fumadora se pueden presentar niveles de COHb del 5 al 20%. El pulsioxímetro, con sus dos longitudes de onda, no puede diferenciar la COHb de la HbO₂, ya que sus coeficientes de extinción son prácticamente iguales (isobésticos) a los 660nm, y por lo tanto interpreta la COHb como HbO₂. Por este motivo, si se efectúa una medición de SpO₂ a un fumador cuya sangre arterial contenga un 85% de HbO₂ el 10% de COHb, ofreciendo una lectura errónea de SpO₂ del 95% que nos proporcionara una falsa tranquilidad, cuando realmente su saturación correspondería al 85%.

1.5 Objetivos

Tenemos como Objetivo General del presente proyecto, implementar un Oxímetro de Pulso o Pulsioxímetro, con características de un equipo profesional, además de agregarle capacidades de monitoreo remoto o también denominado telemedicina, para que los datos médicos, Saturación de Oxígeno en la Sangre (SpO2), Ritmo Cardíaco (Heart Rate: HR) y Gráfica Pletismográfica, sean accesibles local y remotamente, así como su almacenamiento en una base de datos acompañada de los datos del paciente a quien pertenecen dichas medidas, ya sea para su evaluación medica o para anexarla a la historia clínica del paciente, esta podría servir por ejemplo para tener un registro de la evolución que el paciente ha tenido antes, durante y después de una intervención quirúrgica.

También podría servir de referencia o prueba para tratar casos de negligencia médica u otros similares.

El acceso remoto a los datos será sin necesidad de hacer uso de programas sofisticados ni especializados, solo con un navegador de Internet de cualquier proveedor llámese Microsoft Internet Explorer, Mozilla Firefox, Google Chrome, etc. Inclusive navegadores de Smartphones y los últimos Internet TV's.

Como objetivos específicos tenemos:

Diseñar e implementar una tarjeta electrónica (PCB) la cual integra la tarjeta de adquisición de datos (Módulo OEM) con el microcontrolador que maneja la Pantalla Grafica, en la misma PCB además se tendrá la etapa que permite la comunicación del módulo con la PC.

Elección de la pantalla gráfica GLCD, de acuerdo a disponibilidad y versatilidad de manejo y programación.

Programación del Microcontrolador que recogerá los datos de la OEM y los mostrara en esta Pantalla Gráfica (GLCD).

Elaborar el aplicativo informático que, primero permitirá la visualización en una interfaz gráfica de los datos monitoreados por el sistema, en una PC conectada localmente mediante conexión serial y segundo enviará éstos datos hacia el Servidor mediante protocolo de red.

Implementar un Servidor de Base de Datos y Servidor Web, para el almacenamiento y visualización de los datos enviado por el Oxímetro.

Diseñar la Pagina Web para la visualización de los datos almacenados en el Servidor de Base de Datos, de forma amigable e intuitiva para el usuario.

Realizar las pruebas correspondientes para la correcta visualización de los datos en el entorno Web del sistema.

Indagar sobre la situación de la infraestructura médica de equipos similares en el ámbito estatal, así como el costo y características de equipos que se pueden adquirir actualmente, con el fin de ver la factibilidad económica del Proyecto.

1.6 Referencias

El presente proyecto tomo como referencia trabajos anteriormente desarrollados tanto en nuestro país como en el extranjero en especial a la investigación realizada en esta área por el Grupo de Investigación denominado “Bioingenium” de la Universidad Nacional de Colombia

Desarrollando un Dispositivo de Tele-monitorización de Signos Vitales el cual es un equipo que permite la Adquisición, el Despliegue y la Vigilancia Remota de señales biológicas correspondientes a Electrocardiografía (ECG), Presión Arterial No Invasiva (NIBP) y Oximetría (SpO2) de un paciente.



Figura 8. Equipo SARURO desarrollado por la Universidad Nacional de Colombia.

Fuente: Grupo de Investigación Bioingenium. Obtenido en Noviembre del 2010.

<http://www.bioingenium.unal.edu.co/pagpro.php?idp=monitor&lang=es&linea=1>

Descripción:

El Centro de Telemedicina de la Universidad Nacional de Colombia, con su sistema de información SARURO, ofrece la posibilidad de realizar la monitorización de pacientes de una Unidad de Cuidados Intermedios (UCI), en tiempo real y desde un sitio remoto.

Esta monitorización se realiza capturando las señales del Monitor de Signos Vitales por un computador en la UCI, donde es desplegada la información local y es enviada al servidor en el Centro de Telemedicina, quien se encarga de enviar la señal al Centro de Referencia o a donde se encuentre conectado el especialista.

El especialista en locaciones remotas debe realizar la autenticación en el sistema para tener acceso al canal de comunicación y así posibilitar el envío de las señales de un paciente al servidor del Centro de Telemedicina. De manera similar, el médico especialista en la UCI debe autenticarse para acceder a la aplicación gráfica de monitorización de los signos vitales.

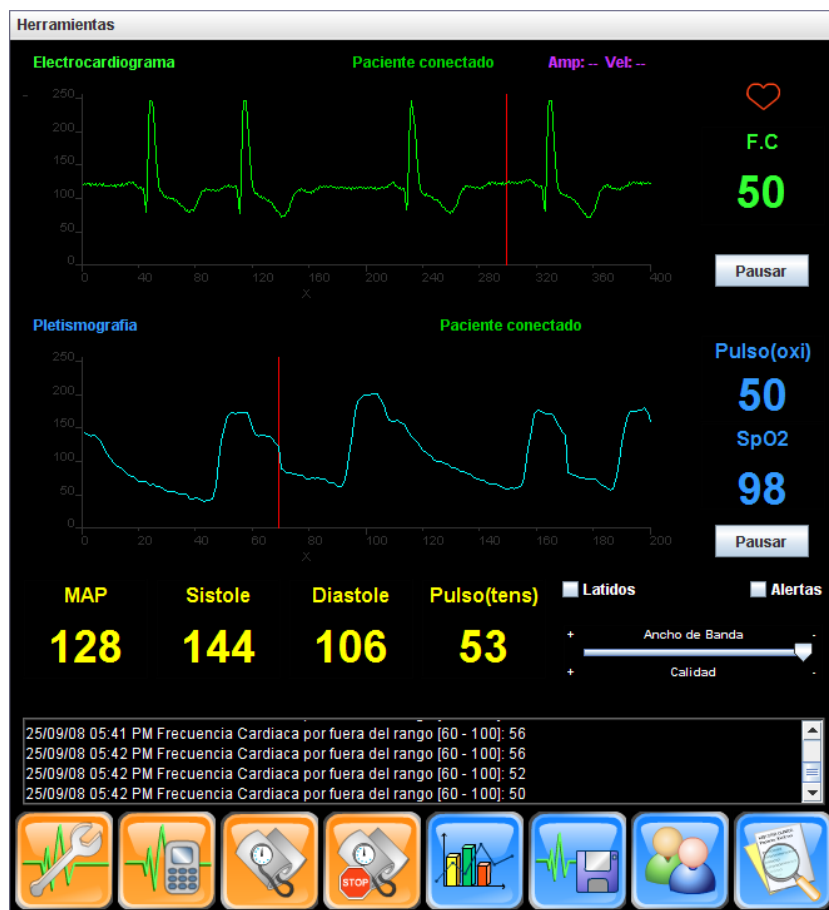


Figura 9. Pantalla de Monitorización de Signos Vitales Sistema SARURO.

Fuente: Grupo de Investigación Bioingenium. Obtenido en Noviembre del 2010.

<http://www.bioingenium.unal.edu.co/pagpro.php?idp=monitor&lang=es&linea=1>

En el ámbito nacional se tomó como referencia el trabajo realizado en la Universidad Ricardo Palma por el Grupo o Centro de Investigación y Desarrollo en Ingeniería Biomédica (CIDIB) en los años 2005 al 2007.

Descripción: Este equipo logro obtener los datos de HR, SpO2 y mostrar la Grafica Pletismográfica, así también se desarrolló un software para PC donde se mostraban los datos mencionados además de almacenar dichos datos en una base de datos local.

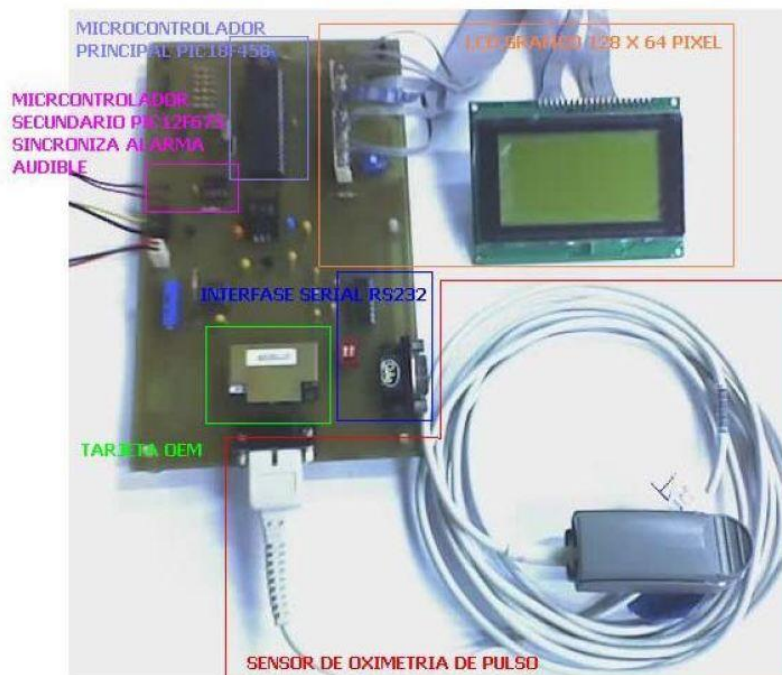


Figura 10. Equipo Electrónico desarrollado por el CIDIB años 2005-2007.

Fuente: Artículo Sistema multicontrolado para el Diseño de un Oxímetro de Pulso.

Edit. Universitaria de la Universidad Tecnológica Nacional. Obtenido en Enero del 2012.

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

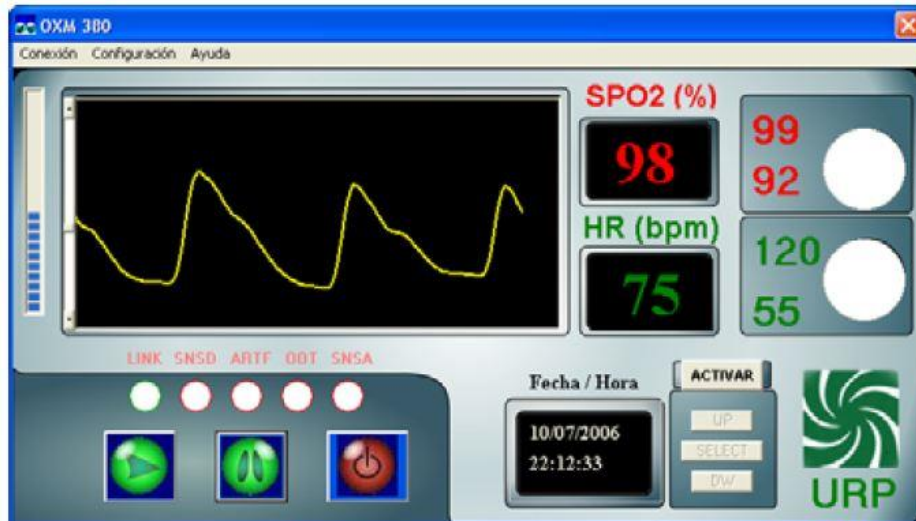


Figura 11. Interfaz Gráfica desarrollada por el CIDIB años 2005-2007.

Fuente: Artículo Sistema multicontrolado para el Diseño de un Oxímetro de Pulso.

Edit. Universitaria de la Universidad Tecnológica Nacional. Obtenido en Enero del 2012.

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

Capítulo 2. Equipo Electrónico

2.1 Pantalla de Visualización GLCD Gráfica.

La pantalla utilizada para el presente trabajo es una Pantalla Grafica de 128x64 pixeles con el chip controlador TOSHIBA T6963C, la cual nos servirá para mostrar los datos de HR y SpO2 obtenidos además de la Grafica Pletismográfica.

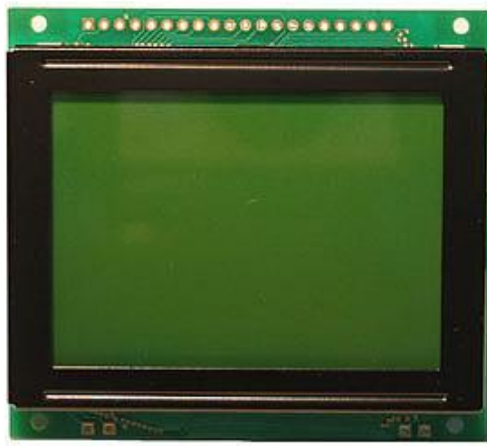


Figura 12. Pantalla GLCD 128x64 con driver Toshiba T6963c.

Esta pantalla estará controlada por el microcontrolador PIC 16F877A, además de estar retro-iluminada, contará con un control de contraste para poder apreciar mejor los datos mostrados.

Para controlar este GLCD deberemos de respetar los tiempos de respuesta y de establecimiento de este dispositivo de acuerdo al diagrama de tiempos mostrado en la *Figura 13*.

• **Switching Characteristics (2)**

Bus Timing

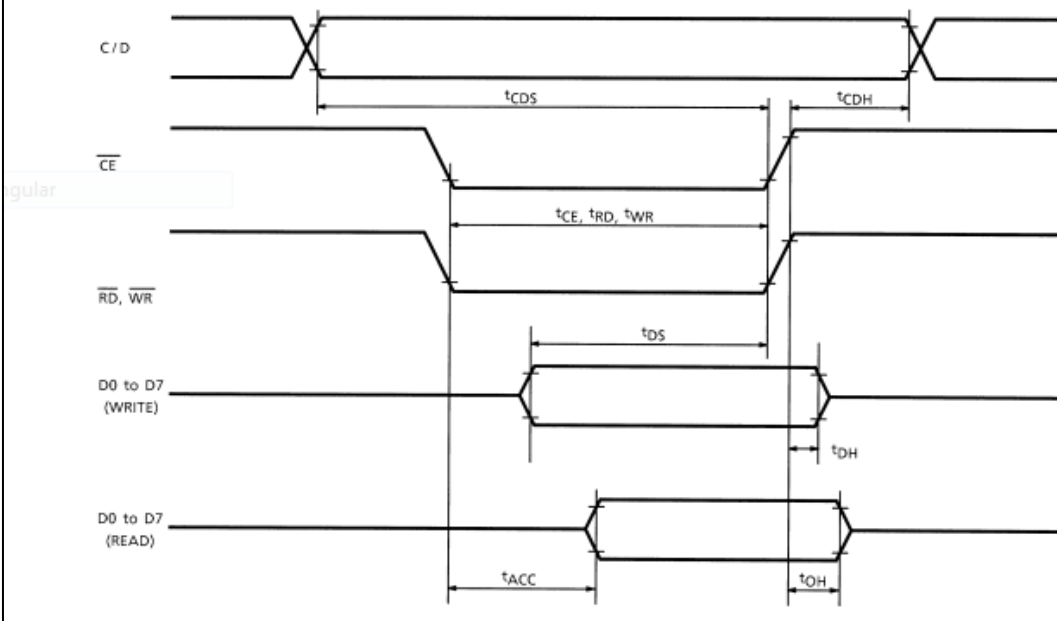


Figura 13. Diagrama de tiempos de Pantalla Grafica Toshiba T6963C.

Fuente: Hoja de Datos de Toshiba. Obtenido en Diciembre del 2010.

<http://www.futurlec.com/LED/T6963C.shtml>

Una vez programado nuestro micro controlador para el manejo del GLCD hicimos unas pruebas iniciales, y mostramos la palabra Oxímetro, en la cual tuvimos un inconveniente al mostrar la letra “i” acentuada esta no se mostraba en el GLCD



Figura 14. Prueba inicial del GLCD en modo texto.

Para mostrar los datos de la SpO2 y de la HR se usó el modo “texto” del GLCD mientras que para mostrar la Gráfica Pletismográfica se usó el modo “grafico” todo esto fue programado dentro del PIC 16F877A en lenguaje C usando la Herramienta PIC-C



Figura 15. Prueba del GLCD en modo gráfico con líneas aleatorias.

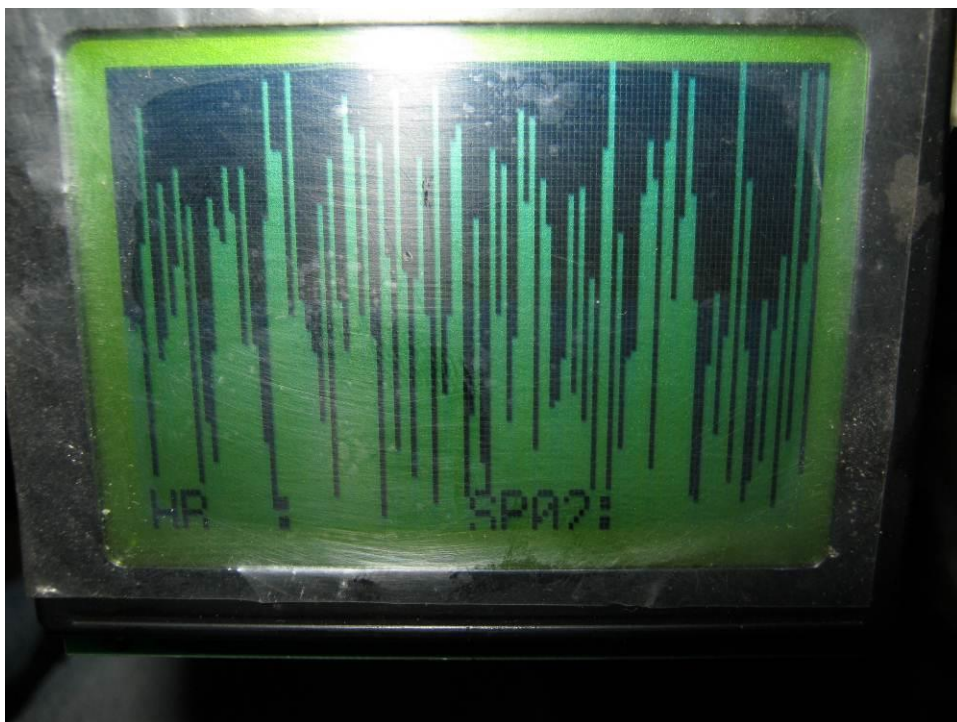


Figura 16. Prueba del GLCD mezclando modo gráfico y modo texto.



Figura 17. Prueba de captura y muestra de datos recibidos de la Tarjeta Principal.

Para lograr dominar el manejo de este GLCD Gráfico nos valimos del Software de Diseño y Simulación Proteus de Labcenter Electronics.

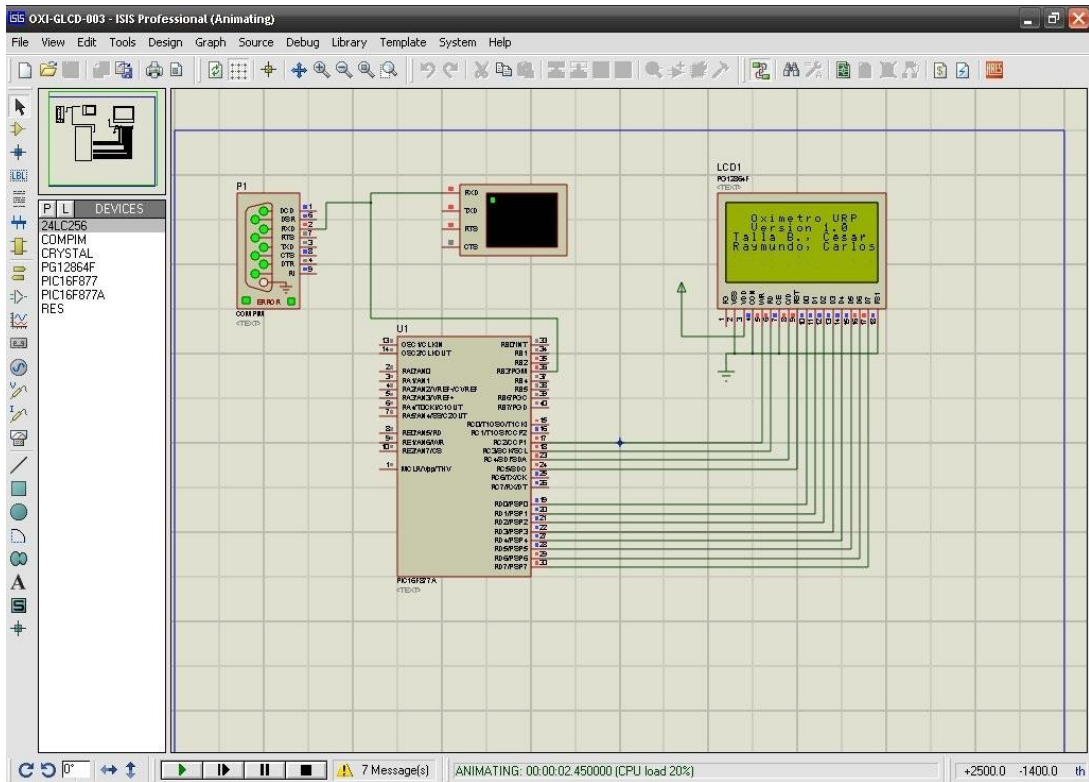


Figura 18. Pantalla GLCD simulada con el Programa de diseño Proteus.

En la figura siguiente se aprecia la pantalla de bienvenida simulada en Proteus®

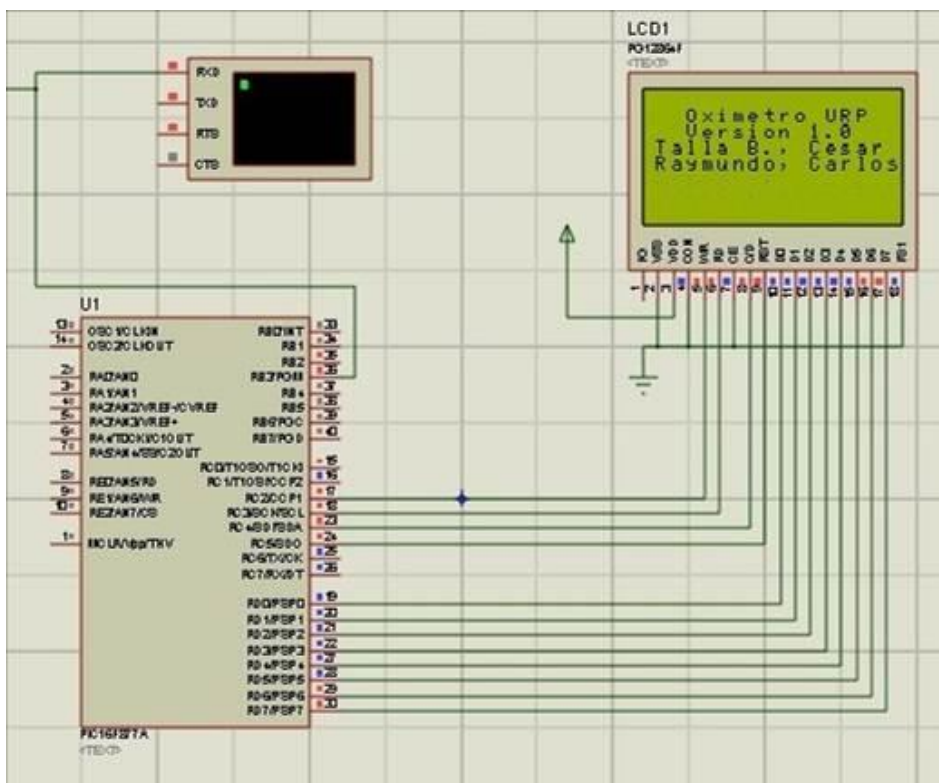


Figura 19. Pantalla de bienvenida simulada en Proteus®

Y en esta otra figura se muestra como se ve actualmente.



Figura 20. Pantalla de Bienvenida implementada en el equipo.

2.2 Tarjeta de Adquisición de datos

La tarjeta de adquisición de datos tiene como componente principal al módulo OEMIII de la Marca NONIN® la cual tiene una serie de requerimientos técnicos para poder hacer uso de su eficiente adquisición de datos y filtrado digital además de la correcta configuración, sincronización e interpretación de los paquetes de datos que este módulo nos brinda.



Figura 21. Presentación del Módulo OEMIII de NONIN®.

Especificaciones Técnicas de la Tarjeta de Adquisición de datos:

Rango de Saturación de Oxígeno detectado: 0 – 100%

Rango de Frecuencia del pulso detectado: 18 – 321 b.p.m.

Longitudes de Onda y Potencia de salida:

Rojo: 660 nanómetros a 0.8mW promedio máximo

Infrarrojo: 910 nanómetros a 1.2mW promedio máximo

Requerimientos Eléctricos:

Voltaje +3.3VDC (3.2V a 3.5V) ó Voltaje +5.0VDC ± 0.050 VDC

Parámetros de Conexión:

Configuración de datos de salida: Tiene tres formatos de salida de datos, nosotros usaremos el Formato Tipo 02.

Normas Técnicas

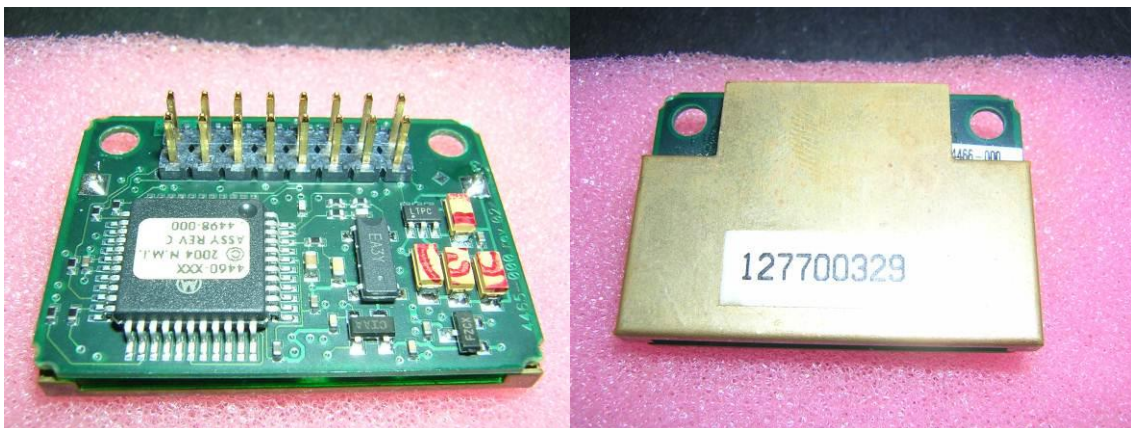


Figura 22. Vista frontal y posterior del Módulo OEMIII de NONIN®.

El formato de la trama que envía el Modulo OEMIII es el siguiente:

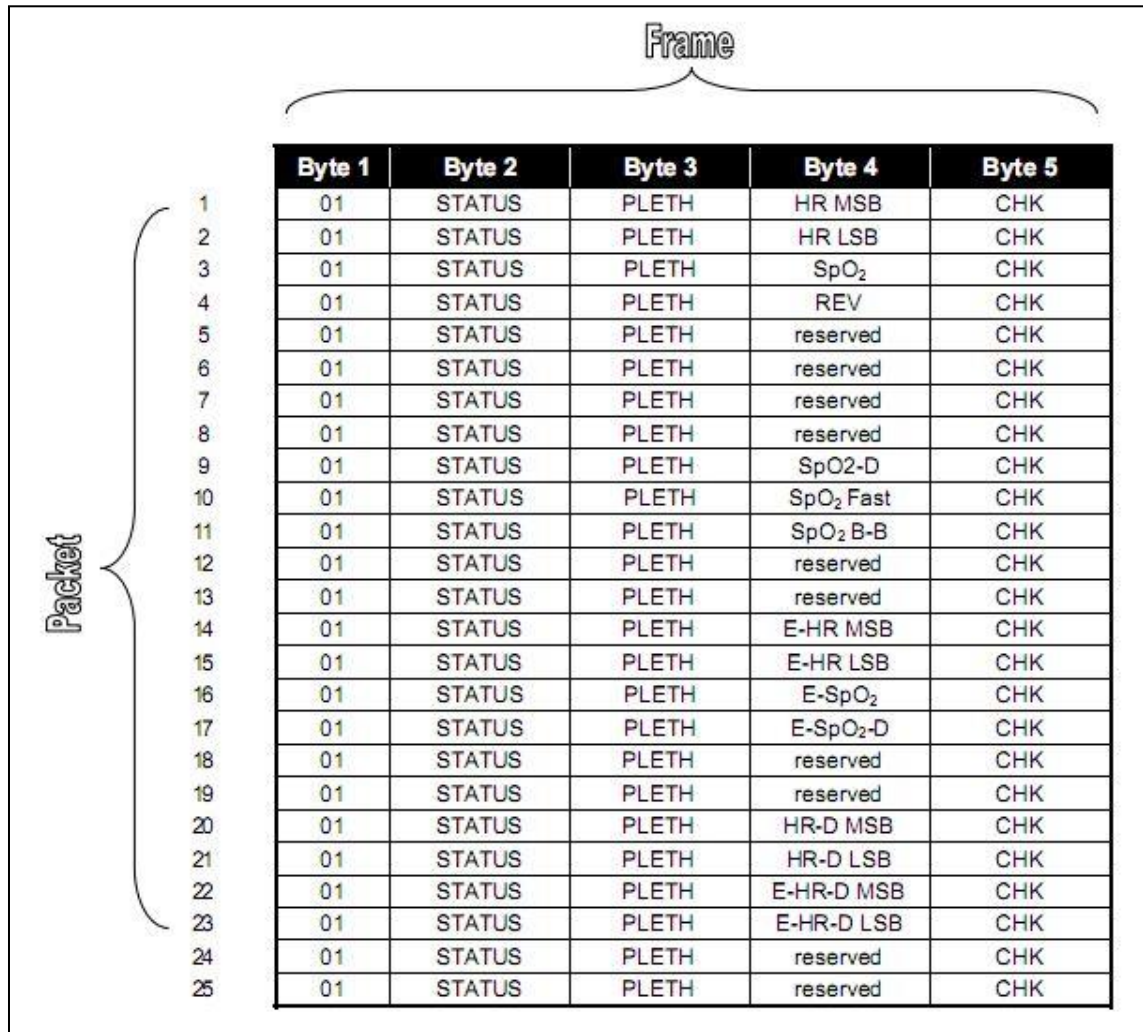


Figura 23. Esquema de un paquete de tramas a la salida del Módulo OEMIII.

Fuente: Portal de NONIN®. Obtenido en Febrero del 2010.

<http://www.nonin.com/documents/OEM%20III%20Module%20Specifications.pdf>

2.3 Comunicación Pulsioxímetro – PC

Para conectar el la tarjeta de adquisición de datos a la computadora se usó el puerto serial de la computadora, por este motivo en nuestro circuito se tuvo que implementar una interface de adaptación de voltajes, usando un integrado MAX232 el cual nos permite hacer dicha tarea.

Los parámetros de la transmisión de datos son:

Velocidad de Transmisión : 9600 bits por segundo

Bits de datos : 8

Paridad : No

Bits de parada : 1

Control de Flujo : No

2.4 Microcontrolador manejo Display y Comunicación

Para la realización de este Proyecto de tesis se ha usado un Microcontrolador Programable o también denominado “PIC” de la Marca Microchip Modelo 16F877A, tanto para el manejo del GLCD como para la toma e interpretación de los datos adquiridos por la OEMIII, se decidió usar la frecuencia de trabajo de 20MHz para una mejor presentación de la grafica Pletismográfica y de la captura de datos.

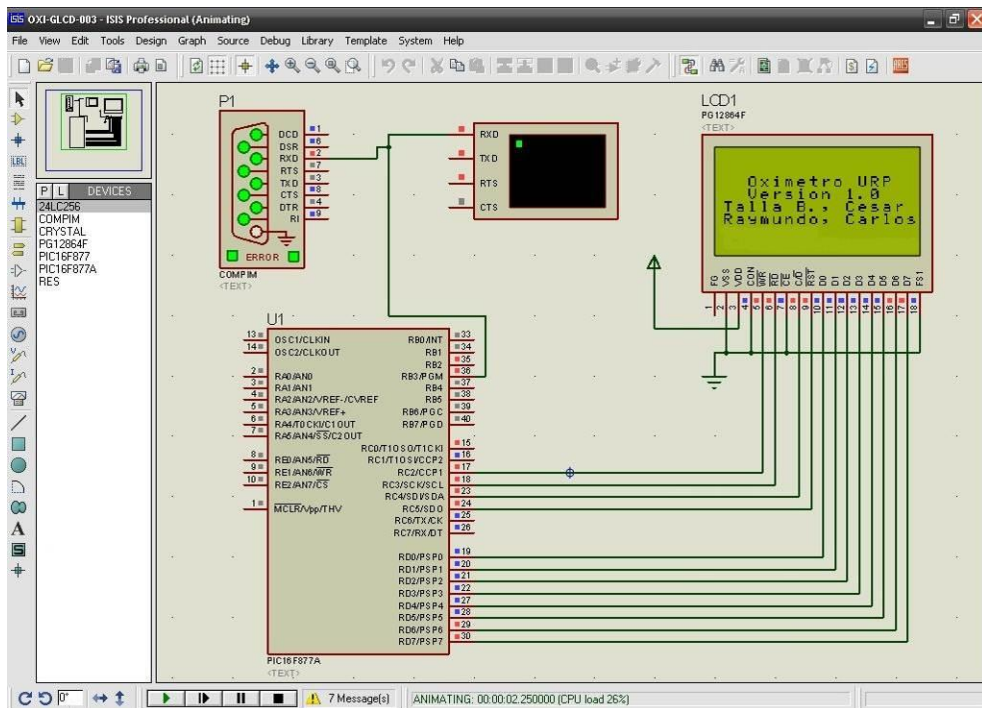


Figura 24. Prueba del Microcontrolador en el software de simulación.

Se hizo el diseño de la placa con el Software Eagle

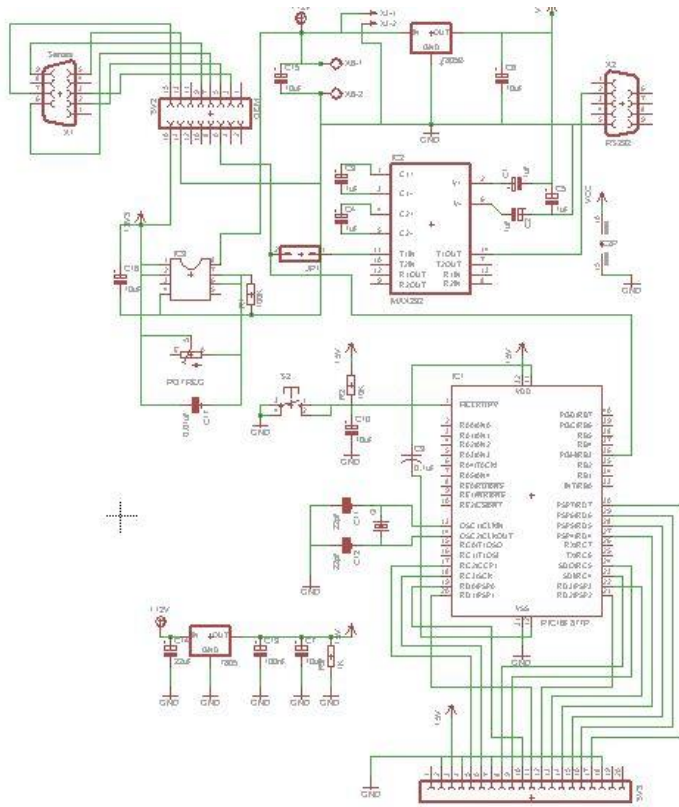


Figura 25. Diseño del PCB del OximURP realizado con Eagle.

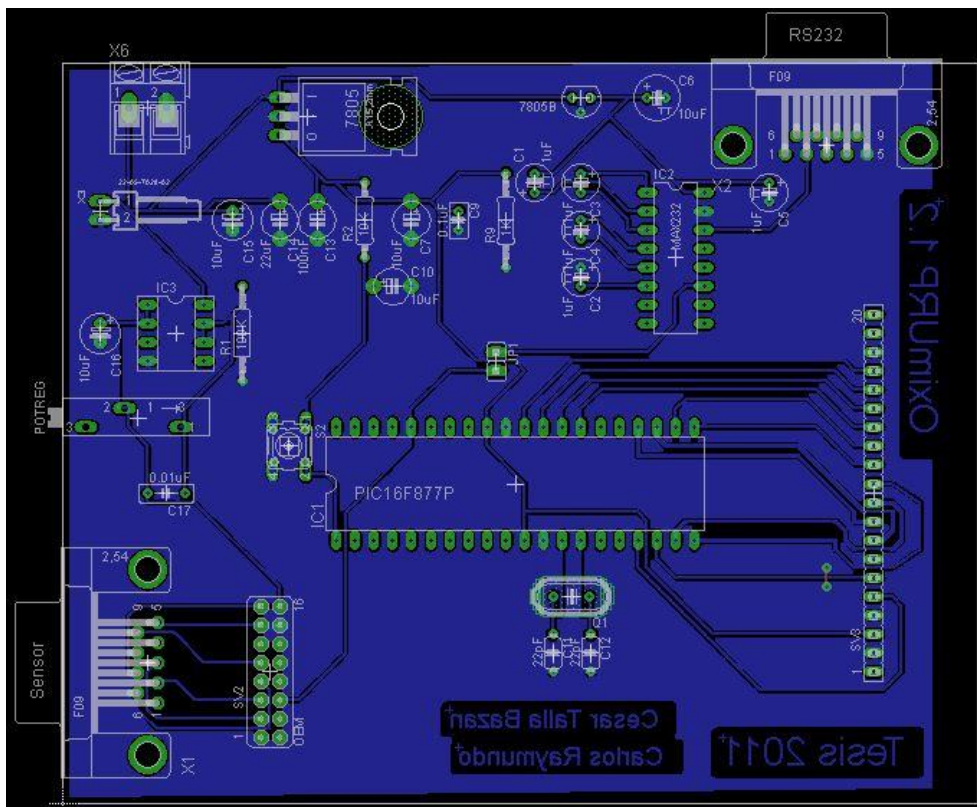


Figura 26. Vista Previa del PCB en el Programa Eagle.



Figura 27. Prototipo de la Tarjeta de Circuito Impreso (PCB) creado con Eagle 3D.

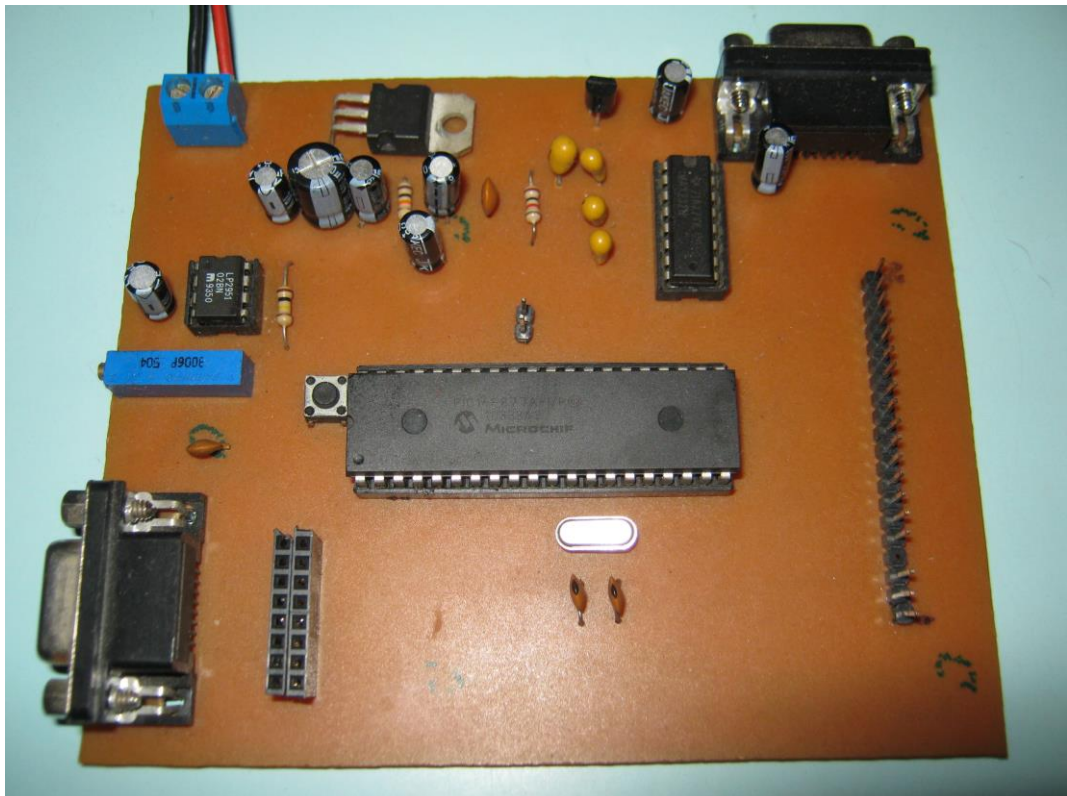


Figura 28. Tarjeta de Circuito Impreso (PCB) implementado.

2.5 Etapa de Alimentación Eléctrica

Para la alimentación de voltaje se ha optado por fuentes externas de voltaje tanto de la red pública, como de una batería externa, que podría ser una batería comercial pequeña de 9V, como una batería de automóvil de 12 voltios, esto gracias dos reguladores internos de voltaje 7805 montados en el circuito del Pulsioxímetro; uno exclusivamente para el Microcontrolador y la Pantalla GLCD (con encapsulado de tipo TO-220) y otro 7805 de encapsulado pequeño (tipo TO-92) exclusivo para el MAX232, los cuales nos permite el ingreso de un voltaje de entre 7Vdc. hasta 25Vdc. y nos entrega a la salida 5.00Voltios de Corriente Continua.

Para alimentar a nuestra Tarjeta de Adquisición de Datos (Módulo OEMII de NONIN®) se está usando un Circuito Integrado LP2951 que es un regulador de voltaje con retroalimentación y salida de 3.30 voltios de corriente continua con un máximo de rizado de 40mV, la cual cumple con los requisitos de nuestro Modulo OEMIII que requiere de un rizado máximo de 50mV.

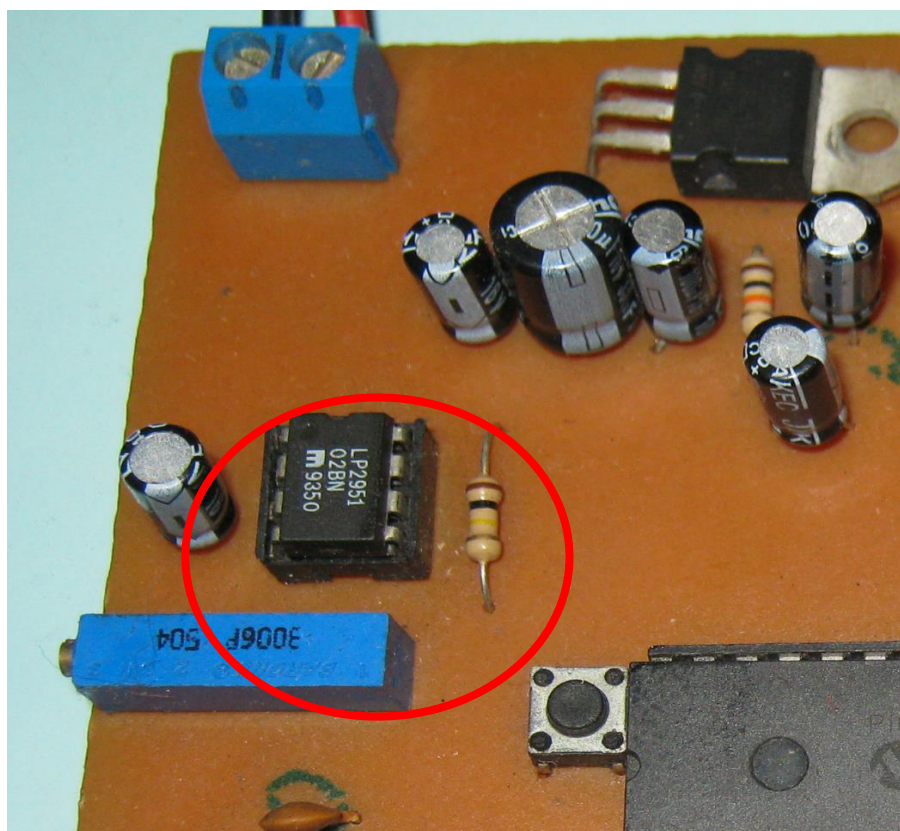


Figura 29. Regulador de Voltaje LP2951 montado en nuestro PCB

Capítulo 3. Programa de Interfaz Gráfica de Usuario (GUI)

3.1 Lenguaje de Programación usado.

El lenguaje de programación usado para el desarrollo del presente proyecto de tesis es el desarrollado por la empresa: The Mathworks, Inc. denominado MATLAB® en su Versión 7.0 (R14), en la cual se ha explotado al máximo los diversos recursos de esta potente herramienta de programación, como son la creación de una Interfaz Gráfica de Usuario (también llamada GUI del Inglés *Graphical User Interface*), así como también el manejo de los puertos de la computadora para el ingreso de los datos enviados por el equipo hacia la PC, y además de la exportación de los datos recibidos hacia el servidor de base de datos MySQL; la cual usaremos para desarrollar nuestra Página Web.

Para la programación del Microcontrolador hemos usado el Lenguaje llamado PIC-C y para las páginas web con manejo de bases de datos usamos PHP.

3.2 Características y desarrollo de la Interfaz Gráfica de Usuario

Las características más resaltantes de nuestra interfaz gráfica son:

Visualización de la Gráfica Pletismográfica en tiempo real.

Visualización en números grandes del valor en porcentaje de la SpO2.

Visualización en números grandes del valor de la HR (Heart Rate) o Ritmo Cardíaco.

Visualización del estado del valor de la SpO2 si es un valor normal, deficiente o si se trata de una emergencia.

Visualización del estado del valor del Ritmo Cardíaco, si se trata de un ritmo normal, una taquicardia o una bradicardia.

Monitoreo de los últimos cien valores de la SpO2 a razón de ocho registros por minuto.

Monitoreo de los últimos cien valores del Ritmo cardiaco a razón de ocho registros por minuto.

Campo de ingreso del numero del Documento de Identidad (DNI) del paciente, para el respectivo archivo en su base de datos de sus valores registrados.

Campo que muestra el nombre del paciente correspondiente al DNI ingresado.

Botón de inicio del programa.

Como se mencionó la interfaz gráfica se desarrolló con la herramienta GUIDE del Programa MATLAB 7.0 (R14) de la cual se mostrara una guía de todas las partes implementadas, solo a modo de demostración ya que la interfaz es muy intuitiva:

Primero daremos un vistazo general a la interfaz (ver *Figura 30*):

Se pueden apreciar a primera vista tres graficas, dos indicadores numéricos y dos indicadores de texto, además de un botón de inicio o ingreso al sistema, además de algunos elementos gráficos que nos facilitan el concepto sobre a que pertenece cada dato.

Además de una caja de texto donde se ingresa el Documento de Identidad (DNI) del paciente y el sistema nos retorna los correspondientes Apellidos y Nombres al DNI ingresado.

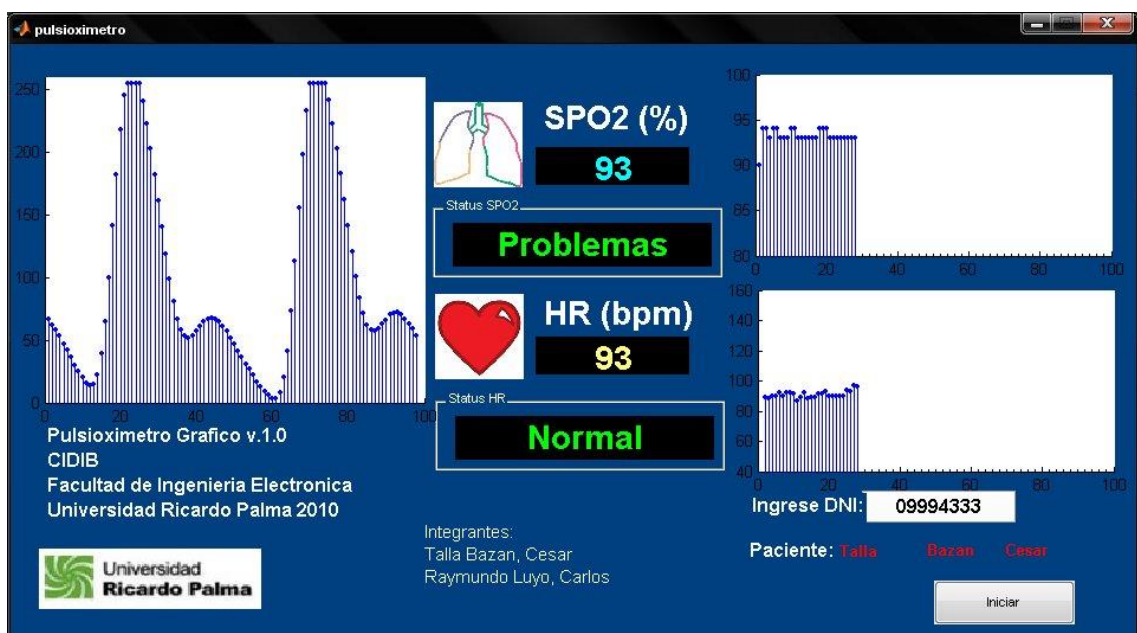


Figura 30. Vista general de la Interfaz Gráfica (GUI).

Grafica Pletismográfica:

Acá se muestra la grafica Pletismográfica donde se puede deducir de acuerdo a la amplitud de señal, la vasodilatación o vasoconstricción de las arterias del paciente.

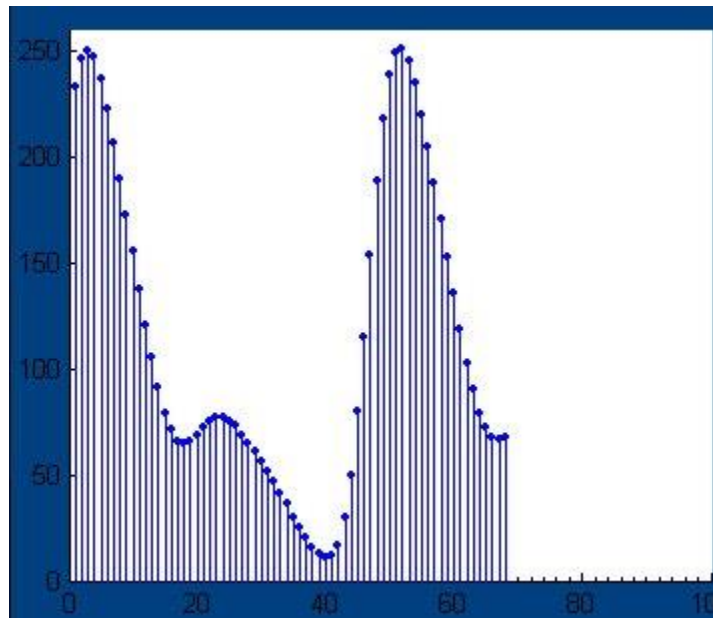


Figura 31. Acercamiento a la grafica Pletismográfica de la Interfaz Gráfica.

Display SpO2:

En la *Figura 28* se aprecia el cuadro donde se muestra el valor en porcentaje de la oxigenación de la sangre o también llamado SpO2:



Figura 32. Indicador de la oxigenación de la sangre (SpO2) en porcentaje.

Status SpO2:

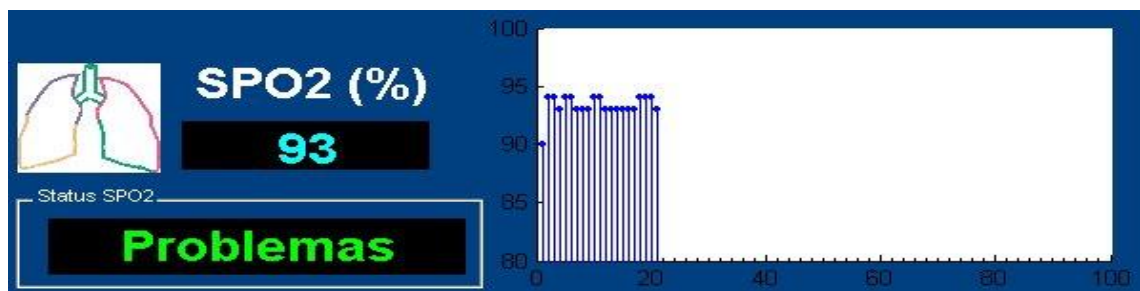
En este cuadro podremos apreciar cual es el estado del SpO2 del paciente, de acuerdo a los valores médicos establecidos; que nos indican que un valor entre 95% y 100% es el considerado normal y de 90% a 95% podría haber problemas respiratorios y menos del 90% se requiere de oxigenación artificial.



Figura 33. Indicador de estado del SpO2.

Histograma de la SpO2:

En esta sección de la interfaz mostraremos los cien últimos valores de la SpO2 a razón de



ocho por minuto, esto para el monitoreo en el tiempo del paciente.

Figura 34. Histograma del valor de la SpO2.

Display HR:

En la Figura X. se aprecia el cuadro donde se muestra el valor del pulso cardiaco del paciente en latidos por minuto o BPM (del Inglés *beats per minute*).



Figura 35. Indicador del ritmo cardiaco HR en latidos por minuto.

Status HR:

En este cuadro podremos apreciar cual es el estado del HR (Heart Rate) o Ritmo Cardíaco del paciente, de acuerdo a los valores médicos establecidos; que nos indican que un valor entre 60 y 100 latidos por minuto es el considerado normal, de 100bpm a más es considerado una Taquicardia y menos de 60bpm se considera que es una Bradicardia.



Figura 36. Indicador de estado del ritmo cardíaco (HR).

Histograma de la HR:

En esta sección de la interfaz mostraremos los cien últimos valores del ritmo Cardíaco o (HR) a razón de ocho por minuto, esto para el monitoreo en el tiempo del paciente.

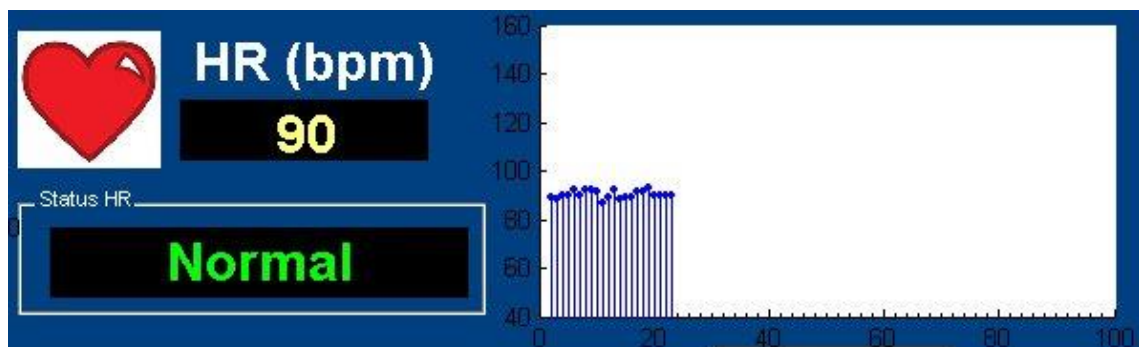


Figura 37. Histograma de la HR en la Interfaz Gráfica.

En la *Figura 38* mostramos como es la Interfaz de desarrollo de GUIDE de MATLAB, en la que apreciamos la parte de desarrollo gráfico de los cuadros de texto estáticos y dinámicos (las que nos muestran resultados); como también los cuadros donde se mostraran las graficas ya mencionadas. Además tiene una ventana adicional donde se escribe el código puro del programa.

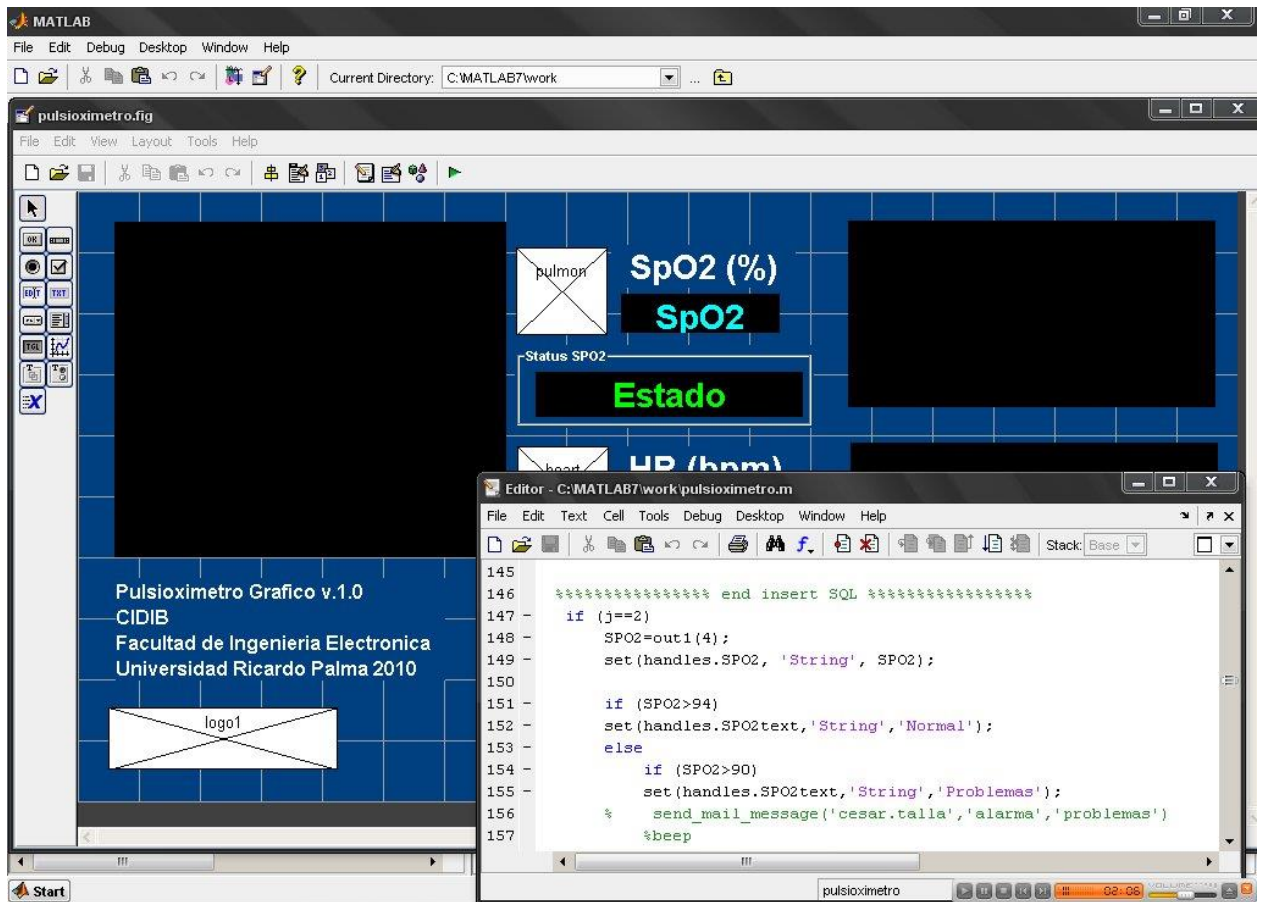
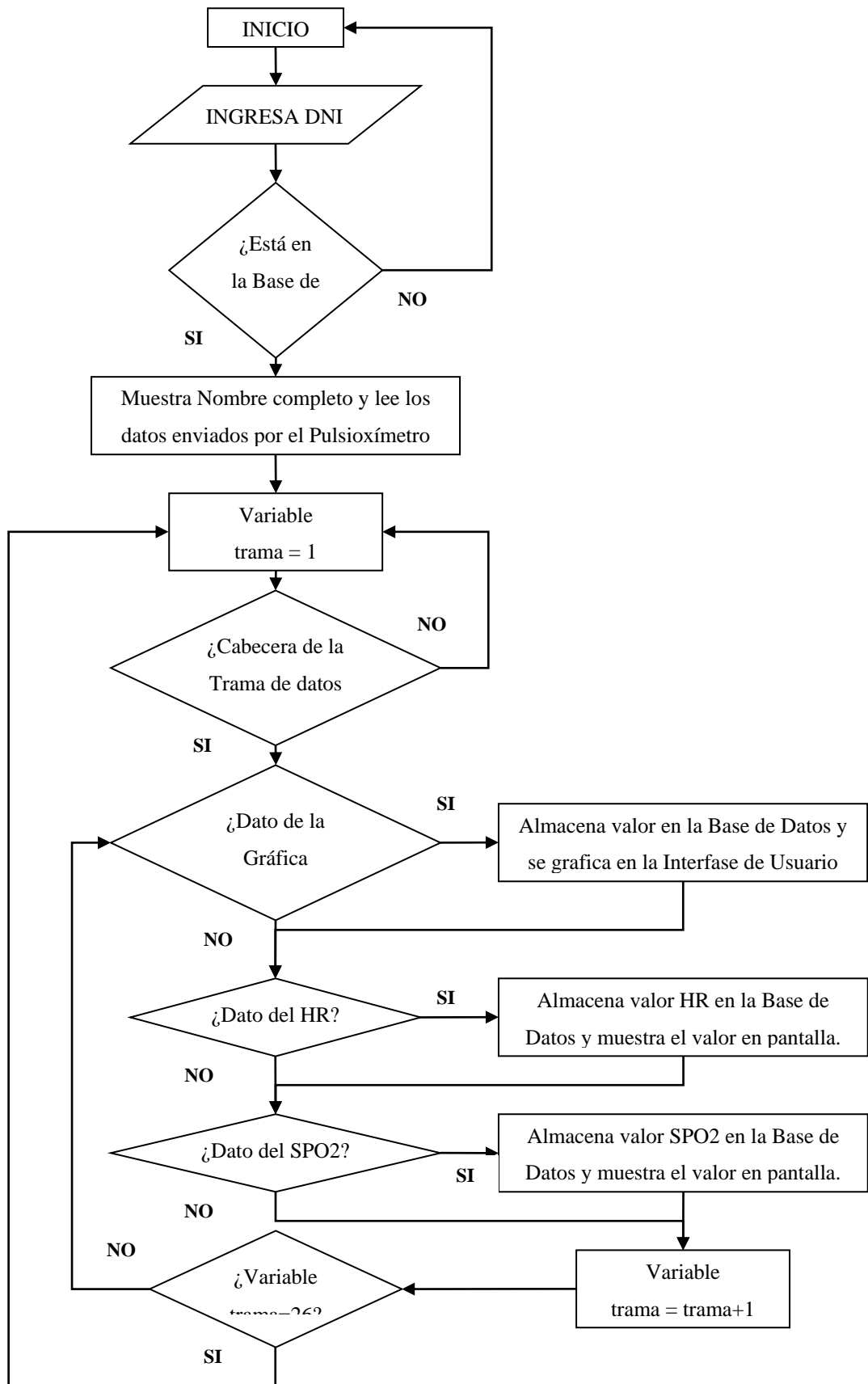


Figura 38. Pantalla de la herramienta de desarrollo GUIDE de MATLAB 7.0

3.3 Diagrama de Flujo del Programa de Interfaz Grafica de Usuario



Capítulo 4. Accesibilidad Remota Vía Internet/Intranet

4.1 Conectividad remota en tiempo real.

Uno de los principales objetivos del presente proyecto de tesis es hacer que los datos médicos del paciente generados por el Pulsioxímetro sean accesibles de forma remota y puedan ser vistas o analizadas por familiares o especialistas medico, tal como vemos en la *Figura 39*.

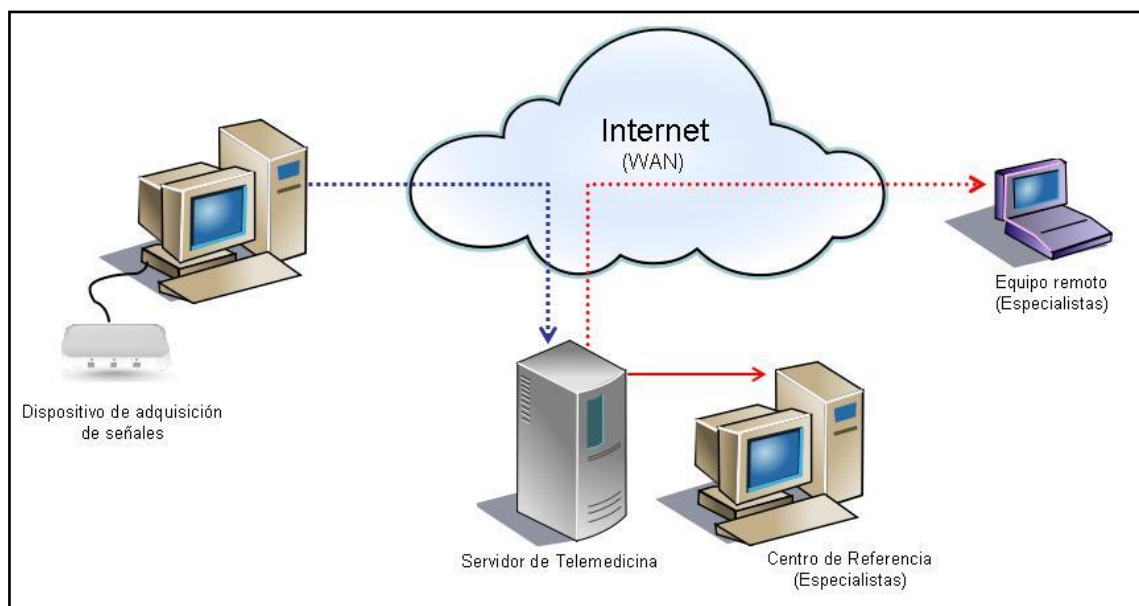


Figura 39. Esquema de conexión a través de la Internet.

Fuente: Grupo de Investigación Bioingenium. Obtenido en Noviembre del 2010.

<http://www.bioingenium.unal.edu.co/pagpro.php?idp=monitor&lang=es&linea=1>

Para esto hemos hicimos que los datos manejados de forma digital en el Pulsioxímetro sean exportados hacia una base de datos basada en el sistema de gestión de base de datos MySQL, para después poder acceder a ellos mediante paginas webs creadas con algoritmos de programación en lenguaje PHP, en nuestro caso usamos el programa Dev-PHP2 para la creación de nuestras paginas.

Inicialmente se utilizaron herramientas de acceso remoto de PC a PC tales como el Teamviewer® y otros similares, pero el primer inconveniente fue el que; al ser una conexión punto-punto (ver Figura 40); debíamos de instalar dicho programa en ambas computadoras, además del costo que implica hacer uso de un programa que requiere de una licencia comercial.

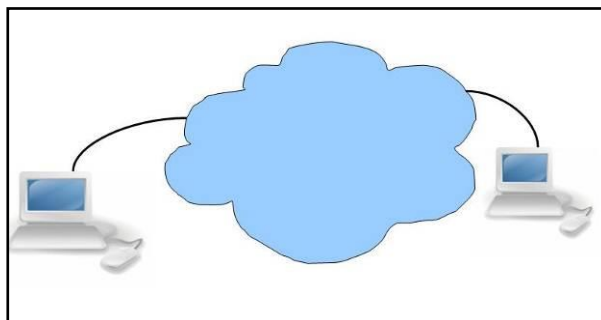


Figura 40. Esquema de conexión punto-punto a través de la Internet.

Por eso, buscamos la forma de que el acceso remoto a los datos, no necesite de algún programa adicional que requiera de un costo adicional, que pueda ser accesible no solo por una PC sino por varias y se pueda acceder a ellos mediante cualquier navegador de Internet, llámese Internet Explorer, Mozilla Firefox, Google Chrome, Safari, etc. Inclusive desde cualquier dispositivo móvil o fijo que tenga acceso a la Web (Smartphones, TV's con Acceso a Internet, Tablets, etc.) (Ver Figura 41.)



Figura 41. Dispositivos Electrónicos con acceso Web.

En la Figura 42 se muestra como los datos pasan del Pulsioxímetro al Programa desarrollado para la PC mediante comunicación serial y ésta mediante comandos SQL se transmiten al servidor de base de datos vía Protocolo TCP/IP; cabe resaltar que el Servidor de base de datos puede estar en la misma Red Local (LAN) que la PC que captura los datos o en una locación Remota accesible por Internet o VPN.

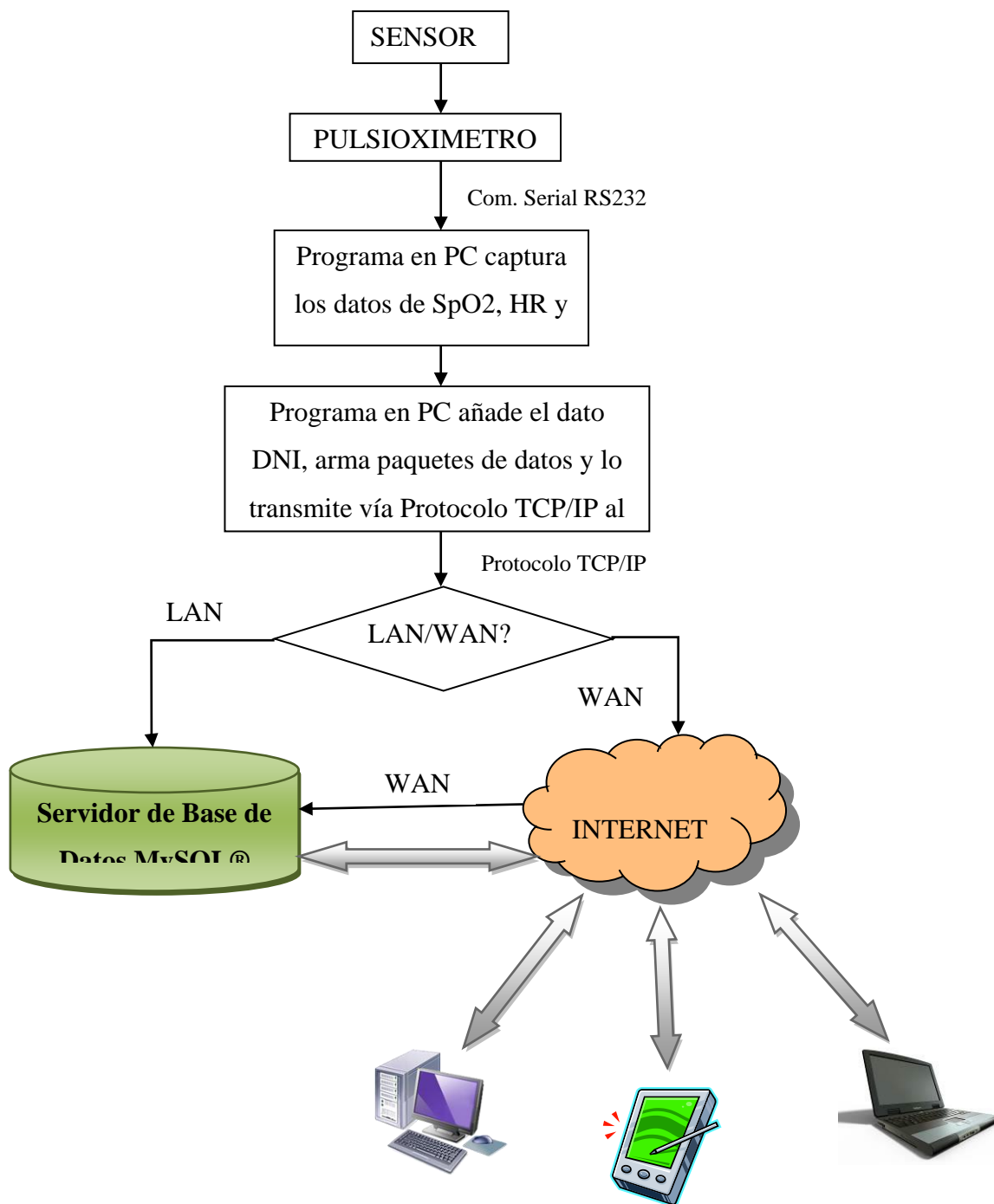


Figura 42. Diagrama de Bloques de transmisión de datos desde el Pulsioxímetro al Servidor de Base de Datos en MySQL®.

4.2 Conectividad vía WEB Server

Para realizar la conectividad vía WEB Server implementamos un servidor WEB local basado en el Servidor Web Apache, el cual es de código abierto, y de fácil implementación, para este fin se usó una distribución gratuita en la que se han incorporado Apache Server, MySQL Server, y los interpretes para Lenguaje de Script PHP y Perl de nombre XAMPP (ver Figura 43.) que se origina del Acrónimo X (para cualquier Sistema Operativo), A de Apache, M de MySQL, P de PHP y P de Perl; además para el desarrollo de la página Web, se usó el Programa de Macromedia llamado Dreamweaver Versión 8. (ver. Figura 44.)

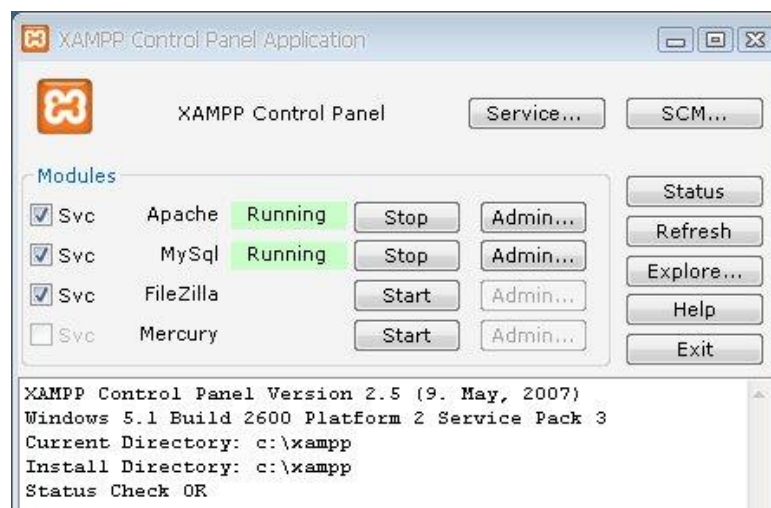


Figura 43. Panel de control de la aplicación XAMPP.

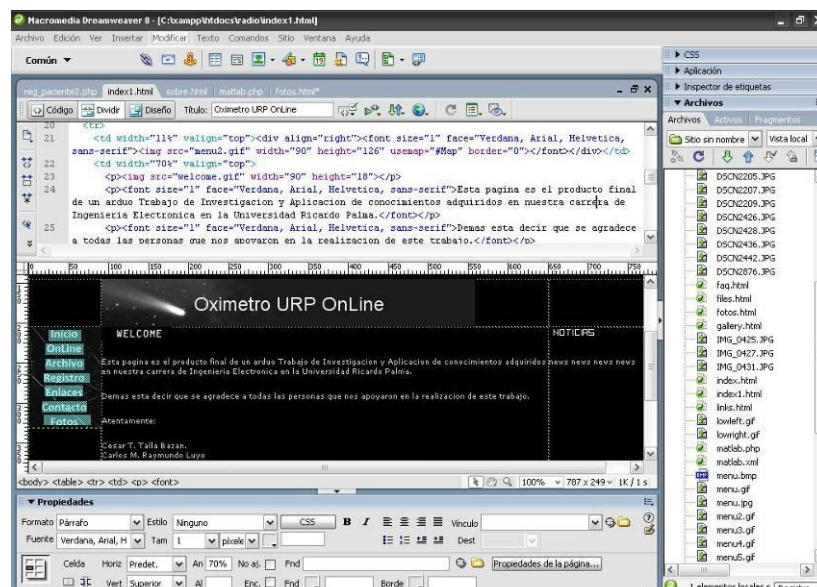


Figura 44. Pantalla principal de Macromedia Dreamweaver 8.0.

Descripción de la Página Web:

Página de Inicio: En esta página se hace una introducción al tema, y se hace unas recomendaciones iniciales. Ver *Figura 45*.



Figura 45. Página de Inicio de la Interfaz Web.

Página OnLine: En esta página se muestra los últimos datos capturados por el sistema, es decir, si el oxímetro esta conectado se muestran los datos del oxímetro del momento.

Como se aprecia en la *Figura 46*.

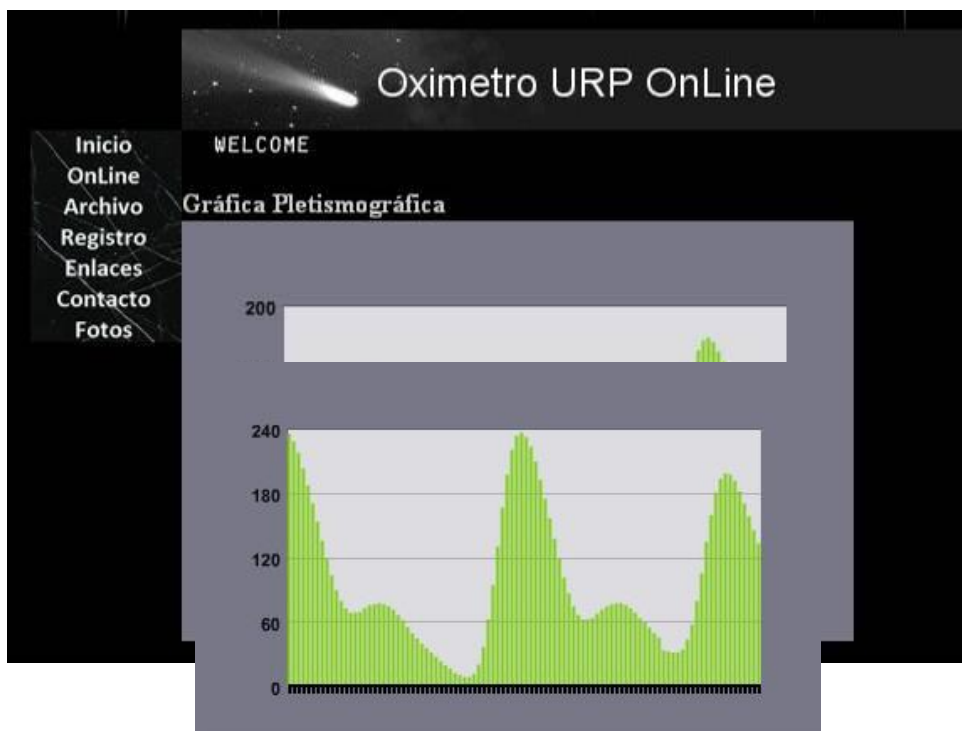


Figura 46. Pantalla de la Sección OnLine de la interfaz Web. Página Archivo: En esta página inicialmente se muestra la base de datos de todos los Pacientes registrados hasta el momento Figura 47. Y se muestra un Hipervínculo o también llamado “enlace” en la columna de los DNIs, el cual si hacemos click en ellos, nos llevara a otra pagina que nos muestra los datos del paciente escogido.

The screenshot shows the 'Oximetro URP OnLine' web interface. On the left is a navigation menu with options: Inicio, OnLine, Archivo, Registro, Enlaces, Contacto, and Fotos. The main content area displays a 'WELCOME' message and a 'Listado de Pacientes Oximetro URP OnLine'. Below this is a table with the following data:

DNI	A.Paterno	A.Materno	Nombre	Edad
87654321	Penny	Cabrera	Oscar	50
43344999	Raymundo	Luyo	Carlos	24
16660458	Rios	Tapia	Flor	37
12345678	Rosello	Moreno	Gustavo	50
09994333	Talla	Bazan	Cesar	37
07517973	Talla	Yataco	Baltazar	61
72775902	Talla	Rios	Angela Jeanette	9
72775893	Talla	Rios	Cesar	10

Figura 47. Pantalla de la Sección Archivo, en la interfaz Web.

Como Ejemplo entraremos al Archivo del Paciente Talla Bazán, César y veremos sus registros,



Figura 48. Página del Archivo del Paciente, en la interfaz Web.

Como se puede apreciar en la figura anterior se muestran principalmente, el nombre completo del paciente su Edad y sus datos almacenados en el sistema como son en este caso el registro de sus Latidos por minuto, pero haremos un acercamiento al Histograma del Heart Rate (HR) para apreciar el detalle, en la siguiente *Figura 49*.

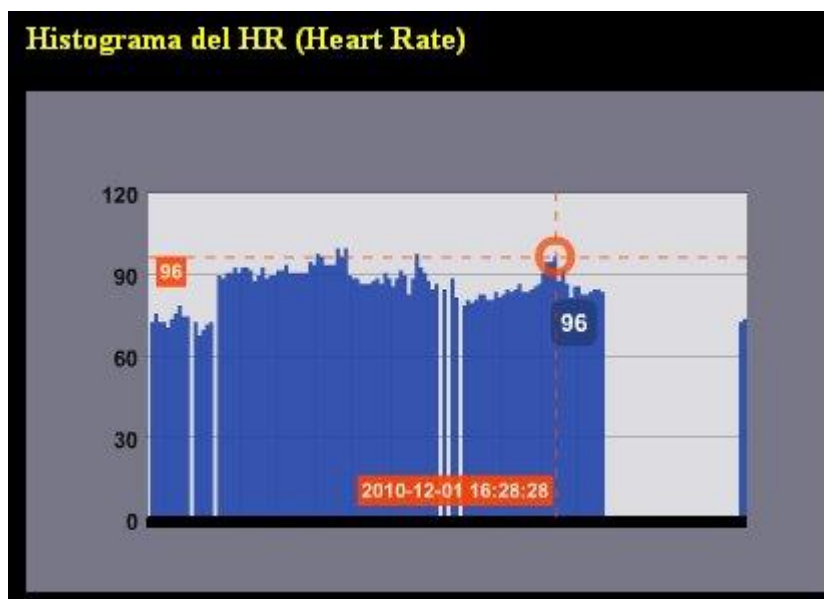


Figura 49. Datos registrados del HR del Paciente, mostrados en la Web.

Como se ve en la imagen anterior, al nosotros pasar el apuntador (Mouse) sobre cualquier barra indicadora, podremos apreciar el valor del HR; que en este caso es de 96 bpm (beats per minute) o latidos por minuto, que tuvo el paciente el día 01 de Diciembre del 2010 a las 4:28pm con el siguiente formato (2010-12-01 16:28:28).

Así mismo, debajo de la primera grafica también se podrá apreciar los datos de la SPO₂ del paciente, con sus datos referenciales, valor del porcentaje de oxigenación asociada con la hora y fecha de la medición, como veremos en la siguiente figura.

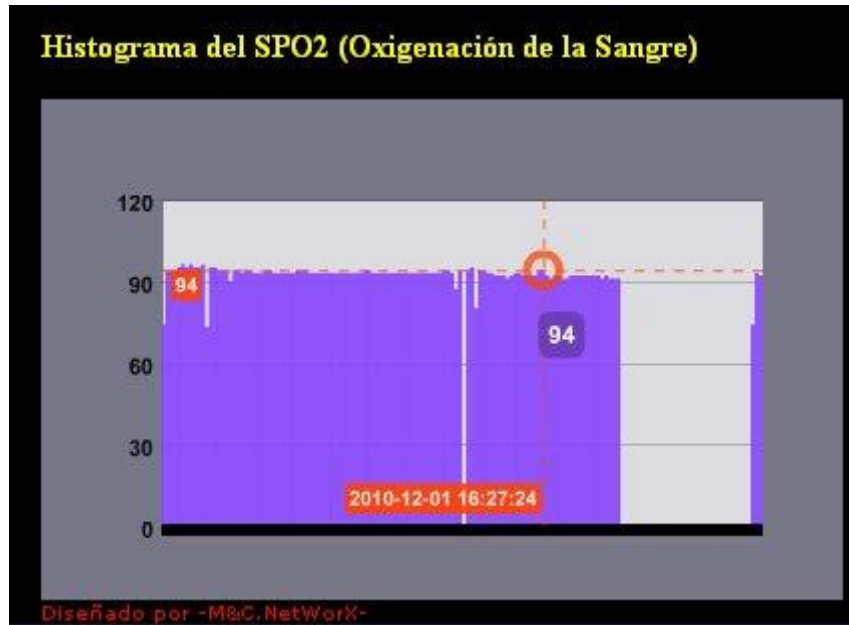


Figura 50. Datos registrados de la SpO2 en la Interfaz Web.

Como se puede apreciar de la Grafica el Paciente tuvo 94% de Oxigenación en la sangre el Día 01 de Diciembre del 2010 a las 16:27 Horas

Pagina Registro: En esta pagina se hace el Registro de los pacientes, para eso se han implementado los diferentes campos para hacer el ingreso de los mismos, y un botón que nos procesa el registro respectivo. Cabe resaltar que también se hace un listado de los pacientes registrados al final de la página, y que al momento de indicar que grabe los datos, este automáticamente volverá a cargar dicha página y se debe apreciar en la lista, los datos del nuevo paciente.

Oximetro URP OnLine

WELCOME

Ingreso de datos al Oxim URP On Line

Nombre:

Apellido Paterno:

Apellido Materno:

Edad:

Documento de Identidad DNI:

DNI	A.Paterno	A.Materno	Nombre	Edad
87654321	Penny	Cabrera	Oscar	50
87654321	Perez	garland	Juan	45
43344999	Raymundo	Luyo	Carlos	24
16660458	Rios	Tapia	Flor	37
12345678	Rosello	Moreno	Gustavo	50
09994333	Talla	Bazan	Cesar	37
07517973	Talla	Yataco	Baltazar	61
72775902	Talla	Rios	Angela Jeanette	9
72775893	Talla	Rios	Cesar	10

Figura 51. Página de Registro de Pacientes por Web.

Página de Enlaces: En esta página se muestran enlaces a las diversas páginas que nos sirvieron de apoyo o fuentes de información para desarrollar nuestra Tesis.



Figura 52. Página de Enlaces de la interfaz Web.

Página de Contacto: Acá mostramos nuestros datos para que algún interesado pueda contactarnos.



Figura 53. Página de Datos de contacto con los desarrolladores en el Sitio Web.

Página de Fotos: En esta página mostramos imágenes de las diversas etapas del desarrollo del proyecto.

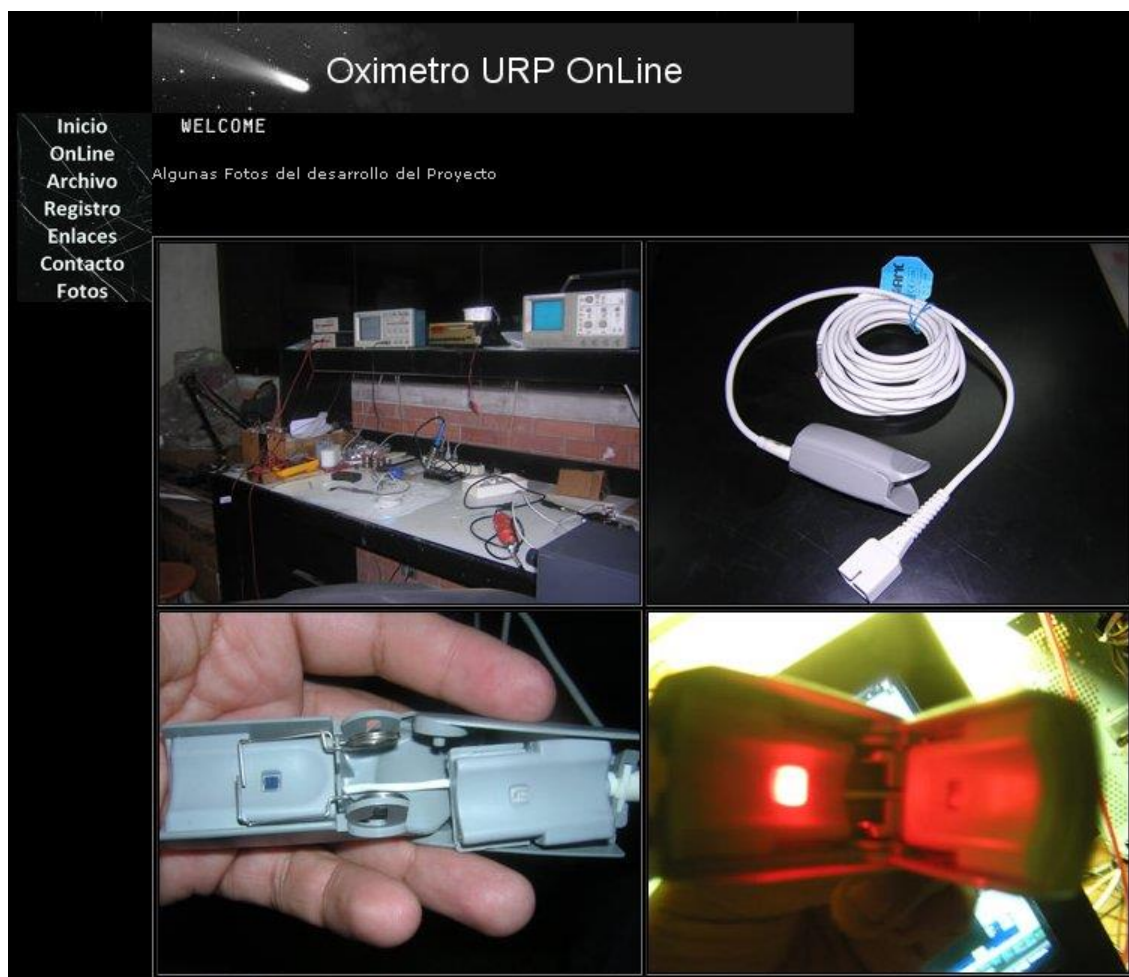


Figura 54. Pantalla de la sección de Fotos del Sitio Web.

4.3 Manejo de Base de Datos

Como sistema de gestión de base de datos elegimos al Programa MySQL™ ya que se desarrolla como software libre, y para un manejo más sencillo del mismo utilizamos la versión demo del Programa Navicat Lite con el cual se crearon las tablas y las estructura de cada una de ellas.

Para este trabajo se crearon tres tablas de datos, que se llamaron:

Pletismográfica: para el almacenamiento de los datos que nos generaran la gráfica Pletismográfica, con los campos de datos que se ve en la Figura 55.

Name	Type	Length	Decimals	Allow Null	
ID	bigint	10	0	<input type="checkbox"/>	1
num	decimal	65	0	<input checked="" type="checkbox"/>	
Pleth	decimal	65	0	<input checked="" type="checkbox"/>	
nummed	decimal	65	0	<input checked="" type="checkbox"/>	

Figura 55. Campos de la base de datos “pletismografica” con sus características.

Oximdata: para el almacenamiento de los datos de la HR y SpO2 y sus respectivos campos.

Name	Type	Length	Decimals	Allow Null	
id	decimal	10	0	<input type="checkbox"/>	1
Hora	datetime	0	0	<input checked="" type="checkbox"/>	
num	decimal	10	0	<input checked="" type="checkbox"/>	
HR	decimal	3	0	<input checked="" type="checkbox"/>	
SPO2	decimal	3	0	<input checked="" type="checkbox"/>	
DNI	char	8	0	<input checked="" type="checkbox"/>	
nummed	decimal	10	0	<input checked="" type="checkbox"/>	

Figura 56. Campos de la base de datos “oximdata” con sus características.

Pacientes: En el cual almacenaremos los datos de cada paciente

The screenshot shows a database management interface for a table named 'pacientes'. The table structure is as follows:

Name	Type	Length	Decimals	Allow Null	
id	bigint	8	0	<input type="checkbox"/>	1
Paterno	char	50	0	<input type="checkbox"/>	
Materno	char	50	0	<input type="checkbox"/>	
Nombres	char	90	0	<input type="checkbox"/>	
DNI	char	8	0	<input type="checkbox"/>	
hr	decimal	3	0	<input type="checkbox"/>	
spo2	decimal	3	0	<input type="checkbox"/>	
Edad	decimal	3	0	<input type="checkbox"/>	
puntero	bit	1	0	<input checked="" type="checkbox"/>	

Figura 57. Campos de la base de datos “pacientes” con sus características.

Capítulo 5. Pruebas de Campo

5.1 Pruebas del Pulsioxímetro usando el Display Incorporado.

Al comenzar nuestro trabajo nos vimos en la disyuntiva de que display gráfico usar así que nos inclinamos por un GLCD con el driver T6963 el cual nos brinda grandes prestaciones graficas y buen contraste de imagen, al comienzo usamos una LCD de 2x16 (Ver *Figura 58*) el cual nos fue muy útil para el manejo inicial de los datos mostrados.

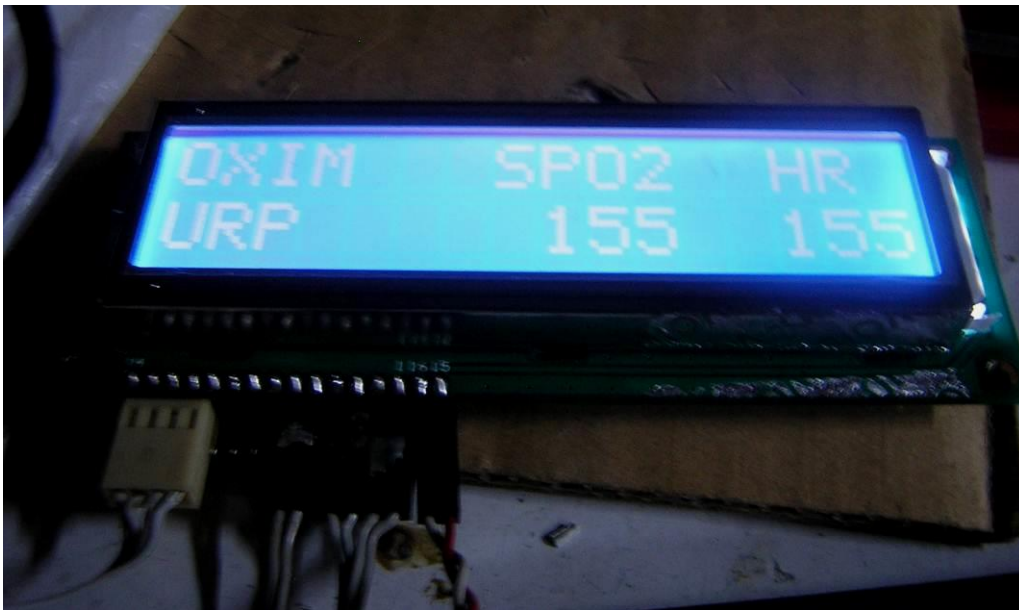


Figura 58. Display LCD inicial de 2x16 caracteres.

Pero al querer nosotros mostrar la grafica Pletismográfica este Display nos resultaba insuficiente así que optamos por el mencionado GLCD Toshiba, el cual implementamos con los indicadores respectivos y la grafica requerida, tal como se ve en la figura a continuación (ver *Figura 59*)

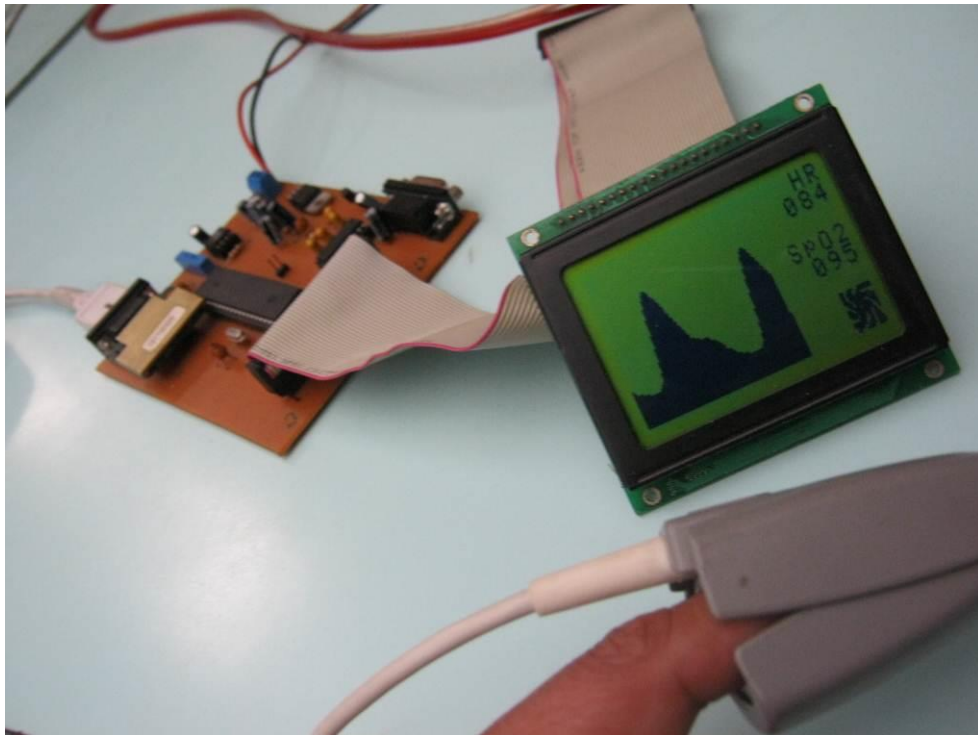


Figura 59. Pantalla GLCD 128x64 con los datos del Oxímetro.

Se aprecia con claridad la Grafica Pletismográfica y los datos de HR de 84bpm y de SPO2 de 95%, al encender el Pulsioxímetro se hizo una animación inicial en la cual mostramos



nuestros datos.

Figura 60. Pantalla GLCD 128x64 con la pantalla inicial.

5.2 Pruebas del Pulsioxímetro Conectado a la PC usando la Interfaz Gráfica.

Acá apreciamos una prueba con la interfaz Grafica y en la cual apreciamos claramente la grafica Pletismográfica, el valor del SPO2 en Porcentaje, el cuadro de status de la SPO2, el status de la SPO2, el valor del Heart Rate (HR) en latidos por minuto (bpm), así como los Histogramas correspondientes de los valores de SPO2 y HR, además del campo de ingreso del numero de DNI y un campo de Datos donde se muestra los datos del Paciente al que corresponde dicho numero de DNI.

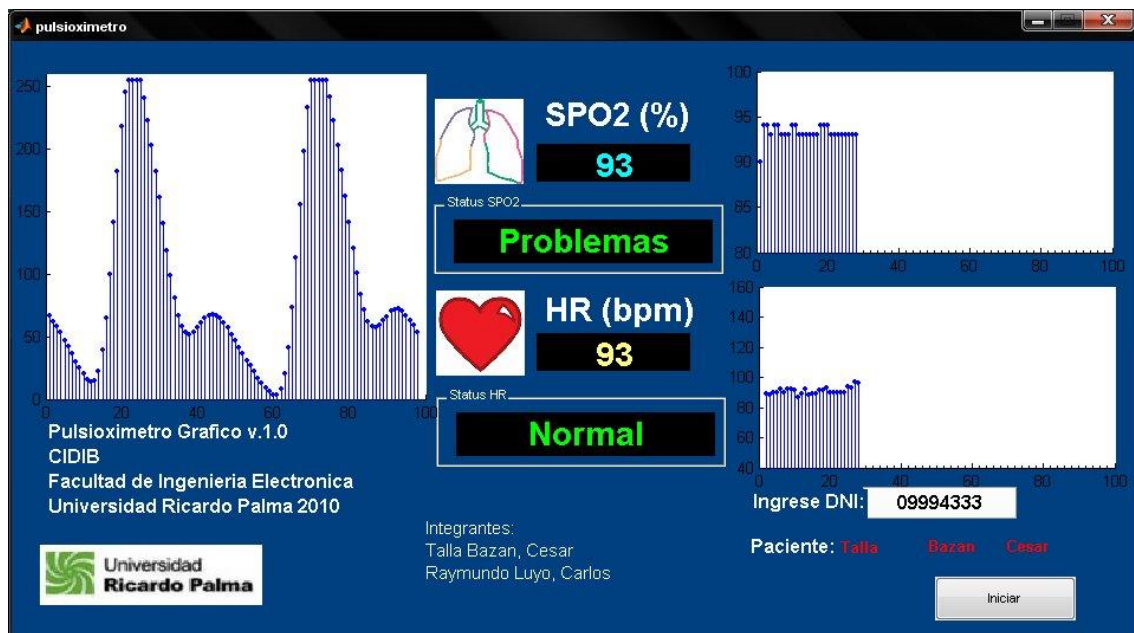


Figura 61. Prueba de funcionamiento con la Interfaz Gráfica.

5.3 Pruebas del Pulsioxímetro usando el Acceso remoto en una Red Local o Intranet.

Para hacer las pruebas en una Red de Área Local o LAN solo se tuvo que direccionar nuestro navegador WEB hacia el numero de IP que tiene nuestro servidor Web dentro de la Red Local, para nuestras pruebas usamos el numero 192.168.2.31, el resultado fue satisfactorio como lo vemos en la *Figura 62*.

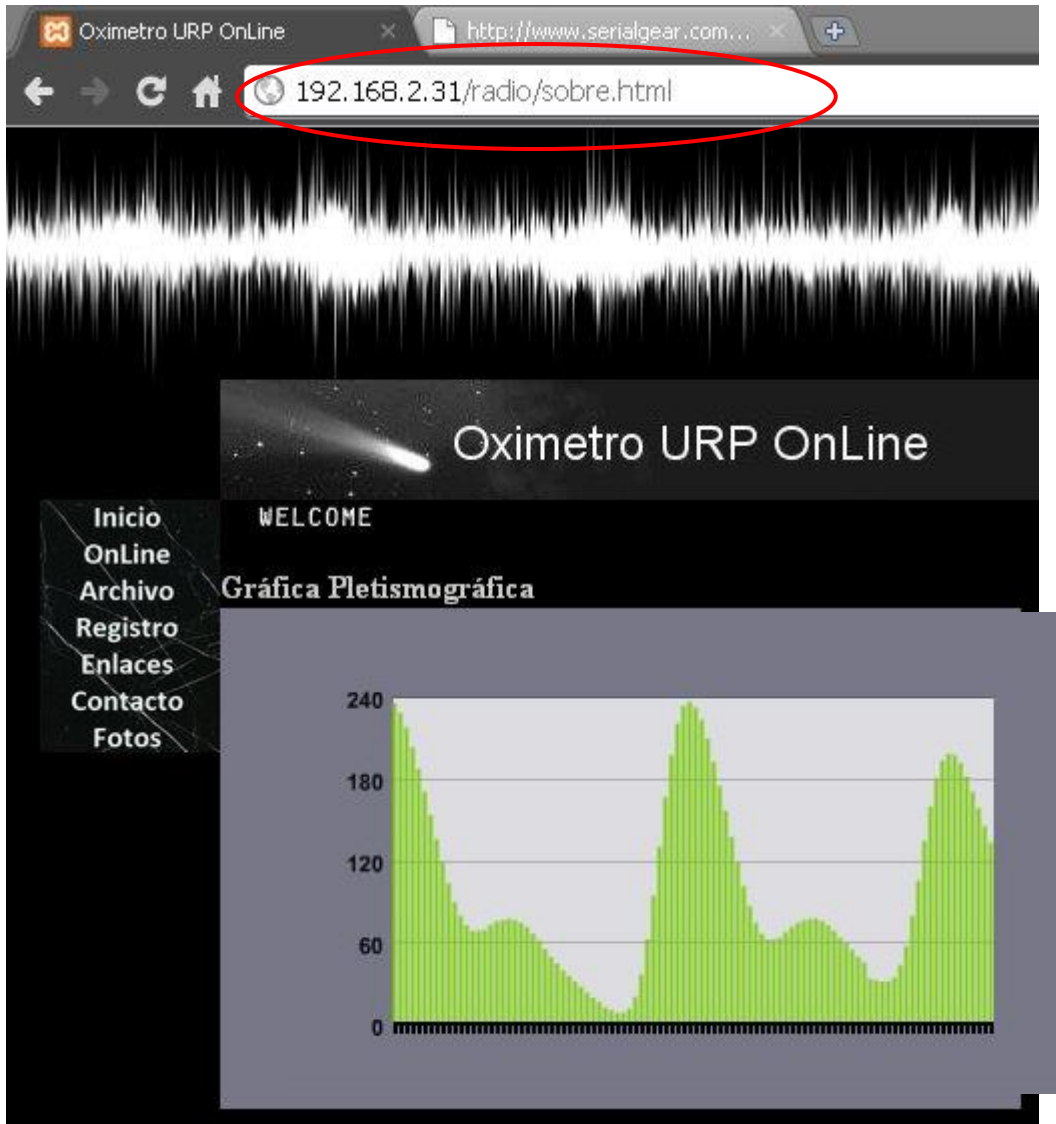


Figura 62. Prueba de acceso desde red local o intranet (LAN).

5.4 Pruebas del Pulsioxímetro usando el Acceso remoto en una Red Internet.

Para hacer las pruebas accediendo desde afuera de la Red local por medio de Internet tuvimos que valernos de una dirección Web gratuita y dinámica, para este caso elegimos la dirección: <http://electronicaurp.dyndns-ip.com>, la cual nos dirige a la dirección IP Pública de nuestra Red Local y mediante configuración del Router indicamos que la dirección IP 192.168.2.31 será nuestro servidor Web y que las peticiones al puerto 80 desde la Red externa se dirijan a dicho servidor.

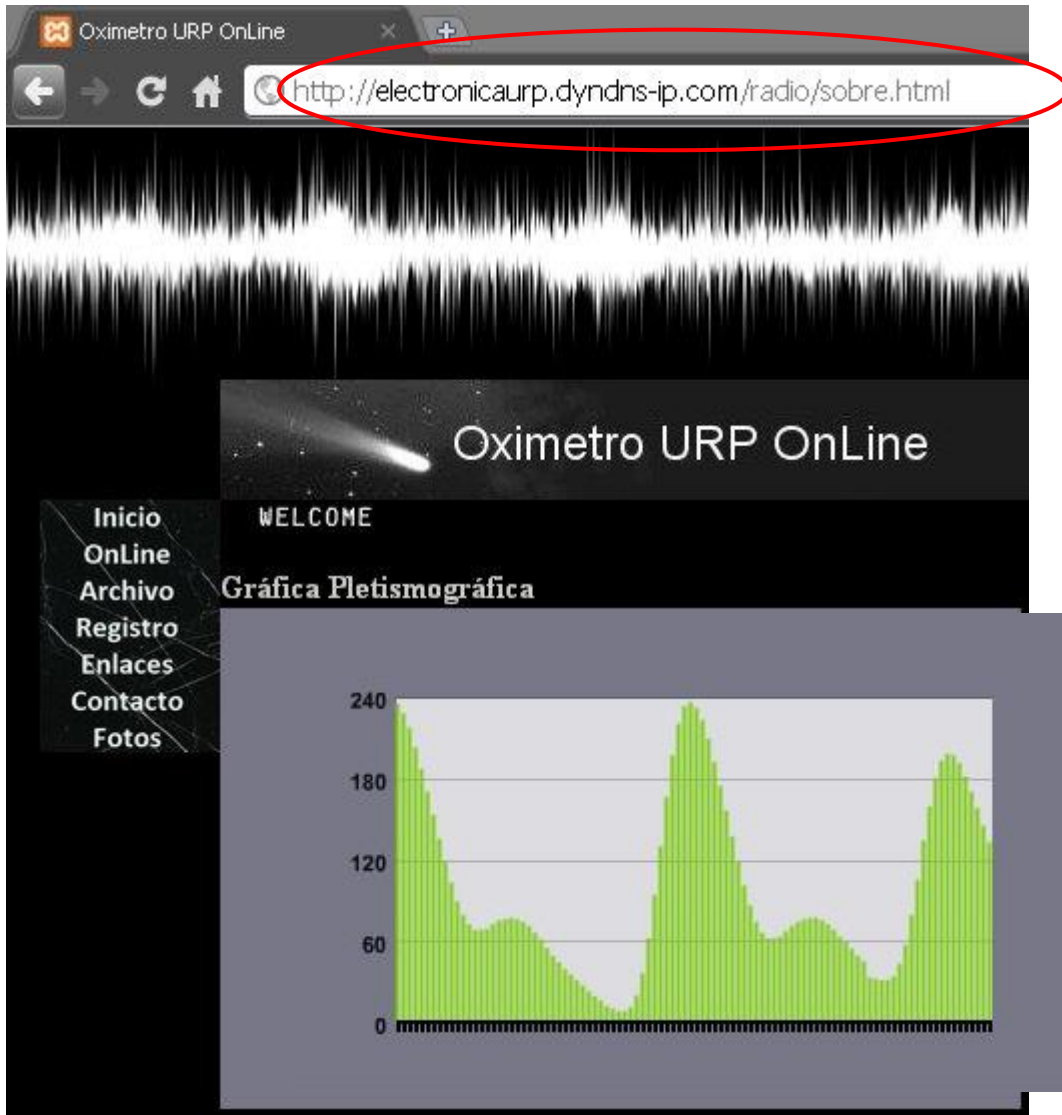


Figura 63. Prueba de acceso desde red externa mediante Internet.

5.5 Prueba del Pulsioxímetro usando Suministro Eléctrico Público y con Banco de Baterías.

Para verificar la estabilidad de los voltajes y cumplir con el requerimiento de la tarjeta de adquisición de datos de no exceder de 50mV de rizado, probamos con ambas alimentaciones eléctricas y el resultado fue el siguiente:

Prueba con alimentación de la red pública. Vemos que cumple con el rango establecido



Figura 64. Medición a la salida del regulador de voltaje con alimentación AC

Prueba con alimentación DC con Batería de Automóvil. También cumple con el rango establecido



Figura 65. Medición a la salida del regulador de voltaje con alimentación DC

Capítulo 6. Detalle Económico

Antecedentes

Durante finales del año 2009, fecha en la que se comenzó este estudio, el MINSA (Ministerio de Salud) compró 77 equipos Biomédicos para Monitoreo y Diagnóstico, este caso puntual Oxímetros de pulso; Con esta compra se cubrió parte de la demanda solo de la ciudad de lima metropolitana y provincias incluyendo callao. Este hecho llama la atención ya que los costos son muy elevados por equipo considerando que es de similar característica a la propuesta desarrollada en este trabajo, la que detallaremos en los capítulos siguientes.

6.1 Estudio de Mercado

En el mercado existen diferentes equipos de oxímetro, entre ellos los mas conocidos son los de la marca NONIN del modelo Avant 9700 cuyas características principales son las de ser un oxímetro portable con interfaz grafica de la onda pletismográfica. Nuestra propuesta al mercado es un producto de similares características como el de interfaz grafica, portabilidad, conexión a la red, aplicativo sobre internet y sobre todo a un costo mucho menor que las marcas existentes. Este detalle abre un mercado amplio en competencia directa con un equipo de similares características. Además, el acceso a la red y a los diferentes smartphones conectados a paquetes de datos hace de este equipo único. Por otro lado, al ser un equipo de un costo mucho menor, se puede considerar como un nuevo mercado los diferentes pacientes que se encuentran en sus respectivas casas en el caso de paciente de edad avanzada, por ejemplo. Sus familiares a través de la red pueden monitorear al paciente durante los días en que se necesite de modo que al percatarse de alguna alarma puedan actuar.

En el ámbito rural, la necesidad de estos equipos en hospitales y/o centros médicos es más alarmante. Considerando que el uso de equipos de cuidados intensivos como el oxímetro es un lujo en localidades donde hay un acceso casi imposible debido a lo agreste de la zona pero con pacientes necesitados de escasos recursos. En el cuadro que se presenta a continuación se presenta el probable número de equipos que se necesiten en los diferentes hospitales o centros hospitalarios públicos del país considerando que no solo serán

utilizados como equipos en unidades de cuidados intensivos sino también en centros de prevención. En un censo sobre las unidades hospitalarias se tiene en siguiente cuadro:

CANTIDAD DE CENTROS HOSPITALARIOS		
Institución	N° Centros de salud	%
MINSA	15730	50
EsSalud	6520	20.7
Sanidades	2307	7.6
Privado	6784	21.6
TOTAL	31431	100

Cuadro 1. Cuadro de centros de salud que equivalen a la necesidad del sector sobre equipamiento.

Fuente: ANÁLISIS DE LA RESPUESTA SOCIAL - Ministerio de Salud

http://www.minsa.gob.pe/estadisticas/estadisticas/SalaSituacional/07_Recursos.pdf

Del cuadro anterior se puede determinar la demanda del sector por centro de salud. De manera que podemos sacar un calculado aproximado de equipos por centro de salud. Posteriormente, se detallara los cálculos necesarios para cubrir la demanda de equipos médicos y en este caso particular, oxímetros en el país.

6.2 Adquisiciones del Estado sobre Oxímetro

Según el documento PSA N° 0001-2006-MINSA sobre para la Adquisición de Equipos Biomédicos para Monitoreo y Diagnóstico se compro la cantidad de 77 Oxímetros de Pulso Adulto Pediátrico de marca NONIN, modelo AVANT 9700, país de procedencia U.S.A. y año de Fabricación 2006. El Ministerio de Salud invirtió la suma de S/. 576,386.66 (Quinientos setenta y seis mil trescientos ochenta y seis y 66/100 Nuevos Soles). Con esta compra se cubrió la necesidad de aproximadamente 30 centros de salud en Lima metropolitana, Lima Provincia y el Callao. Sin embargo, no son la mayoría de centros del país. Objetivo que nos hace pensar en ofrecer oxímetros de calidad y a un precio mayor con otras aplicaciones que dan un valor agregado al producto.

6.3 Comparación de equipos

En el mercado existen varias marcas que fabrican equipos médicos para diagnóstico y presentan innovaciones respectivamente. Sin embargo, la marca más conocida en el mercado mundial es NONIN. Por esa razón, se ha trabajado nuestro equipo de acuerdo a los estándares de NONIN. A continuación se presentan equipos médicos conocidos como Pulse Oximetry:

Avant 9600: Monitor de Oximetría tiene las siguientes bondades:

Alarmas flexibles y versátiles.

Calidad de señal: Indicador cualitativo de fuerza del pulso, Indicador de calidad del pulso y Indicador de sensor.

Requerimiento eléctrico: de 110 a 240 VAC, 50 a 60 Hz.

Gran variedad de sensores Purelight de NONIN, reusables tipo clip, reusables flexibles y desechables.



Figura 66. Oxímetro NONIN AVANT 9600.

Fuente: Brochure - Nonin 9600 - PMedicalOnline.com

<http://www.pmedicalonline.com/Brochures/Nonin/9600Brochure.pdf>

Avant 9700: Monitor de Oximetría con Curva Pletismográfica posee:

Alarmas flexibles y versátiles.

Calidad de señal: Indicador cualitativo de fuerza del pulso, Indicador de calidad del pulso, indicador de sensor y Curva pletismográfica

Requerimiento eléctrico: de 110 a 240 VAC, 50 a 60 Hz.

Excelente lectura de oximetría, inclusive con pacientes que se mueven mucho, la señal no se pierde. (Especialmente niños.)

Gran variedad de sensores Purelight de NONIN, reusables tipo clip, reusables flexibles y



desechables.

Figura 67. Oxímetro NONIN AVANT 9700

Fuente: Brochure Avant 9700 NONIN.

<http://www.nonin.com/documents/Avant%209700%20Brochure.pdf>

Oxim V2.1:

Alarmas flexibles y versátiles.

Calidad de señal: Indicador cualitativo de fuerza del pulso, Indicador de calidad del pulso, indicador de sensor y Curva pletismográfica.

Acceso la red para mostrado de datos

Requerimiento eléctrico: de 110 a 240 VAC, 50 a 60 Hz y 5 VDC.

Excelente lectura de oximetría, inclusive con pacientes que se mueven mucho, la señal no se pierde. (Especialmente niños.)

Aplicativo visual de la señal pletismográfica sobre la red y pueden ser vistos desde cualquier computador conectado a internet.

Gran variedad de sensores Purelight de NONIN, reusables tipo clip, reusables flexibles y desechables.



Figura 68. Oxímetro OXIM V.2.1

Por otro lado, se presenta otro cuadro resumen donde se muestra las características de los tres equipos antes mencionados. Así mismo, cada uno con su respectivo precio en el

mercado. Cabe mencionar que se ha añadido las características de base de datos, acceso a la red y backup de energía solar como claros diferenciales entre ellos.

COMPARACION DE PRECIOS Y CARACTERISTICAS			
Características	OXIM V.2.1	AVANT 9600	AVANT 9700
Input DC	9V	12V	12V
Grafica pleistomográfica	Si	No	Si
Alarmas	Si	Si	Si
Base de datos	Si	No	No
Acceso a Red	Si	No	No
“IEC 60601-1-2”	Si	Si	Si
Backup Energía Panel Solar	Si	No	No
PRECIO	\$504.17	\$1,328.18	\$2,722.01

Cuadro 2. Comparación de precios de los diferentes equipos de monitoreo en el mercado.

Fuente: Licitación Pública por PSA N° 0001-2006-MINSA

6.4 Costo de nuestro equipo

De la siguiente tabla se muestra los precios de los diferentes componentes que se adquirieron para la implementación del equipos de aquí se saca el aproximado del valor total del equipo. Con este valor se puede dar un aproximado del costo en el mercado. A continuación se detallan los costes unitarios y globales de los componentes del Oxímetro.

PRECIO DE LOS COMPONENTES DEL OXIM V2.1			
Componentes	Cantidad	P/Unidad	Total S/.

Componentes			285
Microcontrolador	2	70	140
Placa de Fibra	4	5	20
Cable Serial	1	10	10
OEM	1	380	380
Sensor	1	210	210
Pantalla LCD Grafica	1	180	180
Caja del Equipo	1	50	50
Programación			70
Armado			85
Panel solar	1	250	250
PRECIO		Tota Soles	S/. 1680

Cuadro 3. Cuadro de preciarario de los componentes del OXIM V2.1

El precio mostrado al final del cuadro muestra un costo aproximado del equipo con el se puede ofrecer a los diferentes mercados nacionales. Por otro lado, el equipo entra a una competencia de mercado con similares o mejores características. La diferencia que cabe remarcar es que el oxímetro OXIM V2.1 está pasando por una homologación y pruebas tanto eléctricas como de funcionalidad. Al final de estas pruebas se validara este equipo como apto, este detalle hace que los costos de producción se incrementen con la que el precio puede ser más elevado a lo mostrado en el cuadro presentado.

6.5 Resumen financiero del proyecto “Janpi”

Objetivo del proyecto

El proyecto “Janpi”, nombre quechua para medicina, nace con la necesidad de proveer calidad de salud a las zonas rurales del país en especial en la zona de la sierra central de Junín. Este proyecto considera equipar hospitales y sobre todo postas medicas de la región Junín, distrito de Acobamba, con equipos médicos de monitoreo. En este caso particular Oxímetros de pulso.



Figura 69. Escudo de armas del Distrito de Acobamba Junín

http://www.visitatarma.com/distritos/acobamba/escudo_acobamba.png

Alcance del proyecto

Este proyecto abarca equipos médicos de cuidados intensivos y monitoreo, en este caso particular el oxímetro de pulso OXIM V2.1. La entrega del equipo abarca la implementación del proyecto y el servicio de post venta. Además de interconectar los equipos donde estos se encuentren proporcionando del equipo médico además de internet para su monitoreo y uso no solo del hospital sino también de los pobladores que se puedan beneficiar. Para ello, se utiliza los servicios de datos de alguna empresa de internet satelital los que nos proveerán acceso de internet.

Descripción del proyecto

Para la implementación del OXIM V2.1 se necesita los componentes presentado anteriormente para que se puedan implementar. Luego, el ensamblaje y puesta en marcha del equipo del conjunto de componentes para llegar a un producto final. Posteriormente, se prueba el equipo considerando la obtención de la señal pletismográfica junto con los valores de SpO2 y HR explicados en el primer capítulo de la presente tesis. Consiguientemente, se instalara “Access Points” de acceso a internet por satélite.

Homologación y pruebas del equipo

El equipo comienza con la etapa de pruebas y homologación, es decir el equipo pasa por una serie de pruebas a fin de asegurar que del equipo tenga las mismas características de otro similar. Para eso, se sigue el flujo mostrado en la figura 70 en la que, de acuerdo a protocolos se siguen pasos para saturar el equipo y probar si las funcionalidades son las mismas con las de los equipos en el mercado.

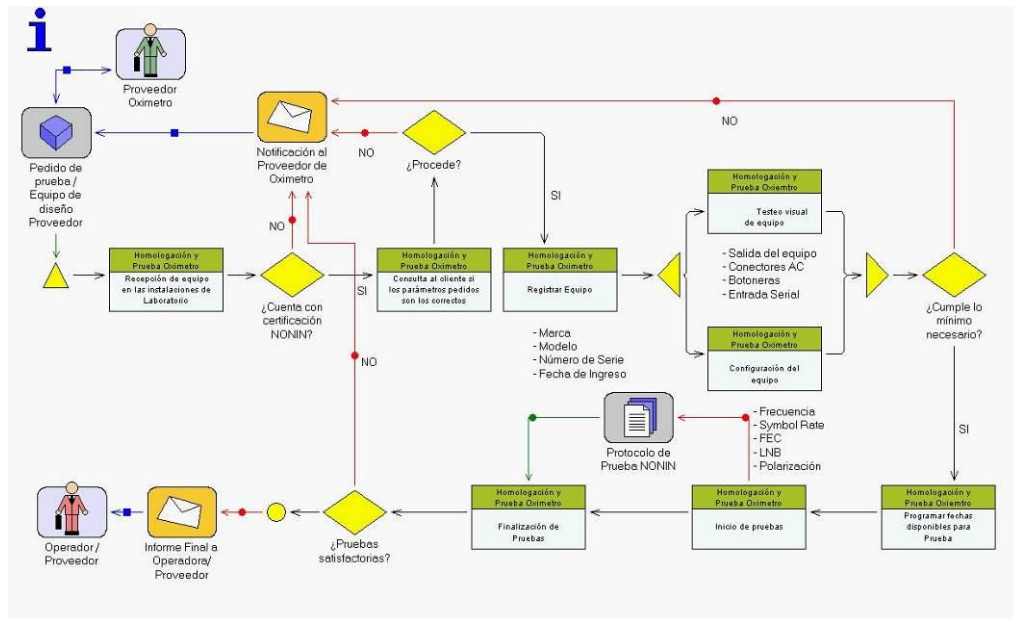


Figura 70. Diagrama de flujo de homologación y pruebas del equipo.

Para cumplir estos tipos de pruebas existen instituciones en el país las que se puede firmar algún tipo de acuerdo comercial para que en sus instalaciones pueda hacerse ese tipo de pruebas.

Costo del proyecto para puesta en marcha

Una vez que pudieron cumplir las condiciones anteriores se pueden presentar un reporte financiero del costo total del proyecto entre ella se evalúa los gastos de acción, es decir puesta en marcha, así como los gastos operativos en los que incluyen mantenimiento de los servidores como soporte 24x7 de la red interna y externa. Estos gastos se asumen por la gobernación distrital, que asume el liderazgo del proyecto. Por otro lado, los gastos operativos descritos a continuación no contemplan la compra del equipo. A continuación se detallan las fases del proyecto con sus respectivos plazos.

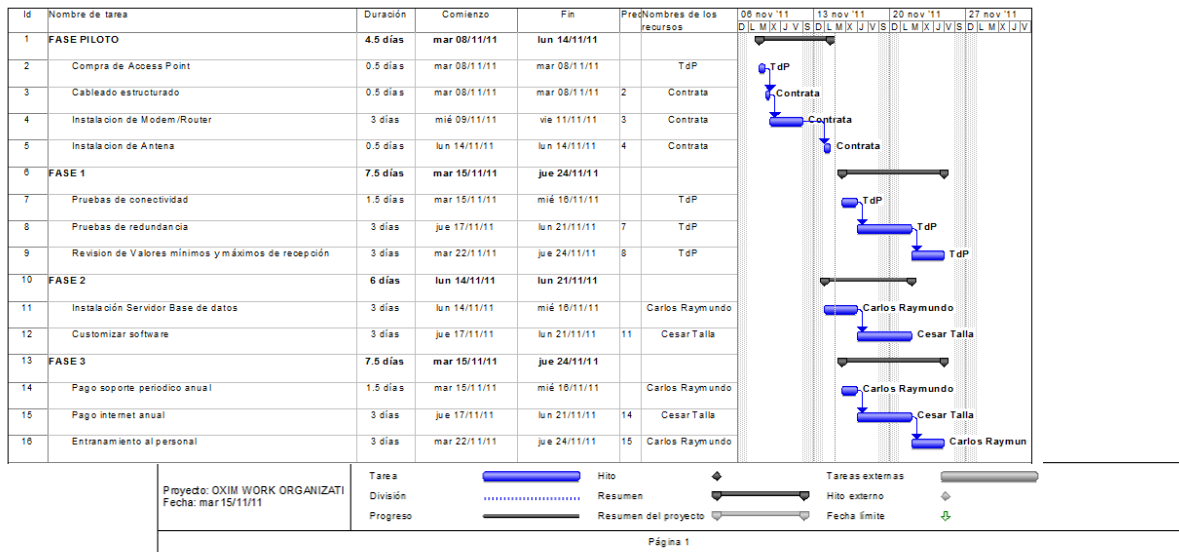


Figura 71. Cronograma de trabajo del proyecto

Por otro lado también se presenta el detalle económico de lo que significa cada fase del proyecto.

GASTOS OPERATIVOS ANUALES	
Características	CAPEX
Fase Piloto	S/. 35,298.90
Fase 1	S/. 1,200.00
Fase 2	S/. 5,150.00
Subtotal Nuevos Soles	S/. 41,648.90
Características	CAPEX
Servidor + software	S/. 20,700.00
Total Global Nuevos Soles	S/. 62,348.90
Características	OPEX

Póliza de mantenimiento	S/. 2,399.403
INTERNET	S/.845.820
Adiestramiento	S/. 849.577
TOTAL Nuevos Soles	S/. 4,034.781

Cuadro 4. Cuadro de gastos operativos anuales.

Capítulo 7. Conclusiones y Perspectivas

7.1 Conclusiones

Del presente trabajo podemos concluir diciendo que se logro el objetivo principal trazado para el presente proyecto de tesis. Y haciendo la observación que habiendo nosotros integrado parámetros médicos con base de datos esta nos permite barajar una serie de posibilidades de desarrollo

7.2 Posibles mejoras y desarrollo posterior

Hay dos posibles aspectos en lo que respecta a este proyecto que podrían ser desarrollados mas adelante los cuales son:

Primero, se podría ver la manera de transmitir los datos de forma inalámbrica desde el pulsioxímetro hasta una PC o central de datos sin afectar el funcionamiento de la tarjeta de adquisición de datos, ya que esta tiene dentro de sus especificaciones, distancias mínimas que restringen el uso de fuentes de radiofrecuencia.

Segundo, si una entidad publica o privada hace el requerimiento se podría hacer la interfase de consulta a la Base de Datos del Registro Nacional de Identificación y Estado Civil (RENIEC), mediante la cual se podría tener acceso a cualquier usuario que ya cuente con su Documento Nacional de Identidad (DNI) y asegurar así la correcta asignación de los datos médicos con la identidad del paciente, además de evitar con esto el ingreso manual de los datos del paciente al Sistema.

Capítulo 8. Referencias Bibliográficas

- [1] Daneri, Pablo (2007) Oxímetros de Pulso (Saturómetros). En Electromedicina – Equipos de Diagnóstico y Cuidados Intensivos (pp. 151-178). Editorial HASA - Argentina
- [2] Carr J, Brown J (1998) Introduction to Biomedical Equipment Technology. Prentice Hall, USA.
- [3] Baura G (2002) System Theory and Practical Applications of Biomedical Signals. John Wiley, USA.
- [4] The Mathworks (2005) System Identification Toolbox for Mtlab 7.0.
- [5] Sonneso G. (1992) ¿Está usted preparada para usar un Pulsioxímetro? En Nursing (pp. 36-40). Editorial Elsevier. España
- [6] IX Taller Teórico-Práctico sobre los Trastornos Respiratorios del Sueño y la Ventilación Mecánica No Invasiva.
<http://www.svnpar.com/parte222.htm>
- [7] CONOCIMIENTOS SOBRE PULSIOXIMETRÍA EN UN GRUPO DE MÉDICOS RESIDENTES Y DIPLOMADOS EN ENFERMERÍA
http://www.semes.org/revista/vol09_2/27-29.pdf
- [8] Enfermedades del Aparato Respiratorio. Pulsioximetría.
http://web.udl.es/usuarios/w4137451/webresp/contenidos_docentes/exploracion/pdf_pruebas/pulsioximetria6.pdf
- [9] Elaboración de GUI's mediante la herramienta GUIDE
<http://ohm.utp.edu.co/~amoa/Documentos/guide.pdf>
- [10] MySQL + MATLAB Driver.
http://www.cristiantala.cl/index.php?option=com_content&view=article&id=62:matlab-mysql&catid=14:matlab&Itemid=5
- [11] Actualizar registros de base de datos en MATLAB.
http://www.mathworks.fr/matlabcentral/newsreader/view_thread/147574
- [12] Portal Medico.
<http://www.portalbiomedico.com/equipamiento-biomedico/oximetro/oximetria-de-pulso-conceptos.html>

ANEXOS

Proceso de armado de Primer Prototipo OximURP

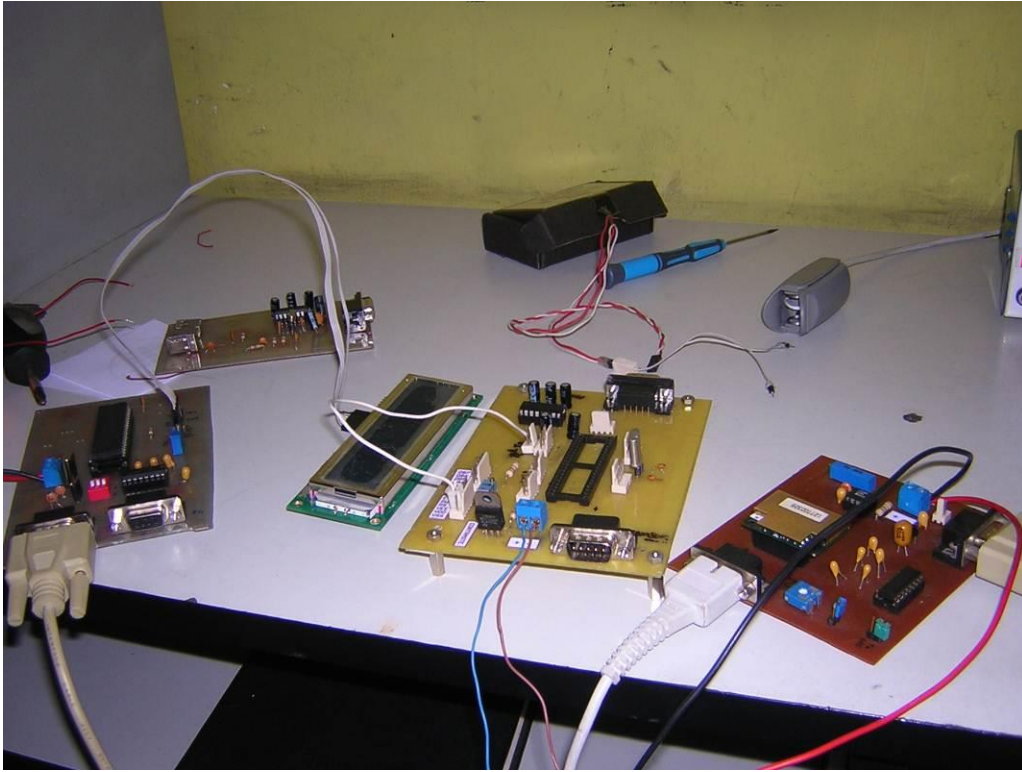


Figura a. Módulos por separado.

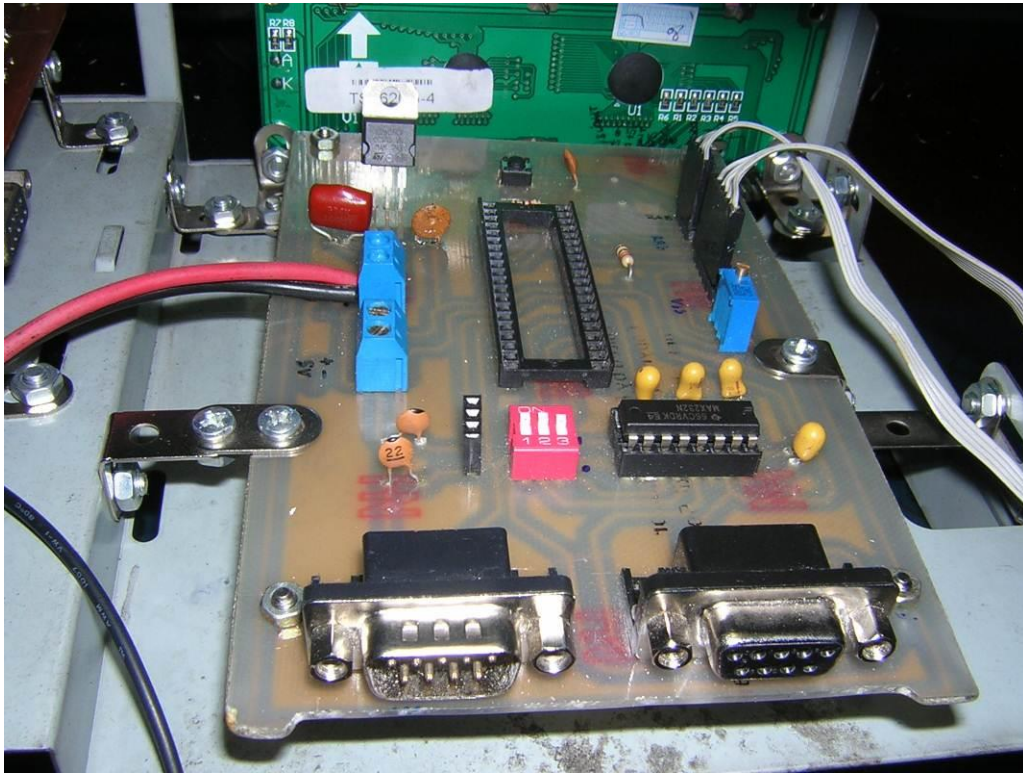


Figura b. Módulo controlador de Pantalla y Transmisión Serial.

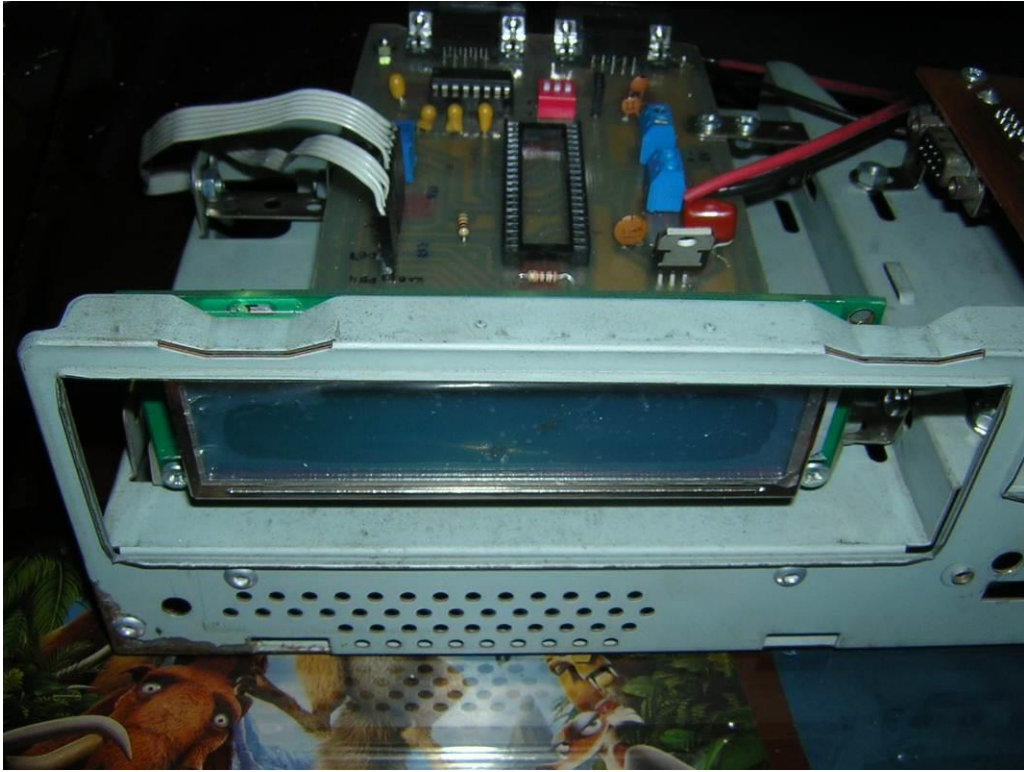


Figura c. Vista frontal del Equipo con la Pantalla LCD 2x16.



Figura d. Todo instalado y listo para cerrar.



Figura e. Vista posterior del Equipo (bornes de alimentación y puerto RS232).



Figura f. Vista Frontal del Equipo armado y funcionando.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. División del Espectro Electromagnético

Figura 2. Diagrama de Absorción de Lambert-Beer.

Figura 3. Gráfica Intensidad de luz transmitida vs. Longitud de camino óptico.

Figura 4. Curva de los coeficientes de absorción para ambas Hemoglobinas.

Figura 5. Sistema de medición pulsátil de dos longitudes de onda.

Figura 6. Componentes de la absorción total de la luz emitida.

Figura 7. Curva que relaciona el parámetro R con la SpO₂.

Figura 8. Equipo SARURO desarrollado por la Universidad Nacional de Colombia.

Figura 9. Pantalla de Monitorización de Signos Vitales Sistema SARURO.

Figura 10. Equipo Electrónico desarrollado por el CIDIB años 2005-2007.

Figura 11. Interfaz Gráfica desarrollada por el CIDIB años 2005-2007.

Figura 12. Pantalla GLCD 128x64 con driver Toshiba T6963c.

Figura 13. Diagrama de tiempos de Pantalla Grafica Toshiba T6963C.

Figura 14. Prueba inicial del GLCD en modo texto.

Figura 15. Prueba del GLCD en modo gráfico con líneas aleatorias.

Figura 16. Prueba del GLCD mezclando modo gráfico y modo texto.

Figura 17. Prueba de captura y muestra de datos recibidos de la Tarjeta Principal.

Figura 18. Pantalla GLCD simulada con el Programa de diseño Proteus®.

Figura 19. Pantalla de Bienvenida simulada en Proteus®

Figura 20. Pantalla de Bienvenida implementada en el equipo.

Figura 21. Presentación del Módulo OEMIII de NONIN®.

Figura 22. Vista frontal y posterior del Módulo OEMIII de NONIN®.

Figura 23. Esquema de un paquete de tramas a la salida del Módulo OEMIII.

Figura 24. Prueba del Microcontrolador en el software de simulación.

Figura 25. Diseño del PCB del OximURP realizado con Eagle.

Figura 26. Vista Previa del PCB en el Programa Eagle.

Figura 27. Prototipo de la Tarjeta de Circuito Impreso (PCB) creado con Eagle 3D.

Figura 28. Tarjeta de Circuito Impreso (PCB) implementado.

Figura 29. Regulador de Voltaje LP2951 montado en nuestro PCB.

Figura 30 Vista general de la Interfaz Gráfica (GUI).

Figura 31. Acercamiento a la gráfica Pletismográfica de la Interfaz Gráfica.

Figura 32. Indicador de la oxigenación de la sangre (SpO2) en porcentaje.

Figura 33. Indicador de estado del SpO2.

Figura 34. Histograma del valor de la SpO2.

Figura 35. Indicador del ritmo cardiaco HR en latidos por minuto.

Figura 36. Indicador de estado del ritmo cardiaco (HR).

Figura 37. Histograma de la HR en la Interfaz Gráfica.

Figura 38. Pantalla de la herramienta de desarrollo GUIDE de MATLAB 7.0.

Figura 39. Esquema de conexión a través de la Internet.

Figura 40. Esquema de conexión punto-punto a través de la Internet.

Figura 41. Dispositivos Electrónicos con acceso Web.

Figura 42. Diagrama de Bloques de transmisión de datos desde el Pulsioxímetro al Servidor de Base de Datos en MySQL®.

Figura 43. Panel de control de la aplicación XAMPP.

Figura 44. Pantalla principal de Macromedia Dreamweaver 8.0.

Figura 45. Página de Inicio de la Interfaz Web.

Figura 46. Pantalla de la Sección OnLine de la interfaz Web.

Figura 47. Pantalla de la Sección Archivo, en la interfaz Web.

Figura 48. Página del Archivo del Paciente, en la interfaz Web.

Figura 49. Datos registrados del HR del Paciente, mostrados en la Web.

Figura 50. Datos registrados de la SpO2 en la Interfaz Web.

Figura 51. Página de Registro de Pacientes por Web.

Figura 52. Página de Enlaces de la interfaz Web.

Figura 53. Página de Datos de contacto con los desarrolladores en el Sitio Web.

Figura 54. Pantalla de la sección de Fotos del Sitio Web.

Figura 55. Campos de la base de datos “pletismografica” con sus características.

Figura 56. Campos de la base de datos “oximdata” con sus características.

Figura 57. Campos de la base de datos “pacientes” con sus características

Figura 58. Prueba de funcionamiento con la Interfaz Gráfica.

Figura 59. Display LCD inicial de 2x16 caracteres.

Figura 60. Pantalla GLCD 128x64 con la pantalla inicial.

Figura 61. Prueba de funcionamiento con la Interfaz Gráfica.

Figura 62. Prueba de acceso desde red local o intranet (LAN).

Figura 63. Prueba de acceso desde red externa mediante Internet.

Figura 64. Medición a la salida del regulador de voltaje con alimentación AC.

Figura 65. Medición a la salida del regulador de voltaje con alimentación DC.

Figura 66. Oxímetro NONIN AVANT 9600

Figura 67. Oxímetro NONIN AVANT 9700

Figura 68. Oxímetro OXIM V.2.1.

Figura 69. Escudo de armas de Acobamba Junín

Figura 70. Diagrama de flujo de homologación y pruebas del equipo.

Figura 71. Cronograma de trabajo del proyecto

LISTA DE CUADROS

Cuadro1. Cuadro de camas en los centros de salud que equivalen a la necesidad del sector sobre equipamiento.

Cuadro 2. Comparación de precios de los diferentes equipos de monitoreo en el mercado.

Cuadro 3. Cuadro de preciarío de los componentes del OXIM V2.1

Cuadro 4. Cuadro de gastos operativos anuales.