

Diseño e Implementación de un Dispositivo de Monitorización de Oximetría

Jenny Suatunce, Darwin Alulema, Flavio Pineda

Departamento de Eléctrica y Electrónica, Universidad de las Fuerzas Armadas-ESPE,
Sangolquí, Ecuador

age_jenny@hotmail.com

fmpineda@espe.edu.ec

darwinalulema@gmail.com

Resumen— El presente documento es una recopilación del proceso de desarrollo e implementación de un dispositivo que monitoriza la saturación de oxígeno presente en la sangre (SpO₂) y la frecuencia cardíaca de una persona en latidos por minuto (bpm), mediante el acondicionamiento de la señal obtenida del sensor Nellcor DS-100A que incluye una etapa de conversión de la señal a corriente voltaje, una etapa de filtrado de ruido presente en la señal y finalmente una etapa de amplificación de la señal, además del control de los leds internos de dicho sensor para su correcto funcionamiento, la señal del sensor acondicionada entra a la tarjeta IOIO exclusiva para dispositivos móviles con sistema operativos Android, para realizar el procesamiento de la señal que ingresa a la tarjeta mediante el lenguaje de programación Java en el entorno Eclipse que finalmente presenta los resultados de la medición en una interfaz gráfica que se despliega en el dispositivo móvil, la interfaz gráfica incluye una base de datos que guarda los resultados de la medición de la persona.

I. INTRODUCCIÓN

El transporte de oxígeno en la sangre es de gran importancia para una correcta producción de energía indispensable para el metabolismo celular en todos los tejidos del organismo, mucho o poco de O₂ puede ocasionar enfermedad o muerte por lo que es necesario cuantificar la cantidad de O₂ en la sangre; es por ello que la saturación de oxígeno y frecuencia cardíaca son señales vitales para el diagnóstico precoz de enfermedades del corazón así como complicaciones respiratorias; monitorizar adecuadamente el estado respiratorio del paciente ha sido un tema constante para los médicos y conlleva el análisis de los gases en la sangre mediante extracciones y monitorización continua, siendo este último método de extraordinaria importancia, pues el estado del paciente grave puede cambiar bruscamente.

La necesidad de un oxímetro de pulso no solo en situaciones de emergencia sino también con fines preventivos permitirá controlar el nivel de oxígeno así como la frecuencia cardíaca desde cualquier lugar y saber cuándo se tiene que aumentar la tasa de flujo de oxígeno suplementario o buscar un diagnóstico más especializado.

II. DESARROLLO

A. Oximetría de Pulso

El porcentaje de saturación de oxígeno unido a la

hemoglobina en la sangre arterial se denomina SaO₂ y cuando se mide por un oxímetro de pulso, este valor se denomina SpO₂.

La oximetría de pulso mide de forma no invasiva la saturación de oxígeno (SpO₂) de la sangre arterial en relación a la cantidad de hemoglobina presente y la cantidad de hemoglobina combinada con oxígeno que es transportada desde los pulmones hasta los tejidos.

La medición se realiza mediante un oxímetro de pulso que es un monitor clínico que consiste en un sistema pulsátil con dos diodos emisores de luz, uno para la luz roja y otro para la luz infrarroja y un fotodiodo detector que es capaz de medir tres niveles lumínicos diferentes: la luz roja, la luz infrarroja y la luz ambiente; la luz atraviesa el árbol arterial y la SpO₂ se determina por la proporción de luz roja e infrarroja que es absorbida y transmitida por las propiedades de absorción de luz que posee la hemoglobina oxigenada (HbO₂) y la hemoglobina reducida (Hb) para la luz roja, en torno a 660 nm, y para la luz infrarroja, en torno a 940 nm vista en la Fig. 1, la luz roja es absorbida selectivamente por la Hb reducida, mientras que la HbO₂ absorbe selectivamente la luz infrarroja esto se debe a que cada molécula tiene diferente coeficiente de absorción.

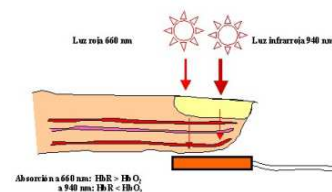


Figura 1: Absorción de luz mediante un oxímetro de pulso (SL, 2000)

1) Ley de Beer

La cantidad de luz absorbida es proporcional a la concentración de la hemoglobina en el vaso sanguíneo: En la Fig. 2 se muestran dos sitios de medición con el mismo diámetro sin embargo el vaso sanguíneo de uno de los sitios de medición tiene una baja concentración de Hb o un número bajo de Hb en cada unidad de volumen de sangre por lo que a más hemoglobina por unidad de superficie, más será la luz absorbida por lo que el oxímetro de pulso sabe cuanta luz ha sido absorbida, esta ley se aplica a sustancias que absorben energía radiante y relaciona la concentración de un soluto en solución con la intensidad de la luz transmitida a través de la solución.

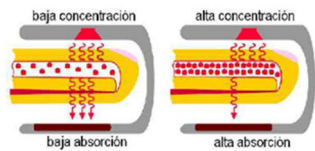


Figura 2: Absorción de la luz dependiendo de la concentración de Hb presente en el lugar de medición (Vizcaíno & Suntasig Soria, 2011)

2) Ley de Lambert

La cantidad de luz absorbida es proporcional a la longitud de la trayectoria de la luz: La cantidad de luz absorbida es proporcional a la longitud del camino que la luz tiene que viajar en la sustancia que absorbe, mientras más largo sea el camino que la luz tiene que viajar, más será la luz absorbida. En la Fig. 3, se muestra dos sitios de medición con el mismo diámetro se tiene la misma concentración de hemoglobina por unidad de área; sin embargo una de las arterias es más ancha que la otra, en el momento que se aplica la luz esta tiene que viajar a través de la arteria, la luz viaja un camino más corto en la arteria más estrecha y viaja un camino más largo en la arteria más ancha.

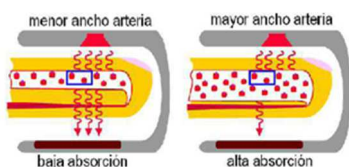


Figura 3: Absorción de la luz dependiendo de la longitud de la trayectoria de la luz (Vizcaíno & Suntasig Soria, 2011)

B. Estudio de la Arquitectura Android

1) Sistemas Operativos Móviles

“Un sistema operativo móvil es un sistema que controla un dispositivo móvil partiendo de la definición de que un sistema operativo facilita al usuario las herramientas e interfaces adecuadas para la realización de sus tareas, el sistema operativo móvil también está orientado a la conectividad inalámbrica, los formatos multimedia para móviles y las diferentes maneras de introducir información en ellos”(Aponte Gómez & Dávila Ramírez, 2011).

Tipos de sistemas Operativos Móviles

- Palm OS
- Symbian OS
- Black Berry OS
- Windows
- iPhone IOS

2) Android OS

Android es un sistema operativo y una plataforma de software basada en Kernel de Linux versión 2.6 para funciones como seguridad, manejo de memoria, manejo de procesos, networking y modelo de controladores; es un sistema operativo que es usado por tablets, netbooks, reproductores de música y PC's, tiene capacidad para que cualquier persona pueda acceder a la realización de nuevas aplicaciones incluso modificar el sistema operativo debido a que es un sistema libre.

Capas del Sistema Operativo Android

Las capas del sistema operativo Android se observan en la Figura. 4.

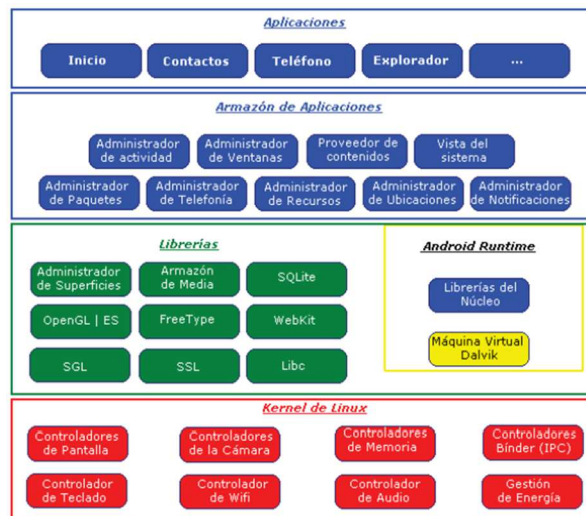


Figura 4: Sistemas de capas de Android (Sanz, Saucedo, & Torralbo)

- Kernel de Linux

Android se basa en Kernel o núcleo de Linux versión 2.6 es definido como el corazón del sistema operativo encargado de que el software y el hardware del dispositivo móvil puedan trabajar juntos.

- Librerías

Esta capa está compuesta por las bibliotecas nativas de Android o librería, proporcionan a Android la mayor parte de sus capacidades y características así como funcionalidad a las aplicaciones para tareas que se repiten con frecuencia, evitando tener que codificarlas cada vez y garantizando que se lleven a cabo de la forma más eficiente, están escritas en C o C++ y compiladas para la arquitectura hardware específica del teléfono.

- Entorno de Ejecución

La capa de entorno de ejecución no es una capa independiente puesto que está formada de librerías con funcionalidad habitual de Java así como especificaciones de Android.

- Framework de Aplicaciones

La capa de framework de aplicaciones son servicios que usan las aplicaciones para realizar las funciones, su estructura cuenta con librerías las cuales la mayoría son java que acceden a los recursos del entorno de ejecución y el kernel de linux por medio de la máquina virtual.

- Aplicaciones

Esta capa contiene, las aplicaciones incluidas por defecto de Android como aquellas que el usuario vaya añadiendo posteriormente, ya sean de terceras empresas o de su propio desarrollo. Todas estas aplicaciones utilizan los servicios, las API y librerías de los niveles anteriores.

3) *Tarjetas Inteligentes que permiten la Comunicación de Circuitos Electrónicos Con Dispositivos Móviles*

TARJETA IOIO

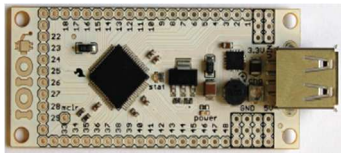


Figura 5: Tarjeta IOIO (Monk)

IOIO es una tarjeta para dispositivos móviles con sistema operativo Android versión superior a 1.5 mediante el cual se puede realizar la conexión con dispositivos electrónicos utilizando conexión USB además que es totalmente controlable desde una aplicación Android usando una simple e intuitiva API de JAVA llamada IOIO Manager sin que se realice ninguna modificación al teléfono.

ARDUINO



Figura 6: Tarjeta Arduino

Arduino es una plataforma de hardware libre, basada en una placa con un microcontrolador y un entorno de desarrollo, diseñada para facilitar el uso de la electrónica en proyectos multidisciplinarios.

Arduino toma información del entorno a través de sus pines de entrada de toda una gama de sensores, controlando luces, motores y otros actuadores. El microcontrolador en la placa Arduino se programa mediante el lenguaje de programación Arduino y el entorno de desarrollo Arduino. Los proyectos hechos con Arduino pueden ejecutarse sin necesidad de conectar a un ordenador.

Arduino ADK posee un conector de alimentación de CC y un conector USB para la conexión con dispositivos móviles con sistema operativo Android. El conector de programación y depuración, sin embargo, difiere en ser un conector USB estándar (tipo B receptáculo). El botón de reinicio se encuentra en el otro extremo de la tabla y el chip ATmega se encuentra en el centro del tablero.

C. Desarrollo e Implementación del Hardware

El prototipo a diseñarse medirá la concentración de oxígeno en la sangre y frecuencia cardiaca de una persona y mostrará los resultados de la medición en un dispositivo móvil con sistema operativo Android, para lo cual se empleará un sensor que debe ser capaz de acoplarse al dispositivo móvil a través de una etapa que acondicione la

señal proveniente del sensor también dispondrá de una tarjeta que es la encargada de realizar la conexión de dispositivos móviles con dispositivo electrónicos utilizando conexión USB para que dicha señal sea procesada y presentada en una interfaz gráfica en el dispositivo móvil, el esquema general del prototipo se observa en la Fig. 4.

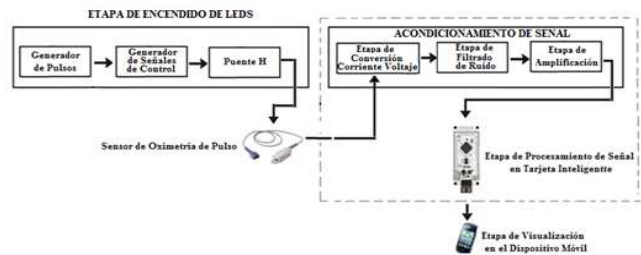


Figura 7: Esquema General del Prototipo.

1) *Sensor Nellcor DS-100A*

El sensor Nellcor DS-100A está indicado para vigilancia continua no invasiva de la saturación de oxígeno arterial y la frecuencia del pulso en pacientes de más de 40 kg de peso.

El sensor puede utilizarse en el mismo lugar durante un máximo de 4 horas, siempre que se compruebe periódicamente el lugar para garantizar la integridad de la piel y para corregir la posición. Debido a que el estado individual de la piel afecta a la capacidad de ésta para tolerar la colocación del sensor, con algunos pacientes puede ser necesario cambiar de lugar el sensor más frecuentemente, no se debe realizar las mediciones en dedos del pie ni en manos ni en pies de niños.

- Configuración de los pines del Sensor

La configuración de los pines del conector DB-9 hembra del sensor Nellcor DS-100A se identifica en la Figura. 8. Así como la descripción del mismo mostrada en la Tabla. 1.



Figura 8: Conector DB-9 hembra del sensor Nellcor

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 (-)

Tabla 1: Descripción de los pines del sensor Nellcor DS-100^a

2) Etapa de Encendido de Leds del Sensor

La tensión umbral de los diodos leds rojo e infrarrojo varía dependiendo del color del diodo vista en la Tabla. 2. 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 como se muestra en la Fig. 9, para que al conmutar la polarización se encienda uno u otro, por lo que se requiere una etapa que controle el encendido y apagado de los leds de forma alterna, esta etapa consta de un generador pulsos, un generador de señales de control, y un circuito puente H.

Tabla 2: Tensión umbral del led rojo e infrarrojo (Valencia, 2007)

COLOR	TENSIÓN DE UMBRAL
Infrarrojo	1,3V
Rojo	1,7V

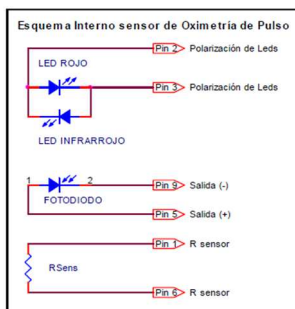


Figura 9: Esquema interno del sensor de oximetría de pulso

• Puente H

El puente H es un circuito electrónico 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 la que se alimenta al motor y por tanto indican el avance o retroceso del mismo, pero para el presente proyecto indicaran el encendido del led rojo o del led infrarrojo colocados inversamente. La Figura. 10 muestra el Puente H implementado.

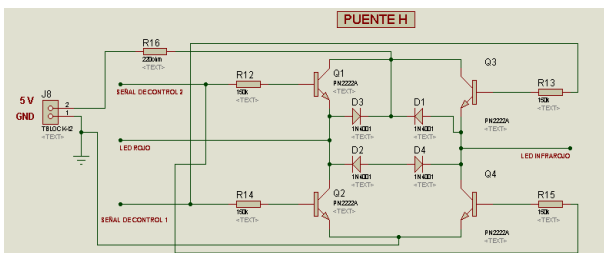


Figura 10: Esquema interno del sensor de oximetría de pulso

• Generador de 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 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. El circuito formado a partir de la tabla de verdad se muestra en la Figura. 11

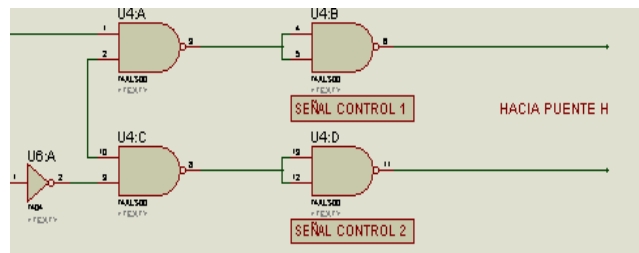


Figura 11: Esquema del circuito de generador de Señales de Control

• Generador de Pulso

Para obtener los valores del generador de pulso se puede hacer cálculos en los intervalos de tiempo durante los cuales la salida está en alto y en bajo usando las siguientes ecuaciones:

$$T_{alto} \approx 0,7(R_1 + R_2)C_1$$

$$T_{bajo} \approx 0,7R_2C_1$$

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

$$f = \frac{1}{T} = \frac{1,44}{(R_1 + 2R_2)C_1}$$

C_2 sirve como filtro del ruido introducido por la fuente de alimentación y cuyo valor por lo general es de 0.01 μ 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 58K Ω con lo que:

$$C_1 \approx \frac{T_{bajo}}{0,7 * 0,2} \approx \frac{3s}{0,7 * 58K} \approx 73,8\mu F \approx 70\mu F$$

$$R1 \approx \frac{Talto}{0,7 * C1} - R2 \approx \frac{4s}{0,7 * 73,8uF} - 58K \approx 19429$$

$$= 20K$$

$$f = \frac{1}{T} = \frac{1,44}{(20k + 2(58k)70uF)}$$

$$f = \frac{1,44}{9,52} = 0,15$$

El esquema del generador pulsos se muestra en la Fig. 12.

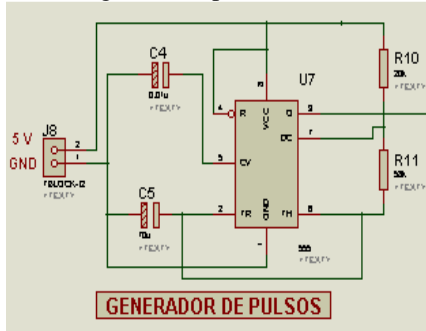


Figura 129: Esquema del circuito de generador de Pulsos

3) Etapa de Acondicionamiento de la Señal

De acuerdo con las especificaciones técnicas del sensor Nellcor DS-100A se puede constatar que entrega una corriente en el orden de los μA , debido a que es una señal muy pequeña pasaría desapercibida por lo que se necesita una etapa de amplificación así como de conversión de corriente a voltaje.

- Etapa de Conversión Corriente Voltaje

El fotodiodo del sensor produce corriente en el rango de 0 a $800\mu A$, dependiendo de la cantidad de luz incidente, la cual es muy pequeña por lo que necesita una etapa de amplificación. Se decidió implementar la siguiente configuración para convertir la corriente en voltaje vista en la Fig.13.

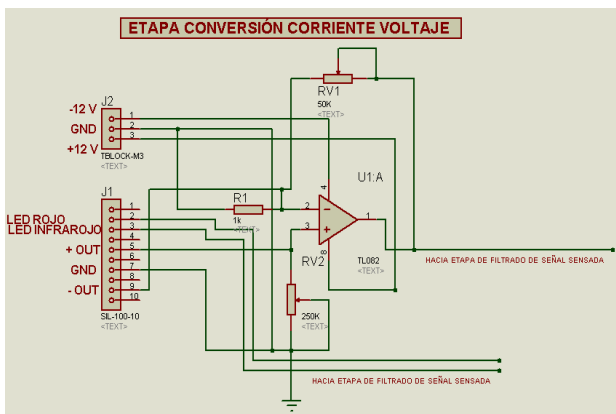


Figura 1310: Convertor de corriente al voltaje

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

potenciómetro R2 de $250 K\Omega$.

Se hizo el uso de la familia amplificador operacional JFET-entrada TL082 que cuentan con altas velocidades de rotación, sesgo de entrada baja, corrientes de compensación, y un coeficiente de temperatura baja tensión de offset.

$$V_o = I_p R2 \left(1 + \frac{R3}{R1}\right)$$

- Etapa de Filtrado de Ruido

Después de la conversión de corriente a voltaje se debe implementar un filtro que elimine todo el ruido presente en la señal, principalmente ruidos de alta frecuencia que generalmente son causados por la fuente de poder del sistema.

Un filtro pasa bajo permite el paso de las frecuencias más bajas y atenúa las frecuencias más altas. El filtro requiere de dos terminales de entrada y dos de salida, de una caja negra, también denominada cuádrupolo o bipuerto, así todas las frecuencias se pueden presentar a la entrada, pero a la salida solo estarán presentes las que permita pasar el filtro.

La respuesta ideal de un filtro pasabajos puede verse en la Figura. 14.

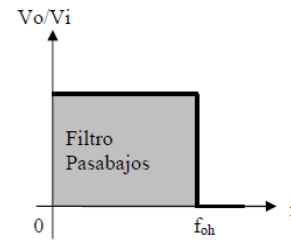


Figura14: Respuesta de filtro pasabajos ideal (Valencia, 2007)

Un filtro pasabajos de primer orden que usa un solo resistor y condensador tiene una pendiente de atenuación de $-20dB$ por década. La conexión de dos secciones de filtro de primer orden, da como resultado un filtro pasabajos de segundo orden, con corte a $-40dB$ por década, mucho más cercano a las características ideales de la Fig. 15.

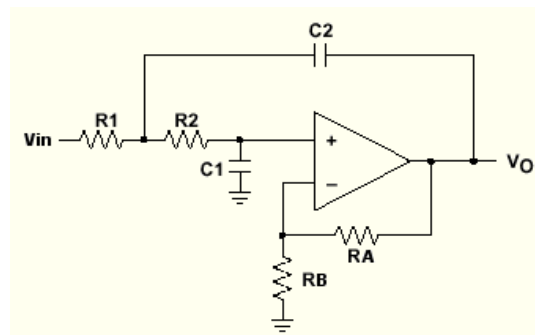


Figura 1511: Filtro pasabajos de Segundo orden (KEY, s.f.)

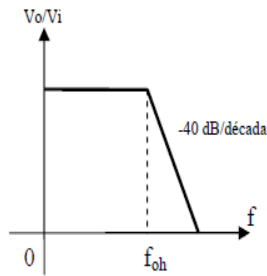


Figura 1612: Filtro pasabajos de segundo orden (Valencia, 2007)

Para garantizar la pureza de la señal, se ha implementado un filtro pasabajos de segundo orden con una frecuencia de corte $f_{oh} = 3\text{Hz}$, para eliminar las señales AC que corresponden a ruidos extraños, además de establecer una ganancia del filtro de 1,5 ya que con este valor se garantiza la respuesta del circuito. Los valores para las resistencias se calculan a continuación.

$$A_v = 1,5 \qquad f_{oh} = 3\text{Hz}$$

$$A_v = 1 + \frac{R_f}{R_i} \qquad f_{oh} = \frac{1}{2\pi RC}$$

Si $R_f = 50\text{K}$ Si fijamos $C = 1\mu\text{F}$

$$R_i = \frac{50\text{K}}{(1,5 - 1)} \qquad R = \frac{1}{2\pi(3\text{Hz})(1\mu\text{F})}$$

$$R_i = 100\text{K} \qquad R = 53051,6 \cong 53\text{K} \cong 50\text{K}$$

El esquema final del circuito filtro pasabajos diseñado se muestra en la Fig. 17.

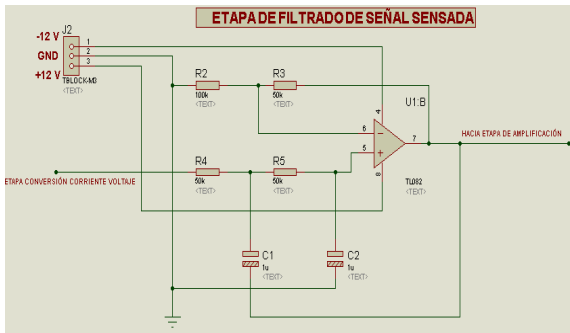


Figura 1713: Filtro pasabajos final

- Etapa de Amplificación

Para la etapa de amplificación se ha utilizado un amplificador de instrumentación que son amplificadores diferenciales con un CMRR alto (Rechazo al modo común) debido a su versatilidad ya que se lo puede utilizar tanto como amplificador inversor como no inversor, además de permitir distinguir entre la señal y el ruido valores altos de CMRR.

El amplificador de Instrumentación consta de un amplificador diferencial y dos amplificadores inversores los cuales se pueden observar en la Figura. 18.

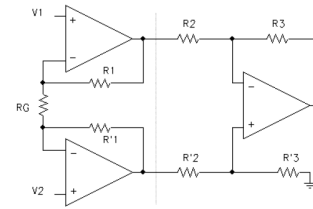


Figura 1814: Esquema de un Amplificador de Instrumentación

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:

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

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

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. El diseño final del circuito se observa en la Fig. 19.

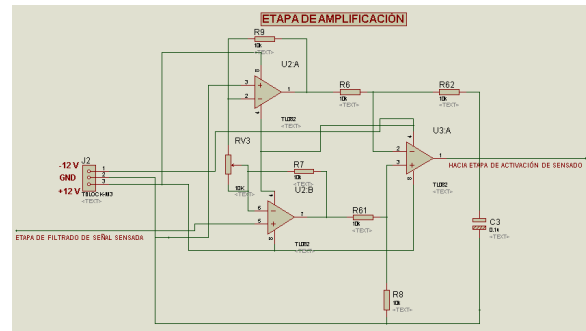


Figura 19: Amplificador de Instrumentación diseñado

4) Implementación del Prototipo

Para el desarrollo del diseño, simulación, depuración y construcción del prototipo se utilizó Proteus que es una herramienta para la elaboración avanzada de esquemas electrónicos y la interacción de elementos que integra el circuito a diseñarse además cuenta con un módulo para diseño de circuitos impresos el cual será utilizado en la elaboración e implementación del prototipo.

- Descripción del Software para el Ruteado

Para el diseño del ruteado del prototipo se utilizó ARES, herramienta para la elaboración de placas de circuito impreso con posicionado automático de elementos y generación automática de pistas, que permite el uso de hasta 16 capas.

La fórmula obtenida a partir de los datos en obtención de la Saturación de Oxígeno es:

$$pO_2 = ((110) + (-25) * R)$$

Para la obtención de la frecuencia cardiaca 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 cardiaco, que serán contados en el transcurso de un minuto.

Para la obtención de los latidos de una persona en el lapso de un minuto se obtiene a partir de la ecuación

$$Bpm = \frac{60 \times \text{contador}}{T\text{segundos}}$$

- Diagrama de Casos de Uso

La interacción del usuario con los procesos del sistema se muestra en la Figura. 24. Donde se indica todas las acciones que realizarán el usuario y la respuesta a dicha acción.

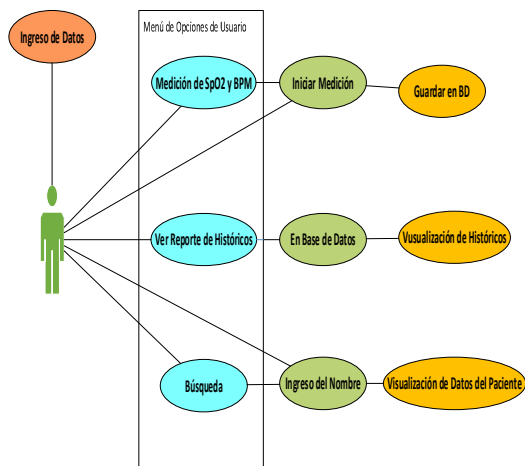


Figura24: Diagrama de Casos de Uso

Finalmente la Figura. 25, muestra la interfaz donde se visualizan los resultados de la medición así como el almacenamiento de los mismos en la interfaz de base de datos.



Figura25: Interfaz de Resultados de la medición

E. Pruebas De Funcionalidad

Para realizar las pruebas de funcionalidad se han tomado dos escenarios los mismos que permitieron comprobar la efectividad del sensor así como también su respectivo porcentaje de error. Estos escenarios se utilizarán tanto en

personas sanas como enfermas.

Los escenarios a considerar están definidos de la siguiente manera:

- **Escenario 1:** Toma como referencia de medición un sensor comercial.
- **Escenario 2:** Toma como referencia el prototipo implementado.

1) Resultados Obtenidos entre Escenario 1 Y Escenario 2 con Personas Sanas

Prueba No	Oxímetro Comercial		Oxímetro Diseñado		Error	
	SpO2 (%)	fc (bpm)	SpO2 (%)	fc (bpm)	SpO2 (%)	fc (bpm)
1	93	72	93	75	0%	4,16%
2	91	67	89	64	2,19%	4,47%
3	93	61	91	62	2,15%	1,635
4	94	65	93	68	1,06%	4,61%
5	90	85	93	82	3,33%	3,52%

Figura26: Cuadro de Resultados con personas sanas

1) Resultados Obtenidos entre Escenario 1 Y Escenario 2 con Personas Enfermas

Paciente No	Oxímetro Comercial		Oxímetro Diseñado		Error	
	SpO2 (%)	fc (bpm)	SpO2 (%)	fc (bpm)	SpO2 (%)	fc (bpm)
1	82	110	84	108	2,43%	1,81%
2	78	90	79	89	1,28%	1,11%
3	85	115	82	110	3,52%	4,34%
4	78	89	81	88	3,84%	1,12%
5	81	110	83	107	2,46%	2,72%

Figura27: Cuadro de Resultados con personas enfermas

III. CONCLUSIONES

De la implementación de la etapa de encendido de leds se concluye que el nivel de corriente está directamente relacionado con la intensidad de luz de los leds del sensor Nellcor DS-100A; sin embargo de acuerdo a las características descritas no se debe sobrepasar los 50mA por precaución a posibles daños del sensor y tampoco puede estar por debajo de los 4mA, ya que es la intensidad mínima que se aplica a un led para que se encienda.

De las pruebas con el prototipo se determinó que en el momento de la medición se necesita un extremo cuidado puesto que cualquier movimiento brusco por parte del paciente así como una iluminación excesiva afecta en el procesamiento de la señal provocando una salida de datos erróneos.

De la implementación del software se concluye que la creación de aplicaciones para el sistema operativo Android en el entorno de desarrollo de interfaces Eclipse; es el más estable puesto que otros entornos de aplicación como Android Studio a pesar de que ofrecen características más cómodas en el desarrollo de aplicaciones aún no ofrecen estabilidad en el momento del desarrollo de la aplicación puesto que al ser entornos de desarrollo relativamente nuevos está sujetos a errores del compilación.

De los resultados obtenidos en las mediciones con el sensor comercial y el prototipo se obtuvieron los resultados

esperados con un error menor al 5% el cual es favorable y constata el buen funcionamiento del prototipo diseñado.

Después de haber obtenido los resultados del escenario 1 con pacientes sanos y observar valores de SpO₂ superiores al 90% y de frecuencia cardiaca entre 60 y 120 latidos por minuto en la medición se determina que el prototipo está en buen estado de funcionamiento con errores mínimo, de igual manera los resultados del escenario 2 con pacientes enfermos los resultados de SpO₂ por debajo de 85 % y de frecuencia cardiaca por encima de los valores establecidos se determina que el prototipo es capaz de detectar malos niveles de saturación dando alerta al paciente de posibles enfermedades.

REFERENCIAS

- [1] Aponte Gómez, S., & Dávila Ramírez, C. (2011). SISTEMAS OPERATIVOS MOVILES: FUNCIONALIDADES EFECTIVIDAD Y APLICACIONES UTILES EN COLOMBIA. BOGOTÁ.
- [2] KEY, S. (s.f.). Filtro Pasabajo de 2do Orden .
- [3] Monk, S. (s.f.). Making Android Accessories with Android. Project Book.
- [4] SL, M. C. (2000). MEDINETCLINIC. Obtenido de <http://www.medinetclinic.es/pulsioximetro-dedo-portatil.html>
- [5] Valencia, L. F. (2007). DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN OXÍMETRO DE PULSO MEDIANTE LA UTILIZACIÓN DE UNA PLATAFORMA DE AUTOMATIZACIÓN MOMENTUM. Quito.
- [6] Vizcaíno, S. R., & Suntasig Soria, F. R. (2011). Diseño y Construcción de un Prototipo de Oxímetro de Pulso. Quito.