



**ESPE**  
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS  
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

**DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA**

**CARRERA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA E  
INSTRUMENTACIÓN**

**PROYECTO DE TITULACIÓN PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO  
DE INGENIERO EN ELECTRÓNICA E INSTRUMENTACIÓN**

**AUTOR: CHANCUSI MOLINA ÁNGEL BLADIMIR**

**TEMA: MÓDULO DIDÁCTICO DE UN MEDIDOR DE LA FRECUENCIA  
CARDÍACA MEDIANTE FOTOPLETISMOGRAFÍA, PARA EL  
LABORATORIO DE INSTRUMENTACIÓN BIOMÉDICA DE LA  
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS – ESPE**

**DIRECTOR: ING. SILVA FRANKLIN  
CODIRECTOR: ING. PÉREZ FABRICIO**

**LATACUNGA, FEBRERO DE 2015**

**UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS – ESPE  
INGENIERÍA ELECTRÓNICA E INSTRUMENTACIÓN**

**CERTIFICADO**

Ing. Silva Monteros Franklin (DIRECTOR DE TESIS)  
Ing. Pérez Gutiérrez Fabricio (CODIRECTOR DE TESIS)

**CERTIFICAN:**

Que el trabajo titulado “MÓDULO DIDÁCTICO DE UN MEDIDOR DE LA FRECUENCIA CARDÍACA MEDIANTE FOTOPLETISMOGRAFÍA, PARA EL LABORATORIO DE INSTRUMENTACIÓN BIOMÉDICA DE LA UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS-ESPE” realizado por el Señor Chancusi Molina Ángel Bladimir, ha sido guiado y revisado periódicamente y cumple normas estatutarias establecidas en el Reglamento de Estudiantes de la Universidad de las Fuerzas Armadas – ESPE.

Debido a que constituye un trabajo de excelente contenido científico, que coadyuvará a la aplicación de conocimientos y al desarrollo profesional, **SÍ** se recomienda su publicación.

El mencionado trabajo consta de un documento empastado y dos discos compacto el cual contiene los archivos en formato portátil de Acrobat (pdf). Autorizan a Ángel Bladimir Chancusi Molina que lo entregue al Ing. Franklin Silva, en su calidad de Director de la Carrera.

Latacunga, Febrero de 2015.

---

Ing. Silva Monteros Franklin

**DIRECTOR**

---

Ing. Pérez Gutiérrez Fabricio

**CODIRECTOR**

**UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS – ESPE  
INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA E INSTRUMENTACIÓN**

**AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD**

YO, Chancusi Molina Ángel Bladimir

**DECLARO QUE:**

El proyecto de grado denominado “MÓDULO DIDÁCTICO DE UN MEDIDOR DE LA FRECUENCIA CARDÍACA MEDIANTE FOTOPLETISMOGRAFÍA, PARA EL LABORATORIO DE INSTRUMENTACIÓN BIOMÉDICA DE LA UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS – ESPE”, ha sido desarrollado en base a una investigación exhaustiva, respetando derechos intelectuales de terceros, conforme las citas que constan el pie de las páginas correspondientes, cuyas fuentes se incorporan en la bibliografía.

Consecuentemente este trabajo es de mi autoría.

En virtud de esta declaración, me responsabilizo del contenido, veracidad y alcance científico del proyecto de grado en mención.

Latacunga, Febrero de 2015.

---

Sr. Chancusi Molina Ángel Bladimir

C.C: 050308232-3

**UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS – ESPE  
INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA E INSTRUMENTACIÓN**

**AUTORIZACIÓN DE PUBLICACIÓN**

YO, Chancusi Molina Ángel Bladimir

Autorizo a la UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS – ESPE, la publicación, en la biblioteca virtual de la Institución del trabajo “MÓDULO DIDÁCTICO DE UN MEDIDOR DE LA FRECUENCIA CARDÍACA MEDIANTE FOTOPLETISMOGRAFÍA, PARA EL LABORATORIO DE INSTRUMENTACIÓN BIOMÉDICA DE LA UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS – ESPE”, cuyo contenido, ideas y criterios son de mi exclusiva responsabilidad y autoría.

Latacunga, Febrero de 2015.

---

Sr. Chancusi Molina Ángel Bladimir

C.C: 050308232-3

## **DEDICATORIA**

A mis padres quienes con su amor, apoyo y comprensión incondicional estuvieron siempre a lo largo de mi vida estudiantil; a ellos que siempre tuvieron una palabra de aliento en los momentos difíciles y que han sido incentivos de mi vida.

## **AGRADECIMIENTO**

A Dios quien me ha llenado de bendiciones en todo este tiempo; que con su infinito amor me ha brindado la sabiduría suficiente para culminar con éxito mi carrera universitaria.

A mis padres por todo el esfuerzo que realizaron para brindarme una profesión y hacer de mí una persona de bien, gracias por la paciencia y los sacrificios que me demostraron en todos estos años; gracias a ustedes me encuentro donde estoy.

A mis hermanos Lenin, Paul, Diana y Lilia quienes han sido mis amigos fieles y sinceros; en los que he podido confiar y apoyarme para seguir adelante.

A Ing. Franklin Silva e Ing. Fabricio Pérez, quienes con su valiosa guía, conocimientos, asesoramiento y apoyo supieron guiar el desarrollo de este proyecto desde el inicio hasta su culminación.

“Ahora puedo expresar que todo lo que soy es gracias a todos ustedes”

## ÍNDICE DE CONTENIDOS

CARÁTULA.....	i
CERTIFICADO.....	ii
AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD .....	iii
AUTORIZACIÓN DE PUBLICACIÓN.....	iv
DEDICATORIA .....	v
AGRADECIMIENTO .....	vi
ÍNDICE DE CONTENIDOS.....	vii
ÍNDICE DE FIGURAS.....	x
ÍNDICE DE TABLAS .....	xii
RESUMEN.....	xiii
ABSTRACT.....	xiv
CAPÍTULO 1	
FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	1
1.1. CONCEPTOS INVOLUCRADOS EN LA PULSIOXIMETRÍA.....	1
1.1.1. PULSO ARTERIAL.....	1
a. Concepto.....	1
b. Zonas de palpación del pulso.....	1
c. Características del pulso arterial .....	2
1.1.2. FRECUENCIA CARDÍACA .....	7
a. Definición .....	7
b. Factores que afectan a la frecuencia cardíaca.....	8
1.1.3. PLETISMOGRAFÍA.....	8
a. Tipos de Pletismografía .....	8
b. Técnicas de captura de fotopletismografía .....	15
c. Correlación fisiológica cardiovascular de la onda de pulso en la fotopletismografía.....	16
1.2. ZIGBEE .....	17
1.2.1. INTRODUCCIÓN .....	17
1.2.2. MODELO DE REDES ZIGBEE .....	19
1.2.3. COMPARACIÓN CON OTROS ESTÁNDARES .....	20

1.2.4. TÉCNICAS DE MODULACIÓN.....	21
a. Modulación para DSSS.....	21
CAPÍTULO 2	
DISEÑO DEL SISTEMA.....	23
2.1. DIAGRAMA DE BLOQUES DEL SISTEMA.....	23
2.2. DISEÑO DEL HARDWARE.....	24
2.2.1. DISEÑO DE LA ETAPA DE ACONDICIONAMIENTO.....	24
a. Conversor de corriente a voltaje.....	24
b. Filtro pasa alto de segundo orden.....	25
c. Filtro pasa bajo de segundo orden.....	26
d. Amplificador de ganancia.....	27
e. Filtro pasa bajo de octavo orden.....	28
f. Adecuación de la onda del pulso arterial.....	29
g. Diferenciador.....	30
h. Amplificador inversor.....	31
i. Comparador.....	31
j. Multivibrador monoestable.....	32
2.2.2. DISEÑO DE LA ETAPA DE DIGITALIZACIÓN.....	33
2.2.3. DISEÑO DE LA ETAPA DE COMUNICACIÓN.....	35
a. Conexión XBee Explorer con el computador (Receptor).....	35
b. Conexión XBee Shield con Arduino (Transmisor).....	36
2.3. DISEÑO DEL SOFTWARE.....	38
2.3.1. PROGRAMACIÓN DE LA TARJETA ARDUINO.....	38
a. Estructura del lenguaje de programación Arduino IDE.....	38
b. Descripción del código de programación.....	39
2.3.2. PROGRAMACIÓN DE LOS XBEE.....	40
a. Configuración de los XBee.....	41
2.4. DISEÑO DE LA INTERFAZ GRÁFICA DE USUARIO.....	45
2.4.1. REQUERIMIENTOS DE LA GUI.....	45
2.4.2. DESPLIEGUE DE PANTALLAS DE LA GUI.....	45
2.4.3. PROGRAMACIÓN DE LAS PANTALLAS DE LA GUI EN M-FILE...	48
a. Programación de la portada de la GUI.....	48
b. Programación de la pantalla principal de la GUI.....	49



CAPÍTULO 3	
IMPLEMENTACIÓN Y PRUEBAS DEL SISTEMA.....	53
3.1. PRUEBAS .....	55
3.1.1. PRUEBAS DE LA ETAPA DE ACONDICIONAMIENTO .....	55
3.1.2. PRUEBAS DE LA ETAPA DE COMUNICACIÓN.....	58
3.1.3. PRUEBAS DE LA ETAPA DE DIGITALIZACIÓN.....	59
3.1.4. PRUEBAS DE LA INTERFAZ GRÁFICA DE USUARIO .....	59
3.2. ANÁLISIS DE RESULTADOS.....	60
3.2. ALCANCES Y LIMITACIONES .....	61
3.3.1. ALCANCES.....	61
3.3.2. LIMITACIONES.....	62
3.3. ANÁLISIS DE COSTOS DEL PROYECTO .....	62
CAPÍTULO 4	
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	64
4.1. CONCLUSIONES.....	64
4.2. RECOMENDACIONES .....	66
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	67
ANEXOS.....	71

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1. Forma de palpar el pulso arterial. ....	1
Figura 1.2. Partes de cuerpo humano para palpar el pulso arterial .....	2
Figura 1.3. Alteraciones de la igualdad y regularidad de las ondas pulsátiles	4
Figura 1.4. Variaciones en la amplitud de las ondas pulsátiles.....	5
Figura 1.5. Onda de pulso arterial de una arteria carótida.....	6
Figura 1.6. Variedades de la forma del pulso arterial.....	7
Figura 1.7. Pletismografía de aire .....	9
Figura 1.8. Pletismografía de impedancia.....	9
Figura 1.9. Pletismografía por anillos de mercurio.....	10
Figura 1.10. Fotopletismografía .....	10
Figura 1.11. Sensor desechable NELLCOR .....	12
Figura 1.12. Sensor reusable NELLCOR.....	12
Figura 1.13. Sensores según el lugar donde son colocados .....	12
Figura 1.14. Sensor DS-100A de NELLCOR.....	13
Figura 1.15. Esquema interno del sensor .....	14
Figura 1.16. Curva característica del fotodiodo .....	14
Figura 1.17. Fotopletismografía por técnica de trans-iluminado .....	15
Figura 1.18. Fotopletismografía por técnica de reflexión de luz.....	16
Figura 1.19. Capas del protocolo ZigBee.....	19
Figura 1.20. Topologías de red.....	19
Figura 1.21. Modulación BPSK y QPSK .....	22
Figura 2.1. Diagrama de bloques del sistema.....	23
Figura 2.2. Circuito conversor de corriente a voltaje diseñado .....	24
Figura 2.3. Circuito filtro pasa alto de segundo orden diseñado .....	25
Figura 2.4. Circuito filtro pasa bajo de segundo orden diseñado .....	26
Figura 2.5. Circuito amplificador de ganancia diseñado .....	27
Figura 2.6. Circuito filtro pasa bajo de octavo orden diseñado .....	28
Figura 2.7. Circuito de adecuación de la onda de pulso diseñado.....	29
Figura 2.8. Circuito diferenciador diseñado .....	30
Figura 2.9. Circuito amplificador inversor diseñado .....	31
Figura 2.10. Circuito comparador diseñado .....	32

Figura 2.11. Circuito multivibrador monoestable diseñado .....	32
Figura 2.12. Circuito de digitalización diseñado.....	34
Figura 2.13. Tarjeta Arduino Uno - R3 .....	34
Figura 2.14. XBee Explorer.....	35
Figura 2.15. Conexión XBee Explorer con el computador. ....	36
Figura 2.16. Conexión modem XBee, Shield y Arduino. ....	36
Figura 2.17. XBee Pro - Serie 1 .....	38
Figura 2.18. Software X-CTU.....	40
Figura 2.19. Puertos disponibles.....	41
Figura 2.20. Test.....	42
Figura 2.21. Modem Configuration.....	42
Figura 2.22. Configuración del XBee transmisor.....	43
Figura 2.23. Configuración del XBee receptor. ....	44
Figura 2.24. PORTADA en GUIDE de MATLAB.....	46
Figura 2.25. Pantalla principal en GUIDE de MATLAB.....	46
Figura 2.26. PORTADA en ejecución. ....	47
Figura 2.27. Pantalla principal en ejecución. ....	47
Figura 2.28. Pantalla principal en ejecución con la visualización gráfica. ....	48
Figura 3.1. Placa de la etapa de acondicionamiento. ....	53
Figura 3.2. Tarjeta Arduino ensamblada con XBee Shield. ....	53
Figura 3.3. Placas acopladas listas para montar en la caja.....	54
Figura 3.4. Vista general del módulo didáctico terminado. ....	54
Figura 3.5. Forma de onda a la salida del filtro pasa alto de 2° orden. ....	55
Figura 3.6. Forma de onda a la salida del filtro pasa bajo de 2° orden.....	56
Figura 3.7. Forma de onda a la salida del filtro pasa bajo de 8° orden.....	56
Figura 3.8. Forma de onda a la salida del diferenciador. ....	57
Figura 3.9. Forma de onda a la salida del comparador.....	57
Figura 3.10. Forma de onda a la salida del multivibrador monoestable.....	58
Figura 3.11. Envío y recepción de datos vía ZigBee.....	58
Figura 3.12. Datos transmitidos por serial. ....	59
Figura 3.13. Frecuencia cardíaca mostrada en la interfaz de usuario. ....	59
Figura 3.14. Gráfica comparativa.....	61

**ÍNDICE DE TABLAS**

Tabla 1.1. Rangos de frecuencia cardíaca en reposo.....	8
Tabla 1.2. Fabricantes y tipo de conector de sensores de oximetría.....	11
Tabla 1.3. Descripción de los pines del sensor NELLCOR DS-100A .....	13
Tabla 1.4. Tabla comparativa de estándares inalámbricos.....	20
Tabla 2.1. Comparación de amplificadores operacionales. ....	33
Tabla 2.2. Modelos de tarjetas Arduino .....	34
Tabla 2.3. Tabla comparativa de XBee del fabricante Digi .....	37
Tabla 3.1. Resultados obtenidos con respecto a un equipo comercial. ....	60
Tabla 3.2. Costo total del proyecto. ....	62

## RESUMEN

El fotopleletismógrafo es un instrumento para medir constantemente la frecuencia cardíaca de una persona o paciente; tiene un transductor con dos piezas, un emisor de luz y un fotodetector, generalmente en forma de pinza y que se suele colocarse en el dedo; su funcionamiento se basa en la absorción diferencial de la luz reflejada desde los capilares del dedo hacia el fotodetector. Por tanto, el desarrollo del presente proyecto es diseñar e implementar un módulo fotopleletismográfico, que pueda transmitir de manera inalámbrica (ZigBee) la señal cardíaca, con el objetivo que se integrará una orientación pedagógica pero a la vez el estudio del procesamiento de señales fisiológicas provenientes del cuerpo humano. Para la implementación se ha fraccionado en un módulo didáctico de captura y un entorno gráfico desarrollado en GUIDE de MATLAB, el módulo de captura dispondrá con todos los elementos necesarios para captar la señal detectada por el sensor, acoplándola adecuadamente, filtrándola, amplificándola, procesándola, digitalizándola y enviándola hacia el computador para que se visualice tanto la forma de onda del pulso arterial como el valor de la frecuencia cardíaca expresado en pulso por minuto en un simple y explicable interfaz gráfica de usuario (GUI).

**PALABRAS CLAVE: FOTOPLETISMOGRAFÍA, FRECUENCIA CARDÍACA, PLETISMOGRAFÍA, PULSO ARTERIAL, ZIGBEE.**

## ABSTRACT

The photoplethysmograph is an instrument to continuously measure the heart rate of a person or patient; it has a transducer with two parts, a light emitter and a photo detector, usually in the form of a claw and commonly placed on the finger; its operation is based on the differential absorption of the light reflected from the capillaries of finger toward the photo detector. Therefore, the development of this project is to design and implement a photoplethysmographic module that can transmit a wireless manner (ZigBee) the cardiac signal, in order to integrate pedagogical orientation but also the study of physiological signal processing from the human body. For the implementation has been split into a training module capture and graphical environment developed GIDE of MATLAB, the capture module will have all the necessary elements to catch the signal detected by the sensor signal, coupling it properly, filtering, amplifying, processing, scanning and sending it to the computer and to display both the shape of the arterial pulse wave as the value of the heart rate per minute pulse expressed in a simple and understandable graphical user interface (GUI).

**KEYWORDS: PHOTOPLETHYSMOGRAPHY, HEART RATE, PLETHYSMOGRAPHY, ARTERIAL PULSE, ZIGBEE.**

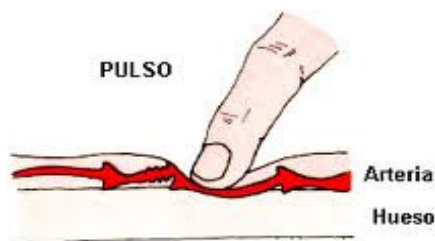
## CAPÍTULO 1 FUNDAMENTOS TEÓRICOS.

### 1.1. CONCEPTOS INVOLUCRADOS EN LA PULSIOXIMETRÍA.

#### 1.1.1. *PULSO ARTERIAL.*

##### a. **Concepto.**

El pulso arterial es también un evento relacionado con el ciclo cardiaco. La sangre forzada dentro de la aorta durante la sístole no sólo mueve la sangre en los vasos hacia delante, también establece una onda de presión que se transmite a lo largo de las arterias periféricas. La onda de presión expande las paredes arteriales ya que la sangre viaja desde la aorta, y la expansión es palpable como el pulso. [1]. (Ver figura 1.1)



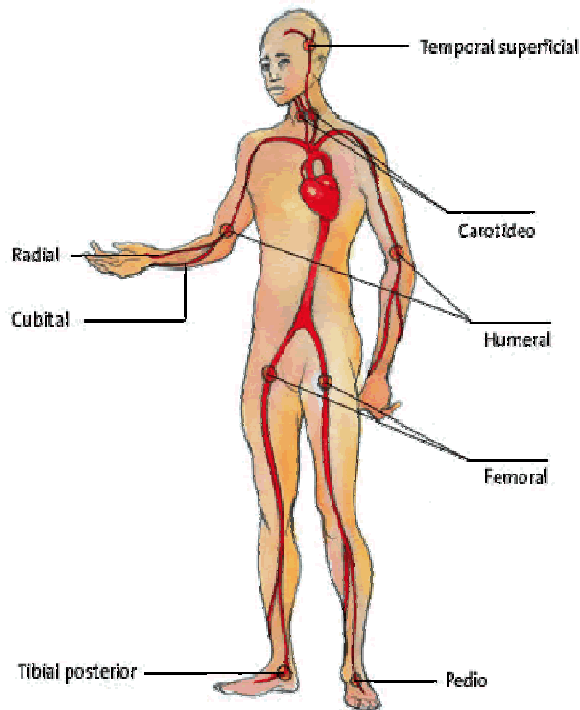
**Figura 1.1. Forma de palpar el pulso arterial. [2]**

##### b. **Zonas de palpación del pulso. [3]**

El pulso arterial se puede palpar en distintas arterias superficiales del cuerpo humano (véase figura 1.2). Los sitios donde se puede tomar el pulso son:

- ✓ En la sien ( Pulso Temporal)
- ✓ En el cuello (Pulso Carotídeo)
- ✓ En la parte interna del brazo (Pulso Humeral o braquial)

- ✓ En la muñeca (Pulso Radial)
- ✓ En la parte interna del pliegue del codo (Pulso Cubital)
- ✓ En la ingle (Pulso Femoral)
- ✓ En la parte posterior de la rodilla (Pulso Poplíteo)
- ✓ En el dorso del pie (Pulso Pedio)



**Figura 1.2. Partes de cuerpo humano para palpar el pulso arterial. [4]**

**c. Características del pulso arterial. [5]**

Quando se palpa el pulso arterial, se analizan de manera sucesiva:

**c.1. Características Anatómicas.**

En el individuo normal las arterias son lisas, blandas y de recorrido rectilíneo. Sus bordes no deben percibirse, por lo que los límites arteriales solo se deducen de sus pulsaciones. Cuando el flujo arterial desciende a cierto nivel, dejan de percibirse tanto los latidos como las arterias. Por el



contrario, si los bordes son identificables con facilidad como una cuerda, esto significa que el grosor de la pared, o al menos su dureza, esta aumentado por cambios de carácter arteriosclerótico.

### ***c.2. Frecuencia.***

La frecuencia del pulso es el número de latidos (pulsaciones) que ocurren en un minuto.

- ✓ Frecuencia del pulso normal varía con la edad siendo 100-150/min en el periodo neonatal, entre 80-120/min en la niñez y de 60-100/min para el adulto.
- ✓ Aumento de la frecuencia del pulso por encima de los límites máximos representa taquicardia y se produce durante el ejercicio, ansiedad, fiebre, hipertiroidismo y taquicardias auriculares y ventriculares.
- ✓ Disminución de la frecuencia del pulso por debajo de los límites inferiores representa bradicardia y se ve en el hipotiroidismo, enfermedad del nódulo sinusal y bloqueos A-V.

### ***c.3. Regularidad o duración del intervalo.***

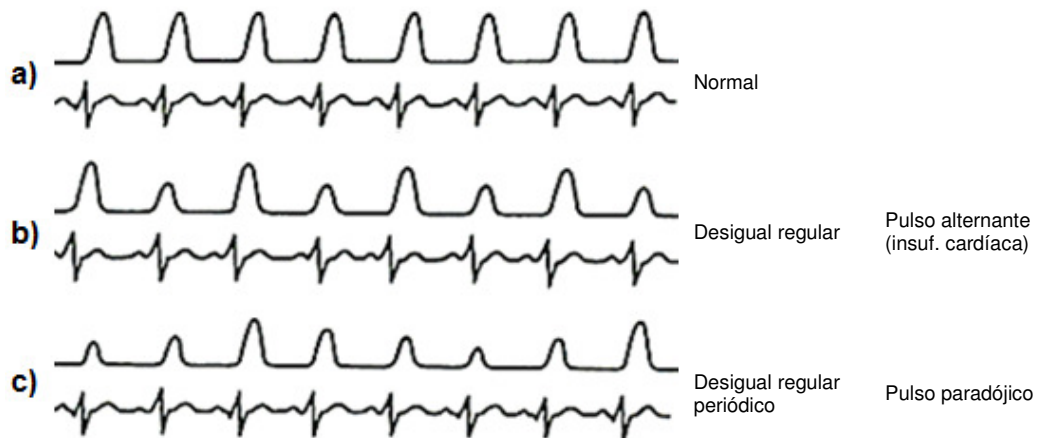
El pulso es regular cuando todas las pausas diastólicas (intervalo de tiempo entre las ondas pulsátiles) son iguales entre sí. En consecuencia, el pulso es irregular cuando este intervalo es variable. El pulso irregular que se observa más a menudo es el de la arritmia respiratoria.

### ***c.4. Igualdad o comparación de las amplitudes de onda.***

Se dice que las pulsaciones son iguales cuando tienen similar amplitud.

Como ya se mencionó, lo habitual es que los pulsos desiguales obedezcan a algún tipo de patología. Solo existen dos variedades de pulso desigual y regular:

- ✓ Pulso alternante (ver figura 1.3a); en el que a una onda de amplitud normal o ligeramente aumentada le sigue otra de amplitud disminuida.  
Causas: Cardiopatía coronaria y valvulopatía aórtica.
- ✓ Pulso paradójico (ver figura 1.3b); se trata de una exageración de un fenómeno fisiológico, ya que todas las personas sanas reducen ligeramente la amplitud de sus pulsaciones durante la inspiración.



**Figura 1.3. Alteraciones de la igualdad y regularidad de las ondas pulsátiles. [5]**

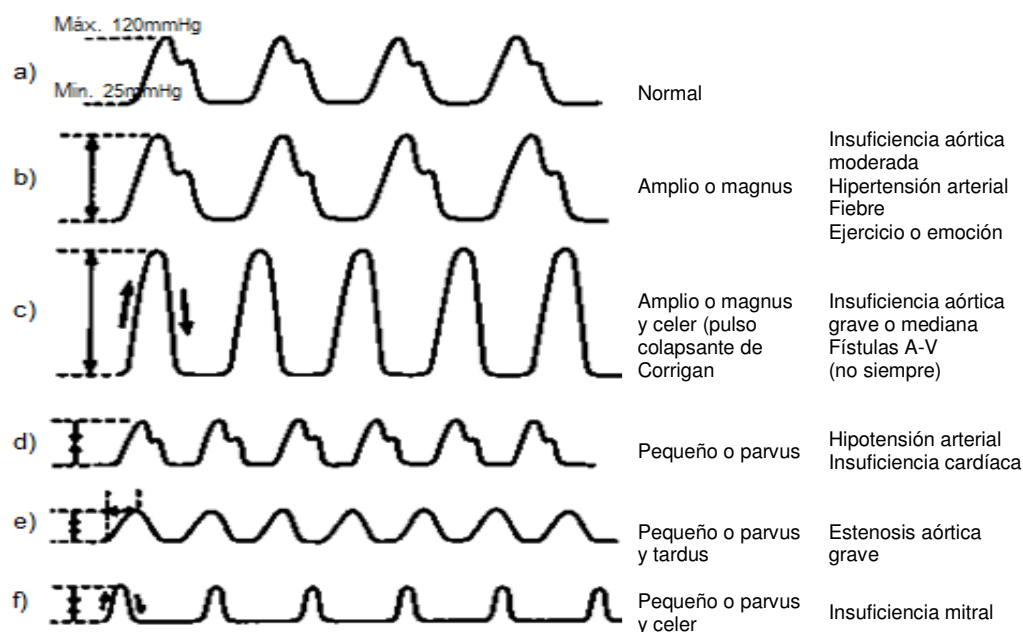
### ***c.5. Tensión o resistencia a la compresión arterial.***

La tensión del pulso se aprecia por la presión ejercida sobre una arteria y el grado de presión necesario para que desaparezca; de ahí que la tensión del pulso se relacione con la presión arterial.

Por lo general, una presión sistólica mayor de 180 mm Hg produce ondas pulsátiles duras, mientras que si es menor de 90 mm Hg ocasiona ondas de pulso blandas.

### ***c.6. Amplitud.***

La amplitud o altura de las pulsaciones de la presión diferencial, también llamada presión del pulso (ver figura 1.4).



**Figura 1.4. Variaciones en la amplitud de las ondas pulsátiles. [5]**

### c.6.1. Causas amplitud aumentada.

Cuando la amplitud de las pulsaciones esta aumentada (ver figura 1.4b), se dice que existe un pulso magnus, cuya causa más probable es la insuficiencia valvular aórtica. En esta entidad, el gasto sistólico en una aorta parcialmente vaciada por el reflujo produce además ondas de ascenso y descenso rápidas denominadas celer. La suma de las dos características magnus y celer, produce el pulso llamado saltón o colapsante de Corrigan (ver figura 1.4c). En las formas crónicas graves, esta causa se percibe en toda la extensión de las cuatro extremidades con solo apoyar la mano o los dedos.

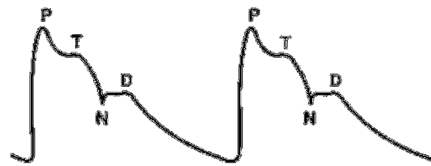
### c.6.2. Causas amplitud disminuida.

Los pulsos pequeños, denominados parvus (ver figura 1.4d), dependen de lo inverso del amplio, es decir, es causa de una presión diferencial reducida, pero básicamente a expensas de una presión sistólica baja. El pulso tardus llama la atención la lentitud en alcanzar el pico máximo de cada una de las

ondas. La combinación de estas dos características parvus-tardus (ver figura 1.4e) es una causa de la estenosis aórtica valvular grave. La segunda variedad importante del pulso parvus es el que se asocia con la rápida subida y descenso de las ondas, es decir, la celeridad, que es un hecho común en los pulsos amplios o magnus. La causa cardiológica acompañada por pulso parvus-celer (figura 1.4f) es la insuficiencia mitral.

### **c.7. Forma.**

En la onda de pulso arterial normal (ver figura 1.5) se indica un pico inicial redondeado que decae suavemente hasta una hendidura, seguidamente desciende hasta la diástole.



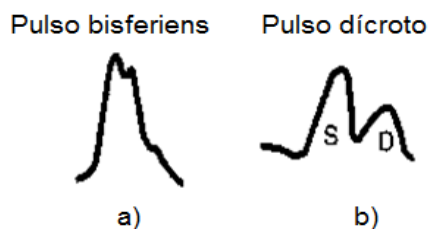
**Figura 1.5. Onda de pulso arterial de una arteria carótida. [6]**

La onda del pulso registrado a partir de la arteria carótida muestra las siguientes características:

- ✓ Onda de percusión (P), corresponde a la fase de eyección de la sístole ventricular.
- ✓ Onda de marea (T), se debe a la caída de la columna de sangre durante la fase de eyección lenta.
- ✓ Incisura dícrota (N), se debe al cierre brusco de la válvula aórtica y marca el final de la sístole ventricular.
- ✓ Onda dícrota (D), es debido al rebote de la columna de sangre de la válvula aórtica cerrada. [6]

Ya se describieron dos alteraciones típicas de la forma, el ascenso rápido (pulso celer) y el lento (pulso tardus) de la onda. Existen dos variedades de

la forma del pulso. El pulso bisferiens (ver figura 1.6a), cada onda pulsátil aparece hendida o partida, simulando ser doble. Es un pulso propio de la insuficiencia valvular aortica grave. El pulso dicroto (ver figura 1.6b), que consiste en la palpación de la onda dicrota fisiológica normalmente aumentada, se aprecia mejor en las arterias distales con predominio de la capa muscular, como las radiales. Se lo percibe en los estados febriles sobre todo en la defervescencia de enfermedades infecciosas, entre las que sobresalen la gripe, la fiebre tifoidea y la neumonía.



**Figura 1.6. Variedades de la forma del pulso arterial. [7]**

### 1.1.2. FRECUENCIA CARDÍACA.

#### a. Definición.

Es el número de veces que se contrae el corazón en la unidad de tiempo. Se expresa en latidos por minuto (lpm). Cuando el corazón impulsa la sangre a través de las arterias, estas se expanden y se contraen con el flujo de la sangre. Al tomar el pulso no sólo se mide la frecuencia cardíaca, sino también puede indicar el ritmo del corazón y la fuerza de los latidos. [8]

La medición de la frecuencia cardíaca se ha convertido en una práctica común en diversas áreas de la medicina clínica debido a su método empleado. Dicha medición da a conocer el número de latidos por unidad de tiempo y puede medirse en varios puntos del cuerpo humano de manera no invasiva, proporcionando una lectura constante y confiable. Los valores normales en reposo de la frecuencia cardíaca se presentan en la tabla 1.1.

**Tabla 1.1. Rangos de frecuencia cardíaca en reposo. [9]**

<b>PACIENTES</b>	<b>FRECUENCIA CARDÍACA</b>
Recién nacidos (0 – 1 mes de edad)	70 – 190 lpm
Bebes (1 – 11 meses de edad)	80 – 160 lpm
Niños (1 – 2 años de edad)	80 – 130 lpm
Niños (3 – 4 años de edad)	80 – 120 lpm
Niños (5 – 6 años de edad)	75 – 115 lpm
Niños (7 – 9 años de edad)	70 – 110 lpm
Niños de 10 años o más y adultos (incluso ancianos)	60 – 100 lpm
Atletas bien entrenados	40 – 60 lpm

**b. Factores que afectan a la frecuencia cardíaca.**

Hay factores que afectan a la frecuencia cardíaca como son; la edad, la hora del día, la temperatura, la altura, la contaminación, la genética, el género, la composición corporal, los factores psicológicos, la postura, el control mental, medicamentos.

**1.1.3. PLETISMOGRAFÍA. [10]**

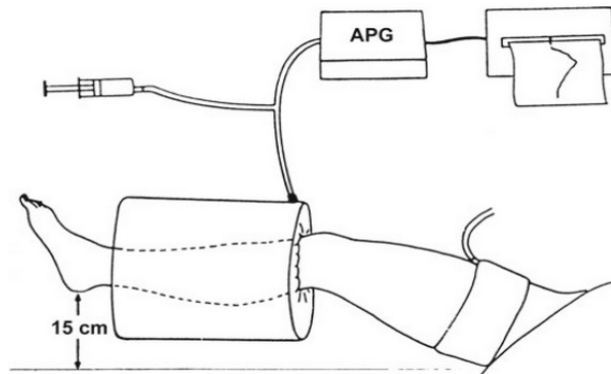
Es una forma no invasivas para registrar los cambios de volumen como consecuencia de variaciones del flujo sanguíneo en una extremidad.

Varias técnicas pletismográficas se han desarrollado empleando sensores para medir los cambios en el volumen sanguíneo en una extremidad: pletismografía de aire, pletismografía de impedancia, pletismografía por medidor de deformación, y fotopletismografía.

**a. Tipos de Pletismografía.**

**a.1. Pletismografía de aire.**

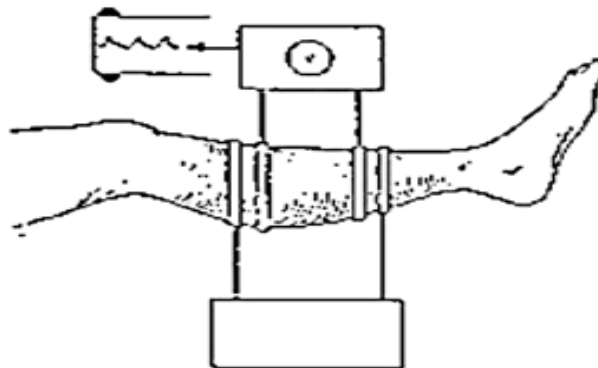
Consiste en que las variaciones de volumen en la extremidad son registradas por un manguito colocado alrededor de su perímetro, en cuyo interior se ha insuflado aire a una presión de 40-60 mm Hg (ver figura 1.7).



**Figura 1.7. Pletismografía de aire.** [10]

**a.2. Pletismografía de impedancia.**

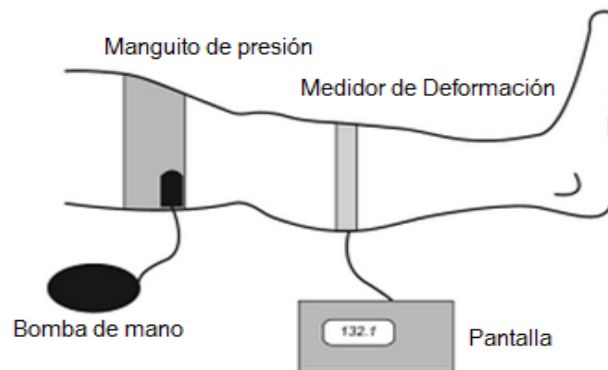
Se basa en las variaciones de impedancia eléctrica inducidas por el flujo sanguíneo. El campo eléctrico de bajo voltaje y alta frecuencia de oscilación (entre 50 y 250 kHz) es generado por dos electrodos periféricos y las variaciones de impedancia medidas por dos electrodos situados en posición central (ver figura 1.8).



**Figura 1.8. Pletismografía de impedancia.** [10]

**a.3. Pletismografía por anillos de mercurio (medidor de deformación).**

Mide los cambios de volumen que producen las mínimas variaciones de resistencia al paso de la corriente eléctrica sobre delgados anillos conductores situados alrededor de la extremidad (ver figura 1.9).



**Figura 1.9. Pletoisografía por anillos de mercurio. [10]**

#### **a.4. Fotopletoisografía.**

Mide los cambios en la absorción de luz dentro de los capilares dérmicos (ver figura 1.10).



**Figura 1.10. Fotopletoisografía. [11]**



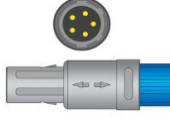


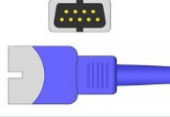

La fotopletoisografía utiliza un transductor que emite luz infrarroja de un diodo emisor de luz (LED), la mayor parte de luz que emite el diodo es absorbida por los tejidos, y solo un porcentaje entre el 5 y 10% alcanza los vasos subcutáneos, cuya magnitud de luz depende de la densidad de glóbulos rojos en su interior. La luz reflejada se mide mediante un fotodetector adyacente, donde es amplificada y convertida en diferencial de voltaje.



#### a.4.1. Sensor de Fotopletismografía.

Existen muy pocas empresas dedicadas a la construcción de sensores de oximetría cada una de las cuales han diseñado su propio modelo de conector. En la tabla 1.2 se puede diferenciar la variedad de conectores de los sensores de oximetría de las empresas fabricantes.

**Tabla 1.2. Fabricantes y tipo de conector de sensores de oximetría. [12]**

FABRICANTE	TIPO DE CONECTOR
BCI	
DRAEGER	
HEAL FORCE	
MASIMO	
MINDRAY	
NELLCOR	
SIEMENS	

De acuerdo al modelo de conector el sensor de la marca NELLCOR es compatible con el conector DB9 tipo hembra. Por lo tanto, estos sensores se clasifican por la cantidad de veces que pueden ser empleados o por la región donde son ubicados en el cuerpo humano. Dentro de la primera

clasificación se hallan los sensores desechables y los reusables. Los sensores desechables (ver figura 1.11) poseen la ventaja de ser anatómicos, es decir, se ajustan perfectamente a la región que van a sensor.



**Figura 1.11. Sensor desechable NELLCOR. [13]**

Por otra parte, los sensores reusables (ver figura 1.12) resultan económicos, ya que al ser un elemento robusto poseen un tiempo de vida de hasta varios meses sin ser utilizados adecuadamente.



**Figura 1.12. Sensor reusable NELLCOR. [13]**

Dentro de la segunda clasificación existen diversos tipos de sensores NELLCOR, tales como digitales, de frente, de oído, de pies, de nariz (ver figura 1.13).



**Figura 1.13. Sensores según el lugar donde son colocados. [13]**

El sensor reusable de la marca NELLCOR que se va a utilizar en el proyecto, debido a sus prestaciones, costo y disponibilidad en el mercado; es el modelo Durasensor DS-100A Oximax (ver figura 1.14), que es del tipo pinza para adulto que está indicado para la vigilancia continua no invasiva de la saturación de oxígeno arterial y la frecuencia cardíaca en pacientes de más de 30 kg de peso.



**Figura 1.14. Sensor DS-100A de NELLCOR. [13]**

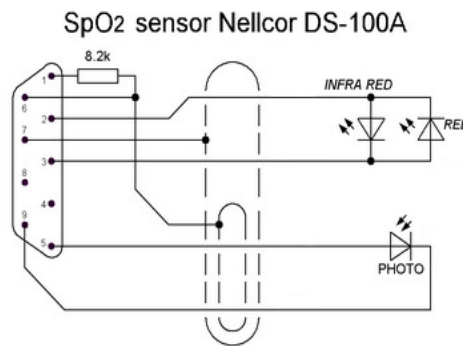
De la lectura de los manuales técnicos del sensor, se dedujo la configuración de los pines que se muestra en la tabla 1.3.

**Tabla 1.3. Descripción de los pines del sensor NELLCOR DS-100A. [14]**

PINES	DESCRIPCIÓN
1	Resistencia del sensor
2	Polarización LEDs
3	Polarización LEDs
4	No Conexión
5	Ánodo del Fotodiodo
6	Resistencia del sensor
7	Tierra del cable
8	No Conexión
9	Cátodo del Fotodiodo

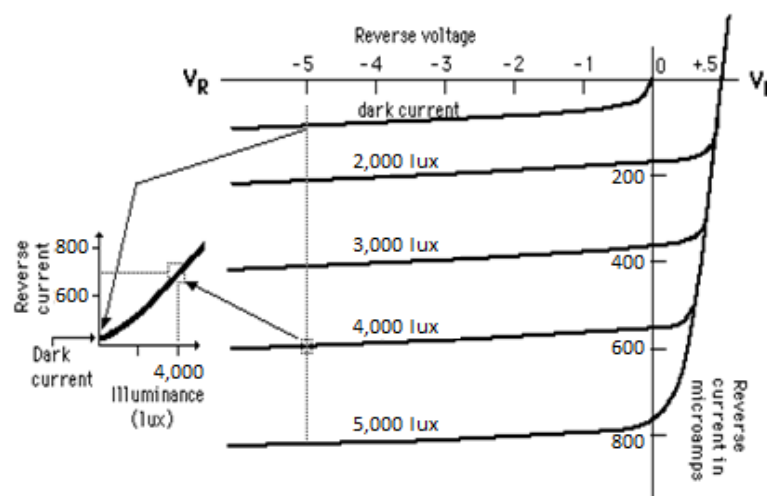
Los pines 1 y 6 corresponden a la resistencia del sensor, son los terminales de una resistencia interna codificada por el fabricante, la cual es utilizada por los oxímetros NELLCOR para determinar el tipo de sensor, ya sea desechable, reusable, para niño, o adulto. Por tanto estas dos terminales no serán usadas. El pin 7 corresponde al recubrimiento metálico del cable que al estar conectado a tierra, da un grado de protección con respecto al ruido electromagnético y a la estática. En la figura 1.15 se

observa que el LED rojo está en contraposición al LED infrarrojo, para que al momento de conmutar la polarización se encienda uno u otro; sin embargo en la aplicación de este proyecto solo se empleará el LED infrarrojo, porque está diseñado especialmente para emitir luz en una longitud de onda de 905nm.



**Figura 1.15. Esquema interno del sensor. [15]**

La luz emitida por el LED pasa a través del dedo y será captada por el fotodiodo, el cual es un elemento semiconductor de unión p-n cuya región de operación está limitada a la región de polarización inversa. La aplicación de luz a la unión da como resultado la transferencia de energía de las ondas de luz incidente a la estructura atómica, produciéndose un aumento en la cantidad de portadores minoritarios e incrementando el nivel de la corriente inversa. Esto se muestra con claridad en la figura 1.16.



**Figura 1.16. Curva característica del fotodiodo. [16]**

De la figura anterior se puede destacar, que el espaciado casi igual entre las curvas para el mismo incremento en flujo luminoso, revela que la corriente inversa y el flujo luminoso están relacionados casi linealmente. En otras palabras, un aumento en la intensidad de luz dará como resultado el incremento similar en corriente inversa.

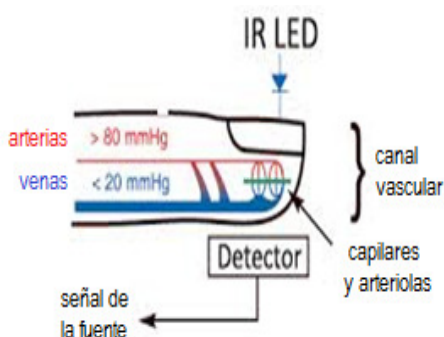
La corriente de oscuridad existe cuando no se aplica iluminación. Cabe recalcar que la corriente provocada en el fotodiodo debido a la captación de luz, está en el rango de microamperios ( $\mu A$ ).

### b. Técnicas de captura de fotopletoisografía. [17]

A continuación se explican las dos técnicas de captura usadas en la fotopletoisografía:

#### b.1. *Trans-iluminado.*

En esta técnica se colocan un dispositivo emisor y detector de tal forma que el dedo del paciente queda entre los mismos, ver figura 1.17.

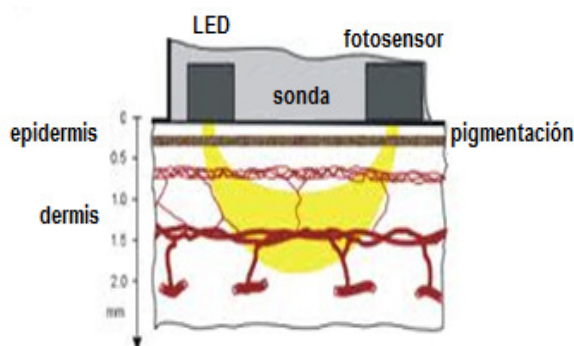


**Figura 1.17. Fotopletoisografía por técnica de trans-iluminado. [18]**

Es necesario que en esta forma de tomar los datos la luz infrarroja corresponda al espectro no visible para que pueda pasar a través del dedo. Así, la fuente de luz que emite radiación infrarroja está en el rango 800 - 940nm de longitud de onda.

## b.2. Reflexión de Luz.

Como su nombre lo indica en esta técnica de captura de señales superficiales se detecta la luz reflejada en mayor o menor cantidad por las venas superficiales. Su funcionamiento consiste en que la piel actúa como superficie reflectante de la luz infrarroja (ver figura 1.18).



**Figura 1.18. Fotopletismografía por técnica de reflexión de luz. [19]**

La reflectividad IR (infrarrojo) de la piel de cada persona depende de la densidad de la sangre en ella. La densidad de la sangre se eleva y cae con la acción de bombeo del corazón. Por lo tanto la intensidad IR reflejada por la piel (y por lo tanto transmitida al fotodetector) sube y baja con cada latido del corazón. La longitud de onda de la luz infrarroja está en el rango 800 - 940nm.

## c. Correlación fisiológica cardiovascular de la onda de pulso en la fotopletismografía.

La onda periférica del pulso se origina en la contracción del músculo cardíaco y la eyección de sangre del ventrículo izquierdo a la aorta proximal, se conduce por las arterias hasta llegar a las arteriolas y capilares en donde se experimenta contracción y dilatación según sea sístole o diástole cardíaca, el hecho capilar se trans-ilumina con la luz constante del fotodetector la cual se transmite, absorbe o se refleja en el tejido fijo o en movimiento, para obtener luz variada por el fotosensor. El registro de la onda

de pulso periférico puede obtenerse por transmisión directa o reflejada de la luz. La transmisión directa de luz puede registrarse por la colocación de una célula fotoeléctrica en un lado del tejido en cuestión y el emisor en el otro lado. El método fotopleletismógrafo más común es la transmisión reflejada de luz en donde el emisor de luz del aparato y la célula fotoeléctrica se colocan lado a lado. La luz penetra aproximadamente 10 mm de profundidad y variaciones en la luz reflejada son producidas por cambios en la concentración de células rojas con la onda sistólica de pulso.

A continuación se va a explicar el estándar de comunicación que se va a utilizar para el desarrollo del proyecto.

## **1.2. ZIGBEE.**

### **1.2.1. INTRODUCCIÓN. [20]**

ZigBee es un estándar que define un conjunto de protocolos para el armado de redes inalámbricas de corta distancia y baja velocidad de datos. Opera en las bandas de 868 MHz, 915 MHz y 2.4 GHz y puede transferir datos hasta 250Kbps. Este estándar fue desarrollado por la Alianza ZigBee, que tiene a cientos de compañías desde fabricantes de semiconductores y desarrolladores de software a constructores de equipos OEMs e instaladores. Esta organización sin fines de lucro nace en el año 2002; desarrolla un protocolo que adopta al estándar IEEE 802.15.4 para sus 2 primeras capas, es decir la capa física (PHY) y la subcapa de acceso al medio (MAC) y agrega la capa de red y de aplicación.

Entre las aplicaciones de ZigBee están:

- Automatización en el hogar:
  - ✓ Seguridad.
  - ✓ Lectura de instrumentos de servicio.
  - ✓ Sistema de riego automático.
  - ✓ Control de iluminación.

- ✓ Control de temperatura multizona.
- ✓ Controles remotos.
- Automatización industrial.
- Otros usos:
  - ✓ En hospitales: para el control de pacientes, medidores y alarma en terapia intensiva.
  - ✓ En hoteles: para controlar el acceso a las habitaciones.
  - ✓ En monitoreo ambiental: para aplicaciones de redes de sensores como temperatura, presión, redes de protección de incendio, etc.

Entre las características generales de 802.15.4 se pueden mencionar:

- Direccionamiento a nivel red de 16 bits
- Usa CSMA-CA (Carrier Sense Multiple Access Collision Avoidance) para acceso al canal.
- Produce alto rendimiento y baja latencia para dispositivos de bajo ciclo de trabajo, muy adecuado esto para sensores y controles.
- Baja potencia. Ideal para equipos a batería.
- Gran densidad de nodos por red
- Rango: hasta 50 m (valor típico, depende del ambiente).

En la figura 1.19 se muestran las capas del protocolo ZigBee. Estas se basan en el modelo de referencia ISO para interconexión de sistemas abiertos OSI. Este modelo cuenta con 7 capas pero ZigBee usa solo 4 capas con el objeto de simplificar la arquitectura para el armado de una red de baja tasa de transmisión, simple y de bajo consumo.

Las 2 capas inferiores, la capa física (PHY) y la capa de acceso al medio (MAC) son las definidas por el Standard IEEE 802.15.4. Las capas de red (NWK) y de aplicación (APL) se definen en ZigBee. Cada capa se conecta con las capas adyacentes por medio de un SAP (Service Access Point). Un SAP es un lugar por donde una capa superior requiere un servicio a una capa inferior.



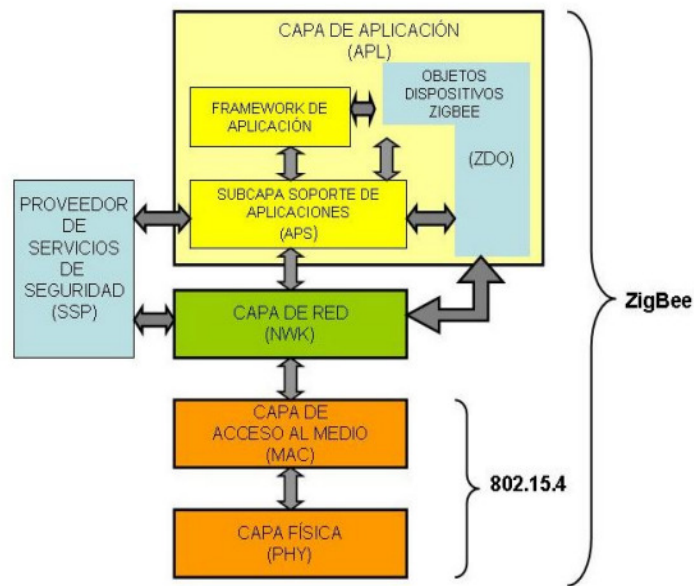


Figura 1.19. Capas del protocolo ZigBee. [20]

### 1.2.2. MODELO DE REDES ZIGBEE. [21]

Las redes están compuestas por grupos de dispositivos separados por distancias suficientemente reducidas.

Cada dispositivo posee un identificador único de 64 bits, aunque si se dan ciertas condiciones de entorno en éste pueden utilizarse identificadores cortos de 16 bits; para lo que existe la posibilidad de utilizar varias topologías de red: en estrella, en malla o en grupos de árboles (ver figura 1.20).

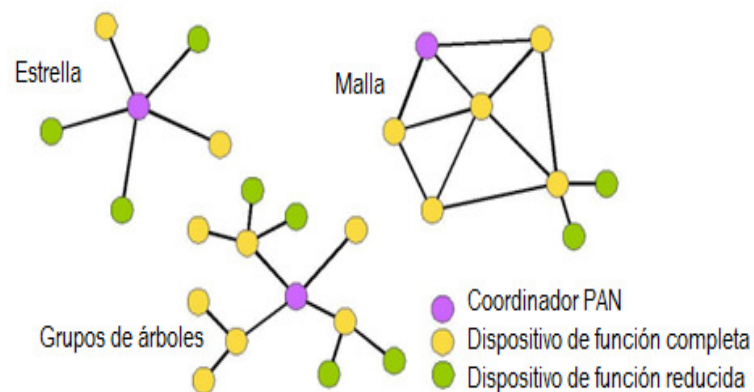


Figura 1.20. Topologías de red. [21]

Se permite un encaminamiento o enrutamiento de saltos múltiples, también conocido como multi-hop, que permite que estas redes abarquen una gran superficie.

En ZigBee hay tres tipos de dispositivos:

- Coordinador
  - ✓ Sólo puede existir uno por red.
  - ✓ Inicia la formación de la red.
  - ✓ Es el coordinador de PAN.
- Router
  - ✓ Se asocia con el coordinador de la red o con otro router ZigBee.
  - ✓ Puede actuar como coordinador.
  - ✓ Es el encargado del enrutamiento de saltos múltiples de los mensajes.
- Dispositivo final
  - ✓ Elemento básico de la red.
  - ✓ No realiza tareas de enrutamiento.

### 1.2.3. **COMPARACIÓN CON OTROS ESTÁNDARES.** [22]

Ahora se va a comparar ZigBee con algunos de los estándares más populares que trabajan en la frecuencia libre o sin licencia de los 2.4 GHz, como se indica en la tabla 1.4.

**Tabla 1.4. Tabla comparativa de estándares inalámbricos.** [22]

ZigBee (WPAN)	Bluetooth (WLAN/WPAN)	Wi-Fi (WLAN)
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Estándar 802.15.4.</li> <li>• 250 Kbps.</li> <li>• TX: 35mA.</li> <li>• Modo de espera: 3µA.</li> <li>• Iluminación, Sensores, Periféricos.</li> <li>• Red de Malla.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Estándar 802.15.1.</li> <li>• 1 Mbps.</li> <li>• TX: 40mA.</li> <li>• Modo de espera: 200µA.</li> <li>• 100+ KB de memoria.</li> <li>• Audio, reemplazo de cable.</li> <li>• Punto a Multipunto.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Estándar 802.11.</li> <li>• Mayor a 54 Mbps.</li> <li>• TX: 400+ mA.</li> <li>• Modo de espera: 20 mA.</li> <li>• 100+ KB de memoria.</li> <li>• Empresarial, puntos de acceso casero.</li> <li>• Punto a Multipunto.</li> </ul>

Realizado por Chancusi A.

Los parámetros enlistados en la tabla 1.4 incluyen el estándar que rige cada MAC, máxima tasa de transferencia de datos, corriente típica de transmisión y de modo de espera, requerimientos de memoria para un dispositivo, aplicaciones y opciones de red.

### **Bluetooth.**

Hay que tener en cuenta que el consumo de corriente de ZigBee y Bluetooth es similar durante la transmisión, pero ZigBee tiene un consumo significativamente bajo de corriente en el modo de espera. Esto es porque en una red de Bluetooth los dispositivos deben estar en constante comunicación para mantenerse sincronizados, y por eso no tan fácilmente pueden entrar en “modo de espera”.

### **Wi-Fi.**

Respecto a Wi-Fi, ZigBee ofrece flexibilidad para trabajar con redes en malla, requiere de memoria reducida, el aprovechamiento de la potencia está en la red y permite que los dispositivos finales pueden “dormir o entrar en espera” al mismo tiempo que la red se mantiene asociada. La ventaja de Wi-Fi en cambio es la cantidad de datos que se pueden transmitir de un punto a múltiples puntos, han sido desarrollados para trabajar con un considerable consumo de potencia.

## **1.2.4. TÉCNICAS DE MODULACIÓN. [23]**

### **a. Modulación para DSSS.**

#### **Modulación OQPSK (Offset Quadrature Phase Shift Keying).**

La modulación OQPSK consiste en realizar una transición de fase en cada intervalo de señalización de bits, por portadora en cuadratura (ver figura 1.21a).

## Modulación BPSK (Binary Phase Shift Keying).

En esta modulación se tiene como resultados posibles dos fases de salida para la portadora con una sola frecuencia. Una fase de salida representa un 1 lógico y la otra un 0 lógico. Conforme la señal digital de entrada cambia de estado, la fase de la portadora de salida se desplaza entre dos ángulos que están  $180^\circ$  fuera de fase (véase figura 1.21b).

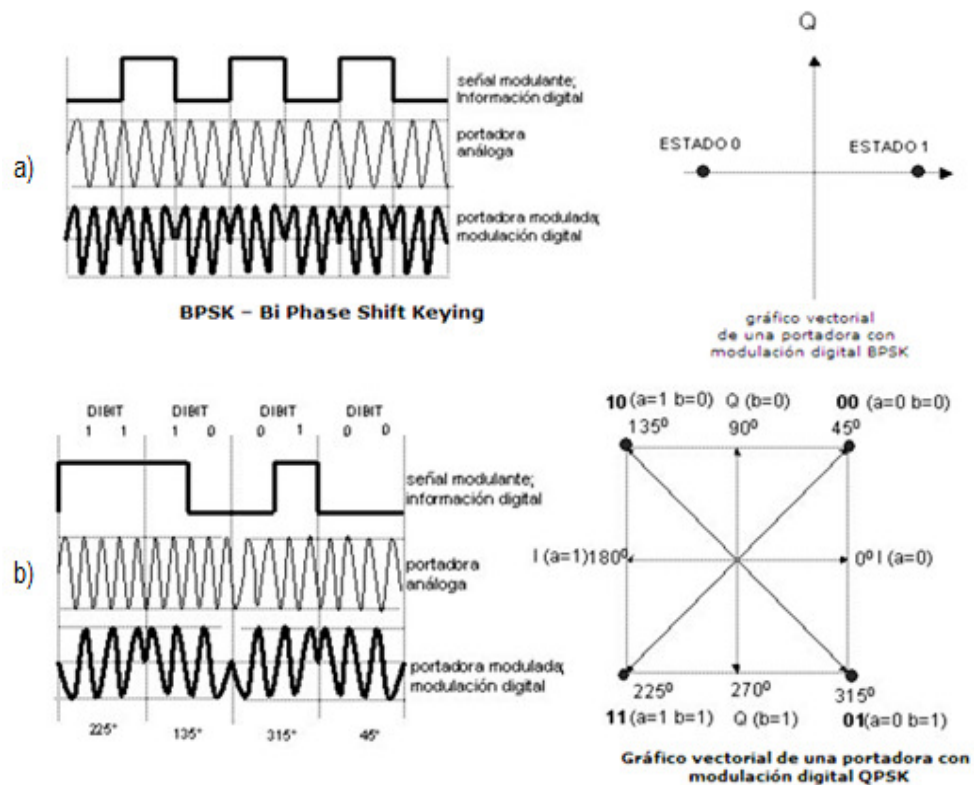


Figura 1.21. Modulación BPSK y QPSK. [24]

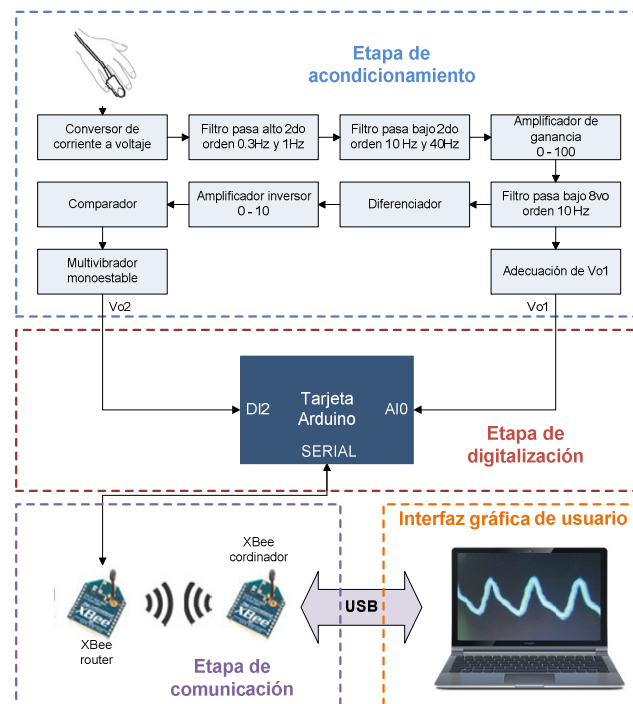
Las modulaciones BPSK y QPSK son óptimas desde el punto de vista de protección frente a errores. Conceptualmente hablando, la diferencia entre distintos símbolos (asociados a cada fase) es máxima para la potencia y ancho de banda utilizados. No pasa lo mismo con 8-PSK, 16-PSK o superiores, para las que existen otras modulaciones más eficientes.

## CAPÍTULO 2 DISEÑO DEL SISTEMA.

En el presente capítulo se describe el diseño y construcción de un módulo didáctico de un medidor de la frecuencia cardíaca mediante fotopleletismografía para el laboratorio de Instrumentación Biomédica, la cual se encuentra dirigida a cubrir la necesidad de los estudiantes para su respectiva capacitación sobre la adquisición de señales cardíacas por medio de un sensor óptico, hasta la presentación de la misma en una interfaz gráfica de usuario (GUI) desarrollada en MATLAB mediante una comunicación inalámbrica basada en el protocolo ZigBee.

### 2.1. DIAGRAMA DE BLOQUES DEL SISTEMA.

En la figura 2.1 se indica las distintas etapas que componen el módulo didáctico a desarrollarse, estas etapas tienen funciones específicas para su funcionamiento.



**Figura 2.1. Diagrama de bloques del sistema.**

Realizado por Chancusi A.

## 2.2. DISEÑO DEL HARDWARE.

Para el diseño del hardware del módulo didáctico se compone de tres etapas muy importantes: etapa de acondicionamiento, etapa de digitalización y etapa de comunicación; que se explica a continuación:

### 2.2.1. DISEÑO DE LA ETAPA DE ACONDICIONAMIENTO.

A continuación se procede al diseño de cada una de las partes de la etapa de acondicionamiento de la señal.

#### a. Conversor de corriente a voltaje.

El fotodiodo produce una corriente entre 0 y 800  $\mu A$ , debido a que es muy pequeño se da la necesidad de convertirla en voltaje y amplificarla, con la implementación de la siguiente configuración, ya que se comprobó experimentalmente su mayor eficacia con respecto a las demás configuraciones probadas, (ver figura 2.2).

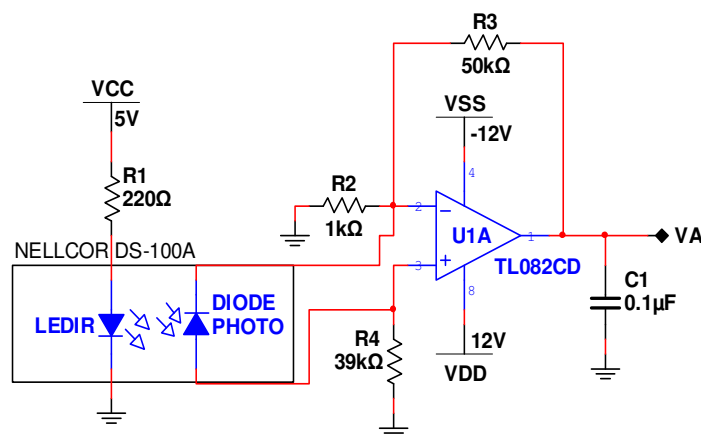


Figura 2.2. Circuito conversor de corriente a voltaje diseñado. [25]

El LED infrarrojo tolera una corriente máxima de 150mA y tiene una caída de tensión entre 1,5 y 2 V. Entonces, se puede escoger el valor de la resistencia para  $R1 = 220 \Omega$  con el cual no se supera la corriente máxima permitida por el LED, como se indica en la ecuación 2.1:

$$\frac{5V - 1,5V}{220\Omega} = 15,9mA$$

Ec. (2.1)

$$15,8mA \leq 150mA$$

El voltaje de salida es determinada mediante la ecuación 2.2:

$$V_A = I_P R_4 (1 + R_3 / R_2)$$

Ec. (2.2)

Donde  $I_P$  es la corriente inversa que se produce en el fotodiodo debido a la presencia de luz.

### b. Filtro pasa alto de segundo orden.

El propósito del filtro pasa alto (ver figura 2.3) es remover las variaciones de voltaje causadas por el movimiento del dedo y el voltaje de polarización DC del sensor de oximetría, con el fin de asegurarse de que la siguiente etapa del circuito no cae en la región de saturación y pueda funcionar correctamente.

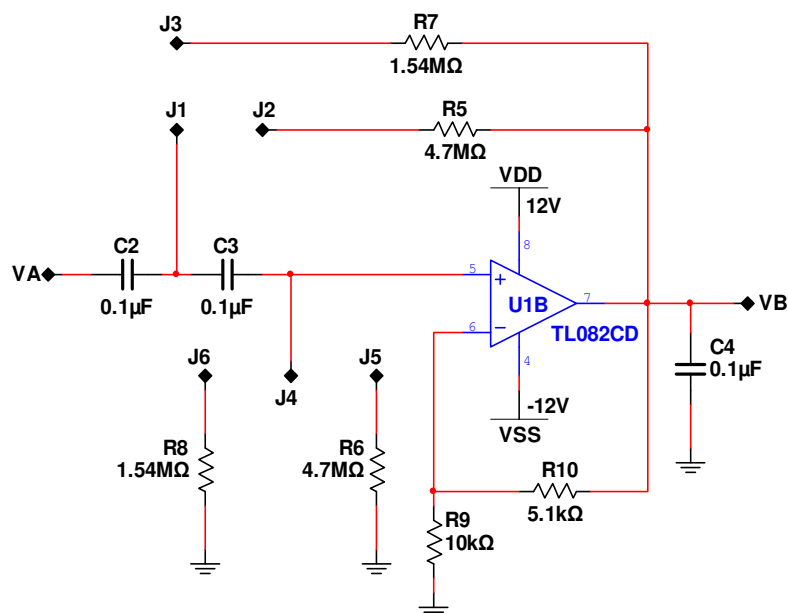


Figura 2.3. Circuito filtro pasa alto de segundo orden diseñado. [25]

La ganancia  $A_V$  y frecuencia de corte  $f_H$  son determinadas a partir de las ecuaciones 2.3 y 2.4 respectivamente.

$$A_V = \frac{R_9 + R_{10}}{R_9} = \frac{10k\Omega + 5.1k\Omega}{10k\Omega} = 1.51 \quad \text{Ec. (2.3)}$$

$$f_{H_1} = \frac{1}{2\pi\sqrt{C_2 C_3 R_7 R_8}} \quad \text{o} \quad f_{H_2} = \frac{1}{2\pi\sqrt{C_2 C_3 R_5 R_6}} \quad \text{Ec. (2.4)}$$

$$f_{H_1} = \frac{1}{2\pi\sqrt{(0.1\mu F)(0.1\mu F)(1.54M\Omega)(1.54M\Omega)}} = 1 \text{ Hz}$$

$$f_{H_2} = \frac{1}{2\pi\sqrt{(0.1\mu F)(0.1\mu F)(4.7M\Omega)(4.7M\Omega)}} = 0.3 \text{ Hz}$$

### c. Filtro pasa bajo de segundo orden.

El objetivo del filtro pasa bajo (ver figura 2.4) es remover el ruido de alta frecuencia producido por la fuente de poder, luz y lámparas fluorescentes.

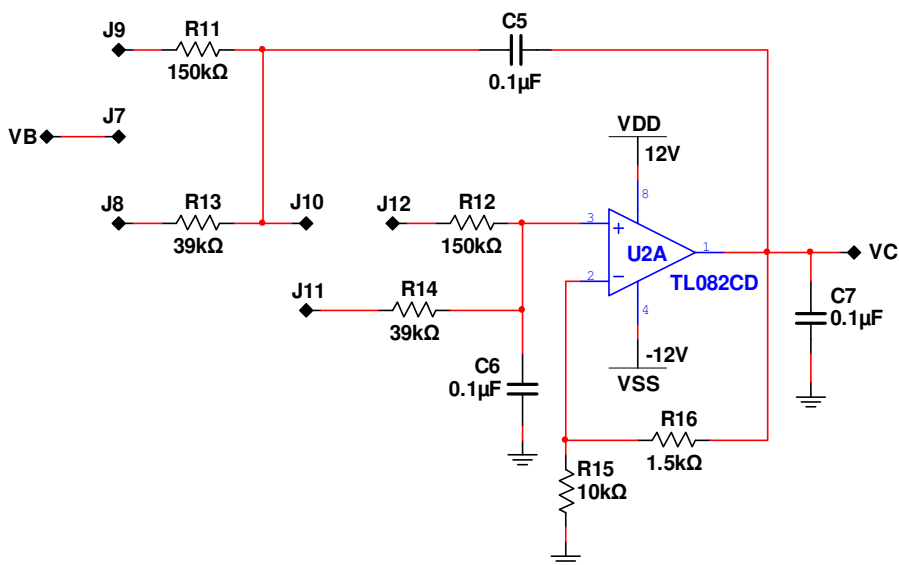


Figura 2.4. Circuito filtro pasa bajo de segundo orden diseñado. [25]

La ganancia  $A_V$  y frecuencia de corte  $f_L$  son determinadas mediante las ecuaciones 2.5 y 2.6 respectivamente:



$$A_V = \frac{R_{15} + R_{16}}{R_{15}} = \frac{10k\Omega + 1.5k\Omega}{10k\Omega} = 1.15 \quad \text{Ec. (2.5)}$$

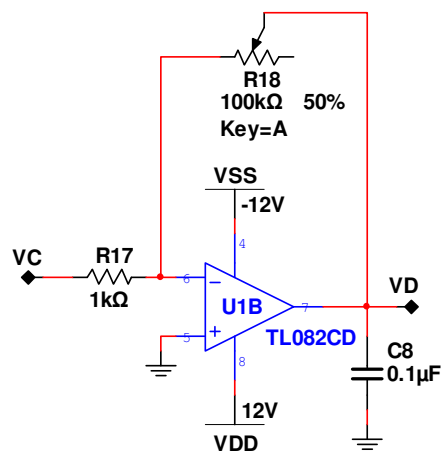
$$f_{L_1} = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_{13}R_{14}C_5C_6}} \quad \text{o} \quad f_{L_1} = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_{11}R_{12}C_5C_6}} \quad \text{Ec. (2.6)}$$

$$f_{L_1} = \frac{1}{2\pi\sqrt{(39k\Omega)(39k\Omega)(0.1\mu F)(0.1\mu F)}} = 40.8 \text{ Hz}$$

$$f_{L_2} = \frac{1}{2\pi\sqrt{(150k\Omega)(150k\Omega)(0.1\mu F)(0.1\mu F)}} = 10.6 \text{ Hz}$$

#### d. Amplificador de ganancia.

Las variaciones de tensión obtenidas de la etapa anterior están en el orden de los milivoltios, por lo tanto, el objetivo de esta etapa es amplificar la señal obtenida y reducir en lo posible el ruido (ver figura 2.5).



**Figura 2.5. Circuito amplificador de ganancia diseñado.** [26]

Es un amplificador inversor cuya ganancia varía de acuerdo al valor del potenciómetro de precisión de 100KΩ, que se calcula a partir de la ecuación 2.7.

$$A_V = -\frac{R_{18}}{R_{17}} \quad \text{Ec. (2.7)}$$

### e. Filtro pasa bajo de octavo orden.

El propósito del filtro pasa bajo de octavo orden es dejar pasar las frecuencias bajas y atenuar las frecuencias altas, además de ser un filtro de orden superior permite aumentar su grado de planicidad acercándose a una respuesta bastante lineal. Se emplean cuatro filtros pasa bajo de segundo orden, conectados en serie para formar el filtro de octavo orden (ver figura 2.6), el cual mejora su selectividad.

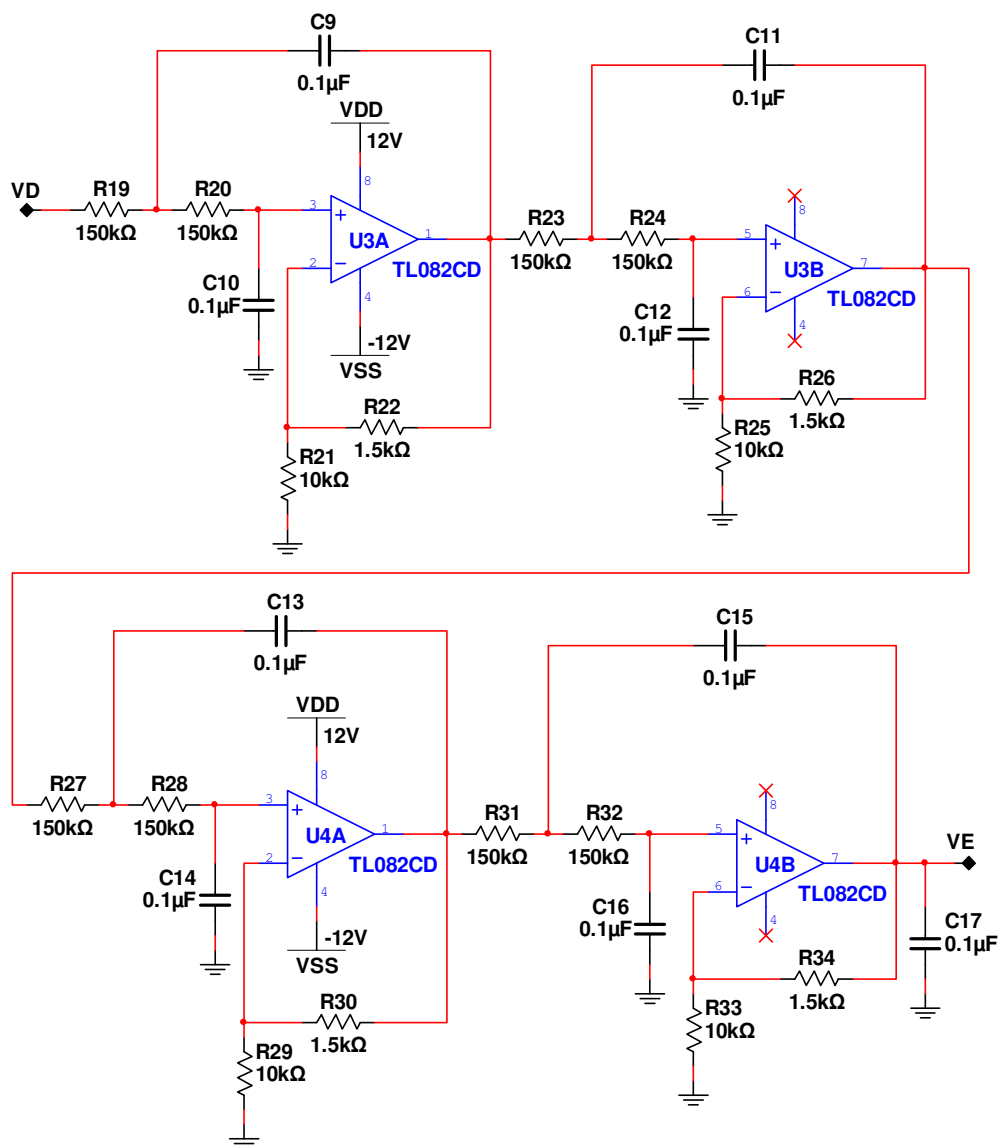


Figura 2.6. Circuito filtro pasa bajo de octavo orden diseñado. [26]

La ganancia  $A_{Vt}$  y frecuencia de corte  $f_L$  son determinadas a partir de las ecuaciones 2.8 y 2.9 respectivamente:

$$A_{V_1} = A_{V_2} = A_{V_3} = A_{V_4} = \frac{R_{21} + R_{22}}{R_{21}} = \frac{10K\Omega + 1.5K\Omega}{10K\Omega} = 1.15 \quad \text{Ec. (2.8)}$$

$$A_{Vt} = A_{V_1} \times A_{V_2} \times A_{V_3} \times A_{V_4} = 1.15 \times 1.15 \times 1.15 \times 1.15 = 1.75$$

$$f_L = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_{19}R_{20}C_9C_{10}}} \quad \text{Ec. (2.9)}$$

$$f_L = \frac{1}{2\pi\sqrt{(150k\Omega)(150k\Omega)(0.1\mu F)(0.1\mu F)}} = 10.6\text{Hz}$$

#### f. Adecuación de la onda del pulso arterial.

Puesto que la onda del pulso arterial posee voltajes mayores a 5V y también voltajes negativos, se debe adecuar la señal de tal modo que siempre su valor logre ser 0V. Para la corrección de los voltajes negativos se suma un voltaje offset variable con una configuración sumador no inversor (ver figura 2.7).

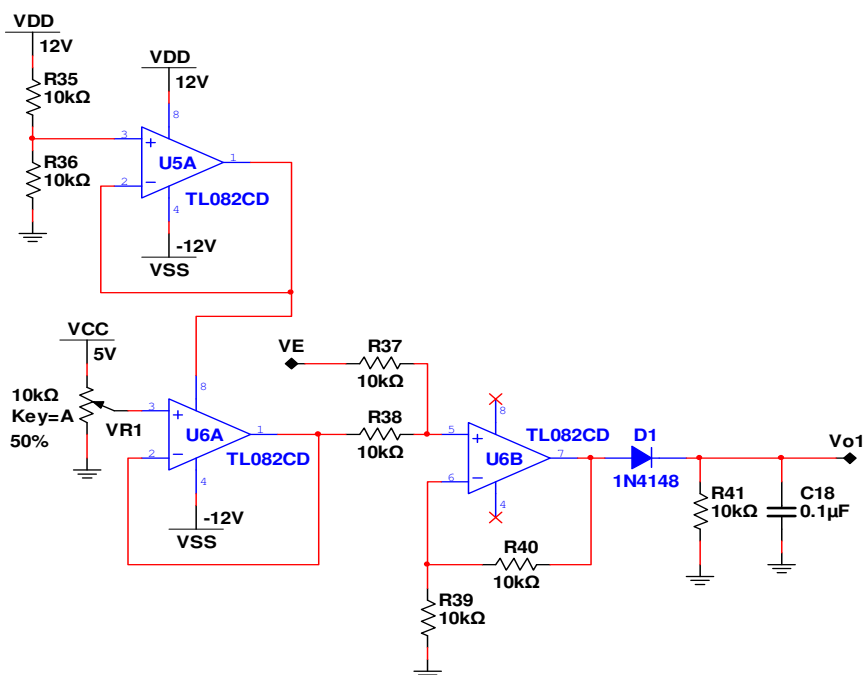
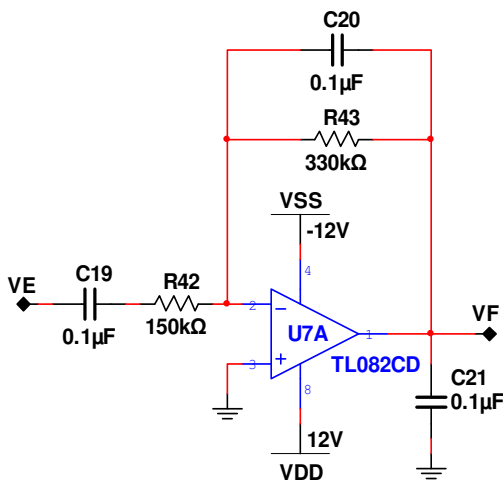


Figura 2.7. Circuito de adecuación de la onda de pulso diseñado. [27]

### g. Diferenciador.

El diferenciador permite acentuar el volumen de cambio de la señal, ya que siempre está variando entre la presión sistólica y diastólica. El efecto de DC puede llevar a los amplificadores operacionales a operar en la región de saturación, y hacer que el diferenciador tenga un funcionamiento anormal. Así, un circuito filtro pasa alto se usa aquí para eliminar los componentes de baja frecuencia del ruido (figura 2.8).



**Figura 2.8. Circuito diferenciador diseñado. [28]**

El voltaje de salida y frecuencia de corte del circuito diferenciador son determinadas mediante las ecuaciones 2.10 y 2.11 respectivamente y son mostradas a continuación:

$$V_{OUT} = -R_{43}C_{19} \frac{\partial V_{IN}}{\partial t} \quad \text{Ec. (2.10)}$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_{43}C_{19}} = \frac{1}{2\pi(330K\Omega)(100nF)} = 4.82\text{Hz} \quad \text{Ec. (2.11)}$$

Con el resultado de la frecuencia de corte, se determina el valor máximo de la frecuencia cardiaca para el módulo didáctico que es de 289 latidos por minuto.

### h. Amplificador inversor.

La señal con un desfase de  $180^\circ$  se produce cuando pasa a través del circuito diferenciador. Para resolver esto, un inversor es utilizado para recuperar la fase de la señal (ver figura 2.9).

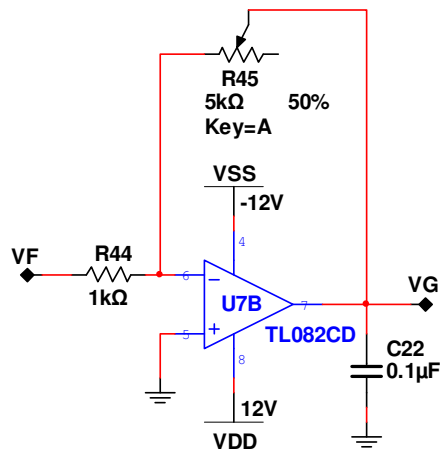


Figura 2.9. Circuito amplificador inversor diseñado. [28]

La ganancia del amplificador inversor varía mediante el potenciómetro de  $5k\Omega$ , que se determina mediante la ecuación 2.12:

$$A_V = -\frac{R_{45}}{R_{44}} \quad \text{Ec. (2.12)}$$

### i. Comparador.

Cuando el voltaje de conducción del diodo  $D_2$  es usado como un voltaje de referencia porque el cierre de la válvula aortica hará una forma de onda de reflexión y producirá un mal disparo (ver figura 2.10). El diodo Zener  $D_3$  es usado para limitar el voltaje de entrada del comparador, que puede evitar una acción anormal causada por una sobreacumulación de carga eléctrica. En un latido del corazón, el comparador puede generar sólo un pulso que es usado para disparar al multivibrador monoestable.

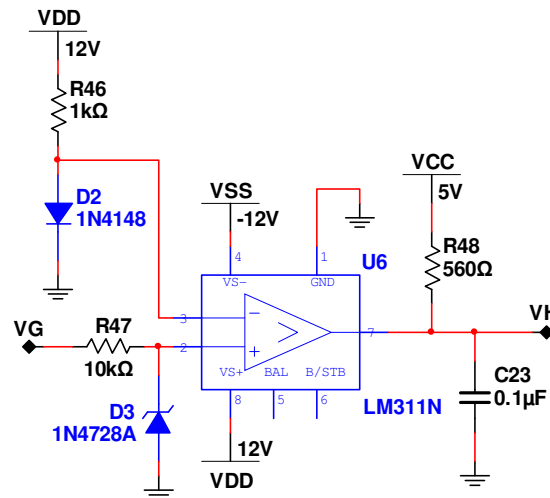


Figura 2.10. Circuito comparador diseñado. [29]

#### j. Multivibrador monoestable.

La figura 2.11 muestra el multivibrador monoestable que produce un pulso por cada señal de disparo positivo que recibe el multivibrador. El LED conectado a la salida del multivibrador titilará una vez por cada latido del corazón. Es necesario considerar que la duración del ciclo de trabajo de este circuito sea inferior al periodo de la forma de onda de pulso arterial medido.

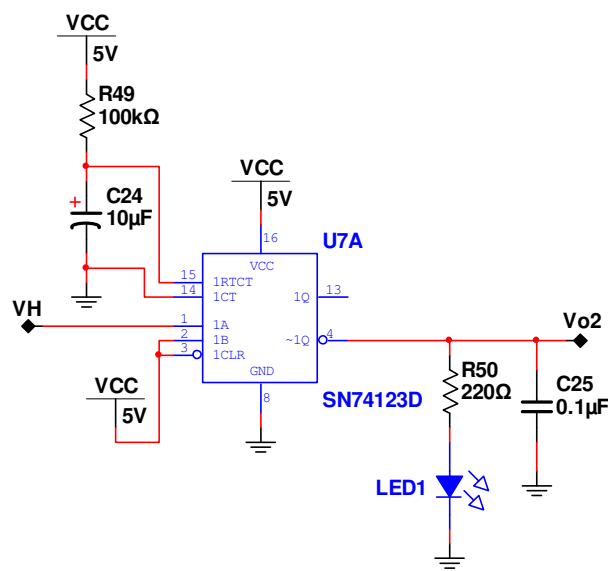


Figura 2.11. Circuito multivibrador monoestable diseñado. [30]

La duración del ancho de pulso en estado alto  $t$  está dada por la ecuación 2.13:

$$t = k R_{49} C_{24} \left( 1 + \frac{0.7}{R_{49}} \right) \quad \text{Ec. (2.13)}$$

$$t = (0.28)(100k\Omega)(100\mu F) \left( 1 + \frac{0.7}{100k\Omega} \right) = 0.28s$$

Donde  $k = 0.28$  recomendado por el fabricante (ANEXO C).

Los requisitos a cumplir por el amplificador operacional son: impedancia de entrada grande, relación de rechazo a modo común (CMRR) elevado, y tiempo de respuesta rápida. Se prosiguió a comparar las principales características de amplificadores operacionales existentes en el mercado nacional, como se muestra en la tabla 2.1.

**Tabla 2.1. Comparación de amplificadores operacionales.**

Características	BJT (LM741)	J-FET (TL082)
Impedancia de entrada ( $R_i$ )	$6 \times 10^6 \Omega$	$10^{12} \Omega$
Ganancia en lazo abierto ( $a_o$ )	$2 \times 10^3$	$10^3$
Ancho de banda en lazo abierto	5 Hz	20 Hz
Ancho de banda de ganancia unitaria	1,5 MHz	4 MHz
Razón de eliminación de modo común (CMRR)	95 dB	100 dB
Rapidez del voltaje de salida (SR)	0,7 V/ $\mu$ s	13 V/ $\mu$ s
Corriente de consumo	1,7 mA	3,6 mA

Elaborado por: Chancusi A.

El amplificador operacional seleccionado es el TL082 del tipo J-FET dual de bajo ruido, porque en comparación a los que utilizan transistores bipolares, presenta una impedancia de entrada grande, tiempo de respuesta rápida y consumen poca potencia.

### 2.2.2. DISEÑO DE LA ETAPA DE DIGITALIZACIÓN.

La figura 2.12 muestra las entradas de la tarjeta Arduino. El puerto A0 será entrada analógica de la señal de la onda de pulso arterial ( $V_{O1}$ ) y el

puerto D2 será entrada digital para la señal de la frecuencia cardíaca ( $Vo_2$ ), además debe poseer comunicación serial.



**Figura 2.12. Circuito de digitalización diseñado.**

Elaborado por: Chancusi A.

Para seleccionar la tarjeta Arduino, esta debe manejar señales análogas y digitales, comunicación serial, frecuencia de reloj alta y compatible con la placa XBee Shield para su integración con el XBee. Por lo tanto, se procedió a comparar las especificaciones importantes de los distintos modelos que se resume en la tabla 2.2.

**Tabla 2.2. Modelos de tarjetas Arduino. [31]**

Modelo	Microcontrolador	Voltaje sistema	Frecuencia de reloj	Digital IO	Análog. I/O	UART	Interfaz programación
Due	AT91SAM3X8E	3.3V	84MHz	54	12/2	4	Nativa USB
Leonardo	ATmega32U4	5V	16MHz	20	12/0	1	Nativa USB
Uno-R3	ATmega328	5V	16MHz	14	6/0	1	USB vía ATmega16U2
RedBoard	ATmega328	5V	16MHz	14	6/0	1	USB vía FTDI
Mega 2560 R3	ATmega2560	5V	16MHz	54	16/0	4	USB vía ATmega16U2

Se seleccionó el modelo UNO-R3 (ver figura 2.13) como la encargada de realizar la adquisición y envió de las señales, mediante comunicación serial hacia el XBee receptor.



**Figura 2.13. Tarjeta Arduino Uno - R3. [31]**



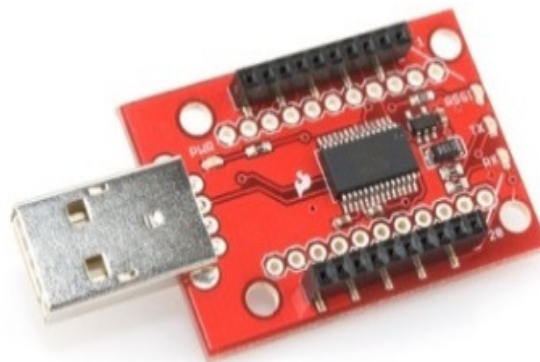
Las principales razones de la elección de esta tarjeta son:

- Basada en el microcontrolador ATmega328.
- Tiene 14 entradas/salidas digitales, de las cuales 6 pueden ser utilizadas como salidas PWM, 6 entradas análogas, un cristal oscilador de 16Mhz, conexión USB, conector de alimentación, conector ICSP y botón de reset.
- Compatible con la placa XBee Shield.
- Contiene todo lo necesario para hacer funcionar al microcontrolador, simplemente conectar a un PC con un cable USB o alimentar con una fuente AC/DC o una batería de 9VDC.
- Puede ser programado de una manera muy fácil utilizando el lenguaje propio de Arduino junto con la interfaz Arduino IDE.

### **2.2.3. DISEÑO DE LA ETAPA DE COMUNICACIÓN.**

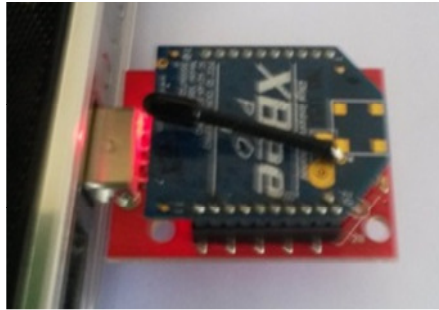
#### **a. Conexión XBee Explorer con el computador (Receptor).**

La placa XBee Explorer se conecta por medio del puerto USB (ver figura 2.14). Por medio de este puerto se energiza el XBee y se establece comunicación. Para su funcionamiento es necesario instalar los drivers denominados VCP (Virtual COM Port), que modifica el puerto USB para simular que el XBee está conectado a un puerto serial.



**Figura 2.14. XBee Explorer. [32]**

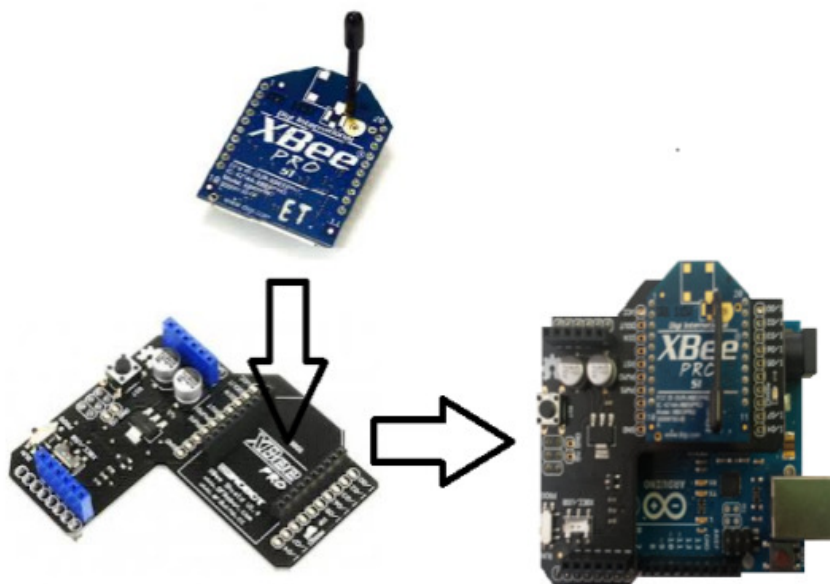
La placa XBee Explorer (ver figura 2.15) se conecta al puerto USB, y se instalan los drivers en el computador con la ayuda de un asistente de instalación. Por defecto, al instalar se le asigna un puerto disponible.



**Figura 2.15. Conexión XBee Explorer con el computador. [32]**

#### **b. Conexión XBee Shield con Arduino (Transmisor).**

Se energiza la placa XBee Shield directamente del Arduino en la terminal de 5V regulándolos a 3.3V necesarios para el funcionamiento del XBee. Cuenta con un led indicador de encendido y un botón de reset. La conexión entre la placa XBee Shield y la tarjeta Arduino es simple como se observa en la figura 2.16.



**Figura 2.16. Conexión modem XBee, Shield y Arduino. [33]**

En la placa XBee Shield se encuentra un pequeño switch a la izquierda del XBee, el cual sirve para establecer comunicación directa y para realizar el cargado de un nuevo programa sirviendo para este efecto las opciones XBEE y USB respectivamente.

Para seleccionar el XBee, este debe ser apto en operar a frecuencias de 2.4 GHz, trabajar con potencia de transmisión alta, distancia de alcance mínima de 10 m y antena incorporada tipo alambre; se prosiguió a comparar en la tabla 2.3 sus principales características.

**Tabla 2.3. Tabla comparativa de XBee del fabricante Digi. [32]**

XBee	Velocidad de datos máxima	Banda de frecuencia	Potencia de TX	Antena	Entradas ADC	Alcance
XBee 1mW Antena PCB	115.2 kbps	2.4 GHz	1 mW (+0dBm)	Incorporado	(7) 10 bits	100 m
XBee 1mW Antena Wire	250 kbps	2.4 GHz	1 mW (+0dBm)	Incorporado	(6) 10 bits	100 m
XBee 2mW Antena Chip-Serie2	250 kbps	2.4 GHz	2 mW (+3dBm)	Incorporado	(6) 10 bits	100 m
XBee 2mW Antena PCB-Serie2 (Mesh)	250 kbps	2.4 GHz	2 mW (+3dBm)	Incorporado	(6) 10 bits	100 m
XBee 2mW RPSMA - Serie2	250 kbps	2.4 GHz	2 mW (+3dBm)	RPSMA	(6) 10 bits	100 m
XBee 2mW Antena Wire-Serie2(Mesh)	250 kbps	2.4 GHz	2 mW (+3dBm)	Incorporado	(6) 10 bits	100 m
XBee Pro 50mW RPSMA-Serie2(Mesh)	250 kbps	2.4 GHz	50 mW (+17dBm)	RPSMA	(6) 10 bits	1.6 km
XBee Pro 50mW Serie2.5 Antena Wire	250 kbps	2.4 GHz	50 mW (+17dBm)	Incorporado	(4) 10 bits	1.6 km
XBee Pro 60mW Serie 1 Antena PCB	250 kbps	2.4 GHz	60 mW (+18dBm)	Incorporado	(6) 10 bits	1.6 km
XBee Pro 60mW Antena Wire	250 kbps	2.4 GHz	60 mW (+18dBm)	Incorporado	(6) 10 bits	1.6 km

Elaborado por: Chancusi A.

El XBee que se seleccionó es el XBee PRO 60mW Antena Wire S1 (figura 2.17) como los dispositivos encargados de la comunicación que serán utilizados en la ejecución del proyecto.

Las razones principales para la elección de este módulo son:

- Brinda buen rendimiento inalámbrico.

- Tiene un alcance de 1.6km con línea de vista y 10m con obstáculos.
- Logra comunicarse en arquitecturas punto a punto, multi-punto o red Malla.
- Puede ser configurados desde el PC utilizando el programa X-CTU.
- Cuenta con tarjetas adaptadoras para la tarjeta Arduino como el XBee Shield y para el computador como el XBee Explorer USB.



**Figura 2.17. XBee Pro - Serie 1. [32]**

## **2.3. DISEÑO DEL SOFTWARE.**

El diseño del software del módulo se compone del código desarrollado para la tarjeta Arduino y la configuración de los XBee PRO S1, que se detalla a continuación.

### **2.3.1. PROGRAMACIÓN DE LA TARJETA ARDUINO.**

En esta sección se explica el desarrollo del código de programación para la tarjeta Arduino, utilizando el lenguaje de programación Arduino IDE.

#### **a. Estructura del lenguaje de programación Arduino IDE.**

La estructura básica del lenguaje de programación se compone de dos partes, o funciones, que encierran bloques que contienen declaraciones, estamentos o instrucciones.

```

void setup()
{
estamentos;
}
void loop()
{
estamentos;
}

```

En donde **setup** es la parte encargada de recoger la configuración y **loop** es la que contienen el programa que se ejecutará cíclicamente (de ahí el término loop-bucle).

#### **b. Descripción del código de programación.**

Se inicia definiendo las variables: heartWave, pinFreq, y Freq que son del tipo entero. Después en el **setup** se inicializa el puerto serie a una velocidad de 19200 bps y se configura el pin digital como entrada. En el **loop**, la función **analogRead** lee el valor del pin especificado de entrada analógico, lo digitaliza y entrega una trama de 10 bits. La función **digitalRead** lee el valor del pin especificado de entrada digital, ya sea alta o baja. La función **Serial.print** permite enviar los datos vía serial, en el código se inicia enviando el valor entero análogo, seguido de un carácter y el valor entero digital. Se termina con un retardo de 20 milisegundos. A continuación se detalla cada línea del código que se utiliza en la programación de la tarjeta Arduino:

```

int heartWave = 0; // Variable para almacenar el valor análogo leído
int pinFreq = 2;   // Etiquetar la variable que se conecta al pin digital 2
int Freq = 0;      // Variable para almacenar el valor digital leído
void setup()
{
  Serial.begin (19200);          // Abrir el puerto serie a 19200 bps

```

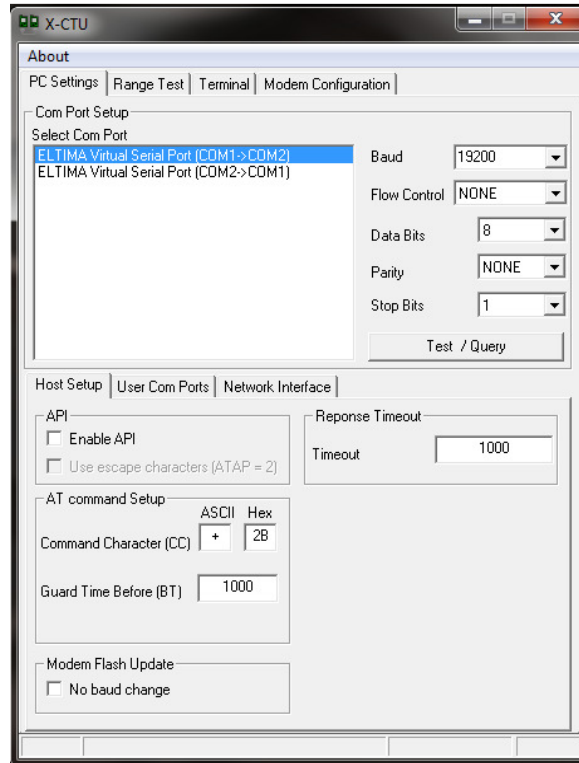
```

pinMode (pinFrec, INPUT);    // Establecer el pin digital 2 como entrada
}
void loop()
{
  heartWave = analogRead (A0); // Leer el pin análogo 0
  Freq = digitalRead (pinFrec); // Leer el pin digital 2
  Serial.print (heartWave);    // Enviar
  Serial.print (",");
  Serial.println (Freq);
  delay(20);                  // Retardo de 20 milisegundos
}

```

### 2.3.2. PROGRAMACIÓN DE LOS XBEE.

Para la configuración de los XBee se utilizó el software X-CTU (ver figura 2.18).

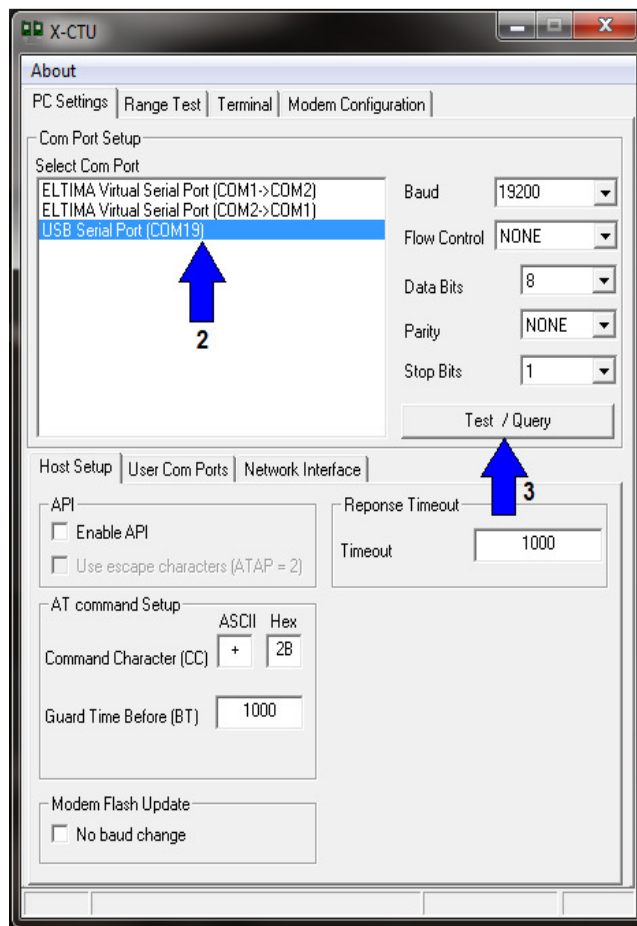


**Figura 2.18. Software X-CTU.**

Elaborado por: Chancusi A.

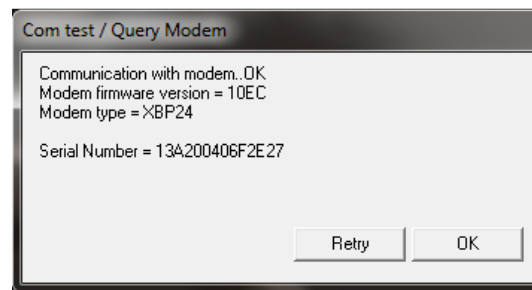
**a. Configuración de los XBee.**

- 1) Colocar un XBee en el XBee Explorer y conectar al computador.
- 2) Ejecutar el programa X-CTU. Se debe mostrar la conexión USB con los puertos disponibles (ver figura 2.19).

**Figura 2.19. Puertos disponibles.**

Elaborado por: Chancusi A.

- 3) Seleccionar el puerto COM apropiado y seleccionar "Test / Query" (ver figura 2.19). Si la respuesta es OK (ver figura 2.20), todo va bien hasta este punto, de otra manera asegúrese de que seleccionó el puerto COM apropiado o revise que no esté mal conectado el XBee en el XBee Explorer.

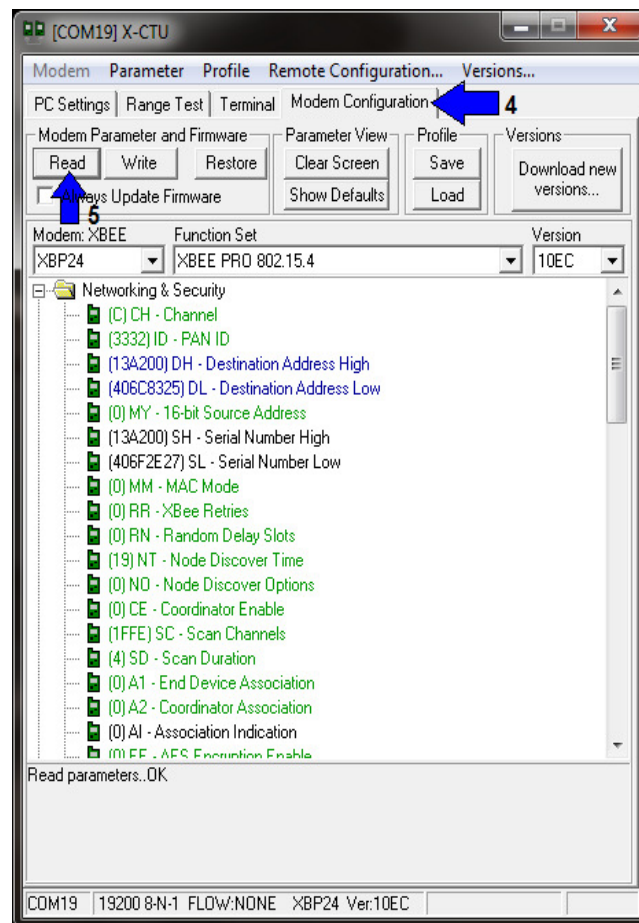


**Figura 2.20. Test.**

Elaborado por: Chancusi A.

### **a.1. Configuración del XBee transmisor.**

- 4) Seleccionar la pestaña "Modem Configuration".
- 5) Seleccionar la opción "Read" (ver figura 2.21).

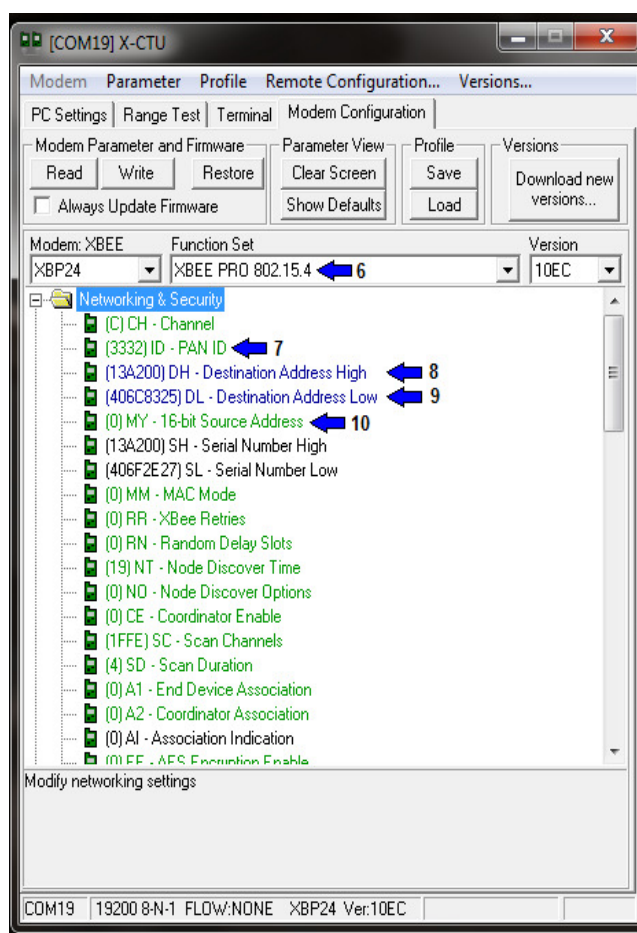


**Figura 2.21. Modem Configuration.**

Elaborado por: Chancusi A.



- 6) En la opción “Function Set”, seleccionar XBEE PRO 802.15.4.
- 7) En la carpeta “Networking & Security” seleccionar ID – PAN ID y establecer de 3332.
- 8) En la opción “DH – Destination Address High” establecer el valor de 13A200.
- 9) En la opción “DL – Destination Address Low” establecer el valor de 406C8325.
- 10) En la opción “MY – 16-bit Source Address” establecer el valor de 0 (figura 2.22).



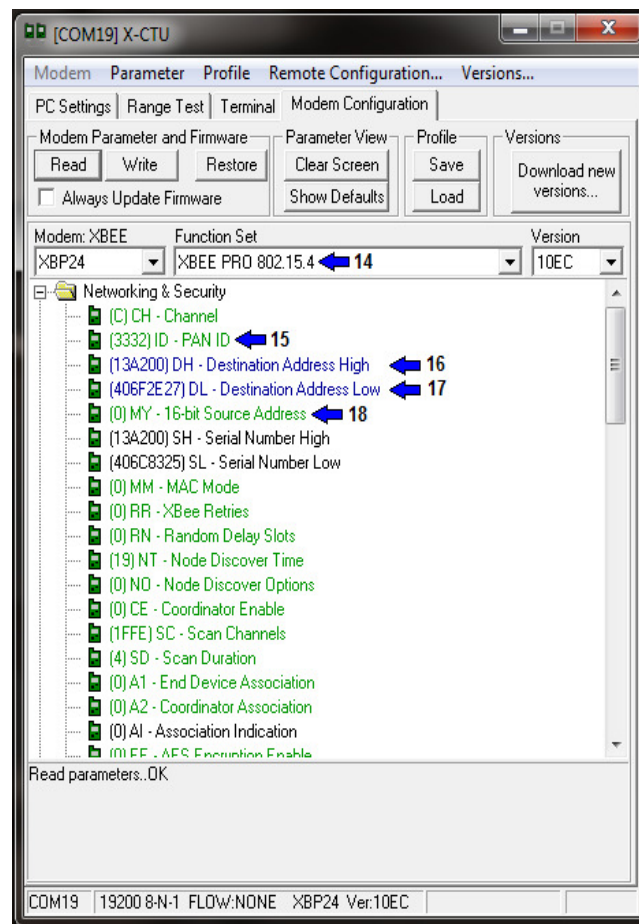
**Figura 2.22. Configuración del XBee transmisor.**

Elaborado por: Chancusi A.

- 11) Seleccionar el botón “Write” y esperar a que se termine la configuración.
- 12) Cerrar X-CTU, desconectar el XBee Explorer del computador y desconectar el XBee que se acaba de configurar.

### a.2. Configuración del modem XBee receptor.

- 13) Repetir los pasos 1 al 5 con el segundo XBee.
- 14) En la opción “Function Set”, seleccionar XBEE PRO 802.15.4.
- 15) En la carpeta “Networking & Security” seleccionar ID – PAN ID y establecer el mismo número dado al XBee coordinador.
- 16) En la opción “DH – Destination Address High” establecer el valor de 13A200.
- 17) En la opción “DL – Destination Address Low” establecer el valor de 406F2E27.
- 18) En la opción “MY – 16-bit Source Address” establecer el valor de 0 (figura 2.23).



**Figura 2.23. Configuración del XBee receptor.**

Elaborado por: Chancusi A.

- 19) Seleccionar el botón "Write" y esperar a que se termine la configuración.
- 20) Cerrar el X-CTU, desconectar el XBee Explorer del computador y desconectar el XBee que se acaba de configurar.

## **2.4. DISEÑO DE LA INTERFAZ GRÁFICA DE USUARIO.**

El diseño de la GUI a desarrollarse, debe ser apto de recibir los datos adquiridos en la tarjeta Arduino, el tratamiento y escalamiento a valores de voltaje, graficar las dos señales, calcular y visualizar el valor de la frecuencia cardíaca.

### **2.4.1. REQUERIMIENTOS DE LA GUI.**

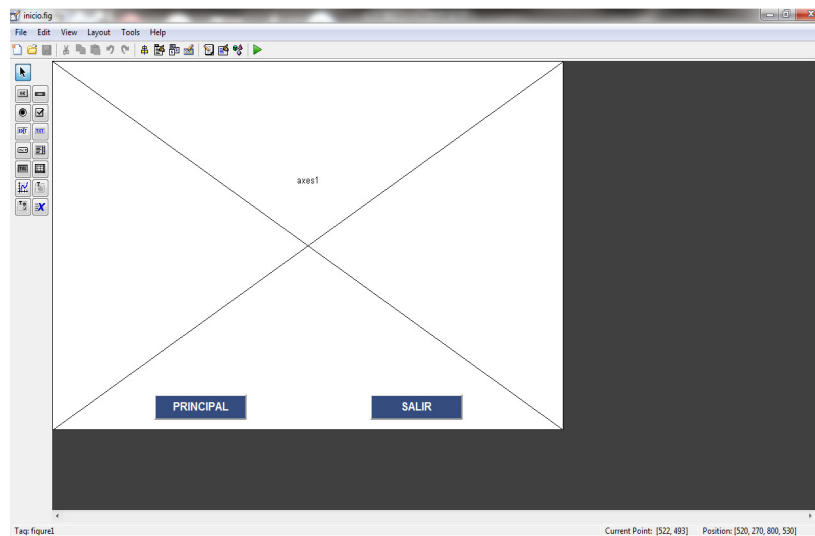
De acuerdo a la propuesta del proyecto se desarrollara una interfaz gráfica amigable con el usuario, que sea apto de recibir los datos de manera inalámbrica desde el módulo didáctico y mostrar la forma de la onda del pulso arterial, donde se configuro los ejes tanto en amplitud como en tiempo para ajustar a la señal de entrada, un indicador numérico que permite mostrar el valor de la frecuencia cardíaca en pulsos por minuto. Conforme a estas consideraciones los requerimientos para el diseño de la interfaz gráfica de usuario son:

- Una pantalla de presentación en la que muestre el tema del proyecto, el autor y dos botones de navegación.
- Una pantalla principal que permita seleccionar el puerto de comunicación, un indicador numérico que muestre el valor de la frecuencia cardíaca, la presentación gráfica de la forma de onda del pulso arterial y tres botones de navegación.

### **2.4.2. DESPLIEGUE DE PANTALLAS DE LA GUI.**

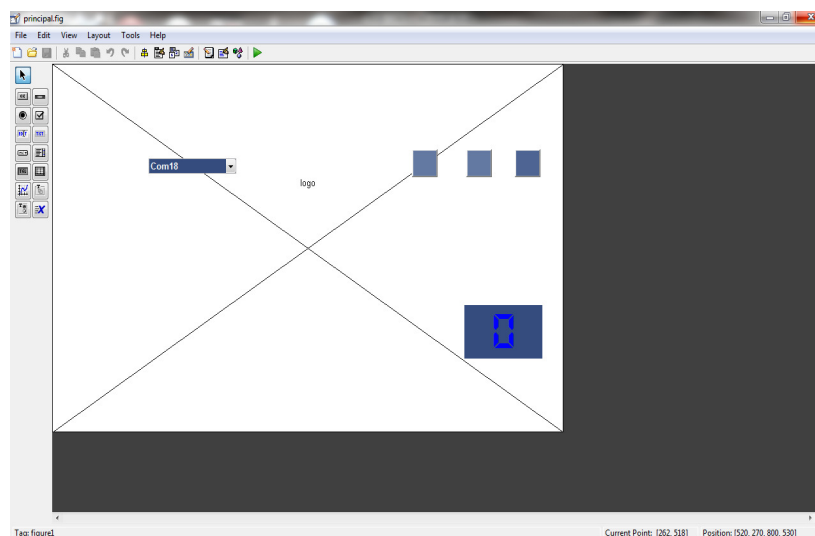
Para este proyecto se elaboraron dos pantallas: una pantalla inicial (ver figura 2.24), que muestra una imagen de fondo relacionada al proyecto, en

texto el tema con el nombre del autor y dos botones que permiten dirigirnos a la pantalla principal o salir de la aplicación, y otra pantalla (ver figura 2.25), que permite escoger el puerto de comunicación, un axes que presente la gráfica de los dos canales, un texto que indica el valor de la frecuencia cardíaca y tres botones: uno para comenzar la captura de datos, otro para detener y el ultimo para salir de la aplicación.



**Figura 2.24. PORTADA en GUIDE de MATLAB.**

Elaborado por: Chancusi A.



**Figura 2.25. Pantalla principal en GUIDE de MATLAB.**

Elaborado por: Chancusi A.

En las figuras 2.26, 2.27 y 2.28 se indican las pantallas cuando se ejecuta los archivos.m de dichas pantallas.

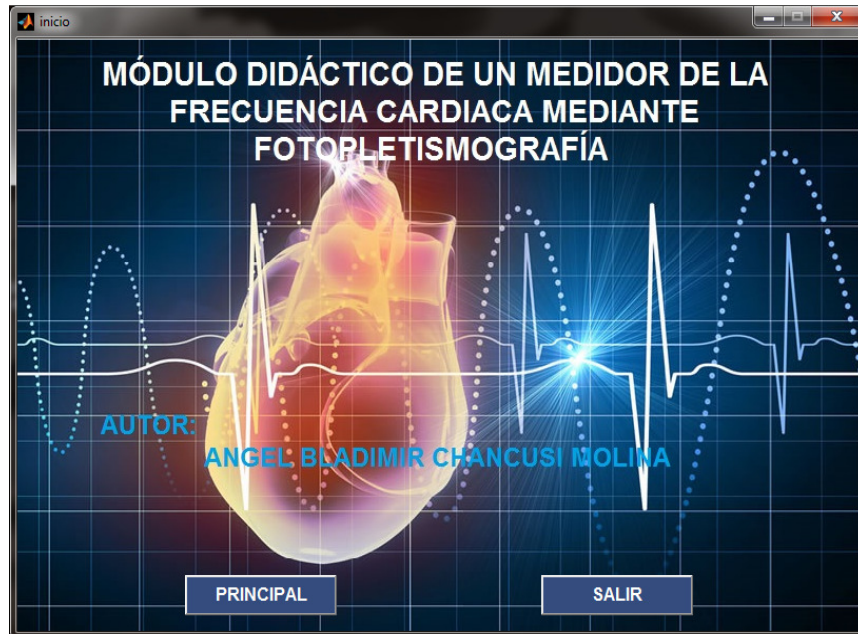


Figura 2.26. PORTADA en ejecución.

Elaborado por: Chancusi A.

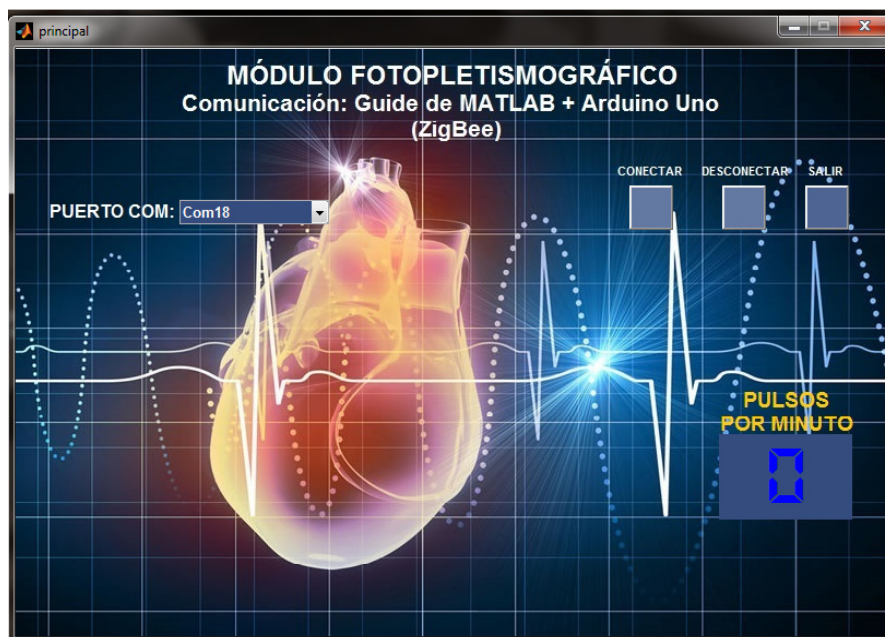


Figura 2.27. Pantalla principal en ejecución.

Elaborado por: Chancusi A.

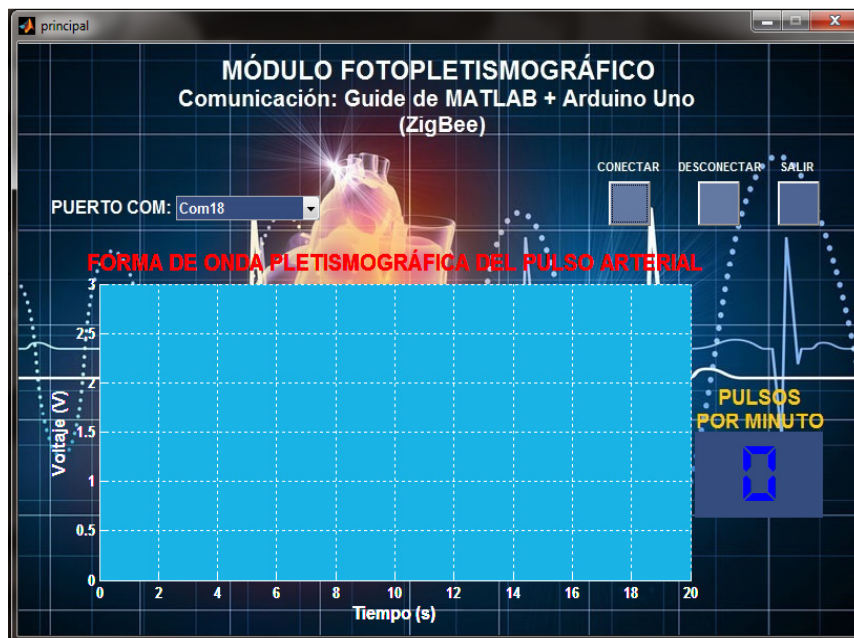


Figura 2.28. Pantalla principal en ejecución con la visualización gráfica.

Elaborado por: Chancusi A.

### 2.4.3. PROGRAMACIÓN DE LAS PANTALLAS DE LA GUI EN M-FILE.

#### a. Programación de la portada de la GUI.

Para la portada de la GUI, se va a programar una pantalla donde se va a colocar la imagen de fondo. Para esto, el código en la sección de inicialización del programa es el siguiente:

```
function inicio_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)
% This function has no output args, see OutputFcn.
% hObject    handle to figure
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
% varargin   command line arguments to inicio (see VARARGIN)
% Choose default command line output for inicio
handles.output = hObject;
% Update handles structure
guidata(hObject, handles);
% crear imagen de fondo
a = imread('ecg1.jpg');
image(a)
axis off
% centrar pantalla
scrsz=get(0,'ScreenSize');
```

```

pos_act=get(gcf,'Position');
xr=scrsz(3)-pos_act(3);
xp=round(xr/2);
yr=scrsz(4)-pos_act(4);
yp=round(yr/2);
set(gcf,'Position',[xp yp pos_act(3) pos_act(4)]);
yr=scrsz(4)-pos_act(4);
yp=round(yr/2);
set(gcf,'Position',[xp yp pos_act(3) pos_act(4)]);

```

Para desplegar las pantallas en MATLAB se escribe el nombre de la ventana, por ejemplo 'inicio' y para cerrar 'close principal'. Para esto, el código del *callback* para el botón PRINCIPAL y el botón SALIR es:

```

function principal_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to principal (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see
GUIDATA)
principal;
close inicio;

function salir_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to salir (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see
GUIDATA)
close inicio;

```

Ejecutar el programa presionando la tecla F5.

## b. Programación de la pantalla principal de la GUI.

El código para la parte de inicialización del programa que se usa para colocar la imagen de fondo es el siguiente:

```

function principal_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)
% This function has no output args, see OutputFcn.
% hObject    handle to figure
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
% varargin   command line arguments to principal (see VARARGIN)
% Choose default command line output for principal
handles.output = hObject;
% Update handles structure

```

```

guidata(hObject, handles);
% crear imagen de fondo
axes(handles.logo)
handles.imagen=imread('ecg2.jpg');
imagesc(handles.imagen)
axis off
grid off
% centrar pantalla
scrsz=get(0,'ScreenSize');
pos_act=get(gcf,'Position');
xr=scrsz(3)-pos_act(3);
xp=round(xr/2);
yr=scrsz(4)-pos_act(4);
yp=round(yr/2);
set(gcf,'Position',[xp yp pos_act(3) pos_act(4)]);

```

El código del *callback* del botón 'CONECTAR' es:

```

function conectar_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to desconectar (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
global flag;
flag =0;
popup_sel_index=get(handles.menu,'Value');
string_list=get(handles.menu,'String');
sel=string_list(popup_sel_index);
% borrar previos
delete(instrfind);

% crear objeto serie
s = serial(sel,'BaudRate',19200,'Terminator','CR/LF');
warning('off','MATLAB:serial:fscanf:unsuccessfulRead');
% abrir puerto
fopen(s);

% parámetros de medidas
tmax = 20; % tiempo de captura en s
rate = 20; % resultado experimental (comprobar)

% preparar la gráfica
a=axes('XLim',[0 tmax],'YLim',[0 5]);
l1 = line(nan,nan,'Color','r','LineWidth',1);
l2 = line(nan,nan,'Color','b','LineWidth',1);
xlabel('Tiempo (s)','Color',[1 1
1],'FontName','Arial','FontSize',12,'FontWeight','Bold')
ylabel('Voltaje (V)','Color',[1 1
1],'FontName','Arial','FontSize',12,'FontWeight','Bold')
title('FORMA DE ONDA PLETISMOGRÁFICA DEL PULSO ARTERIAL','color',[1
0 0],'FontName','Arial','FontSize',15,'FontWeight','Bold')
set(gca,'Units','pixels','Position',[78,50,563,265],'Color',[0.1 0.7
0.9],'XColor','w','YColor','w','FontName','Arial','FontSize',10,'Font
tWeight','Bold');
grid on

j = 0;
tElapsed = 0;

```



```

v1 = zeros(1,tmax*rate);
v2 = zeros(1,tmax*rate);

i = 1;
t = 0;

while (flag ==0)
    % leer del puerto serie
    a = fscanf(s, '%d,%d');
    v1(i)=a(1)*5/1024;
    v2(i)=a(2);

    % dibujar en la gráfica
    x = linspace(0,i/rate,i);
    set(l1, 'YData', v1(1:i), 'XData', x);
    set(l2, 'YData', v2(1:i), 'XData', x);

    if v2(i)>=1 && j==0
        tStart = tic;
        j=1;
    end

    if v2(i)<=0 && j==1
        j=2;
    end

    if v2(i)>=1 && j==2
        tElapsed = toc(tStart);
        j=0;
    end

    frequency = round(60/tElapsed);
    set(handles.lpm, 'String', frequency);

    drawnow

    i = i+1;
    if (i == (tmax*rate))
        i = 1;
    end

end

clc;

%cerrar puerto
fclose(s);
delete(s);
clear s;

```

El código del *callback* del botón 'DESCONECTAR' es:

```

function desconectar_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to desconectar (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
global flag;
flag = 1;

```

El código del *callback* del botón 'SALIR' es:

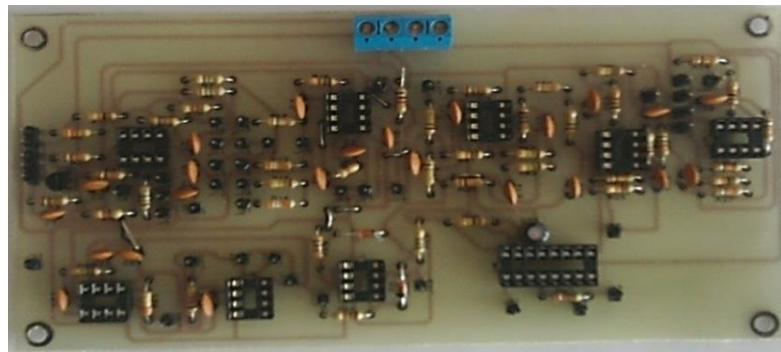
```
function salir_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to salir (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
close principal;
```

Ejecutar el programa presionando la tecla F5.

### CAPÍTULO 3

#### IMPLEMENTACIÓN Y PRUEBAS DEL SISTEMA.

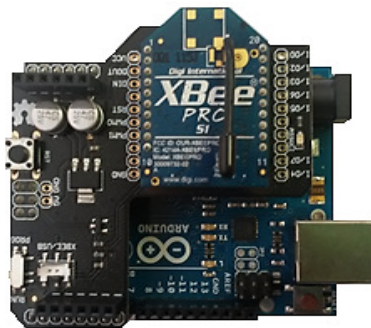
Para la implementación final del sistema se fabricó una placa de circuito impreso donde se ensamblaron todos los elementos. La placa contiene los circuitos de acoplamiento del sensor, el filtro pasa alto de segundo orden, el filtro pasa bajo de segundo orden, el amplificador de ganancia, el filtro pasa bajo de octavo orden, el diferenciador, el amplificador inversor, el comparador, el multivibrador monoestable y la adecuación de la onda del pulso arterial (ver figura 3.1).



**Figura 3.1. Placa de la etapa de acondicionamiento.**

Elaborado por: Chancusi A.

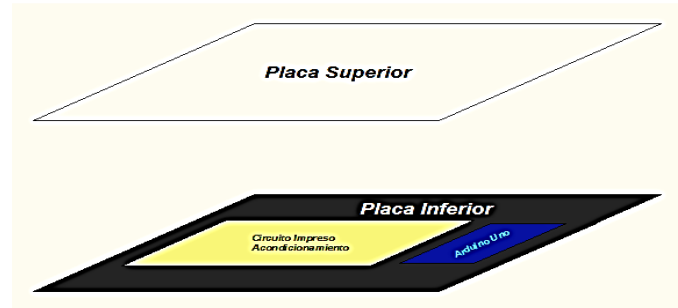
La tarjeta Arduino ensamblado con la XBee Shield y el XBee (ver figura 3.2) se encargan de la digitalización de las señales y de la comunicación con el computador.



**Figura 3.2. Tarjeta Arduino ensamblada con XBee Shield.**

Elaborado por: Chancusi A.

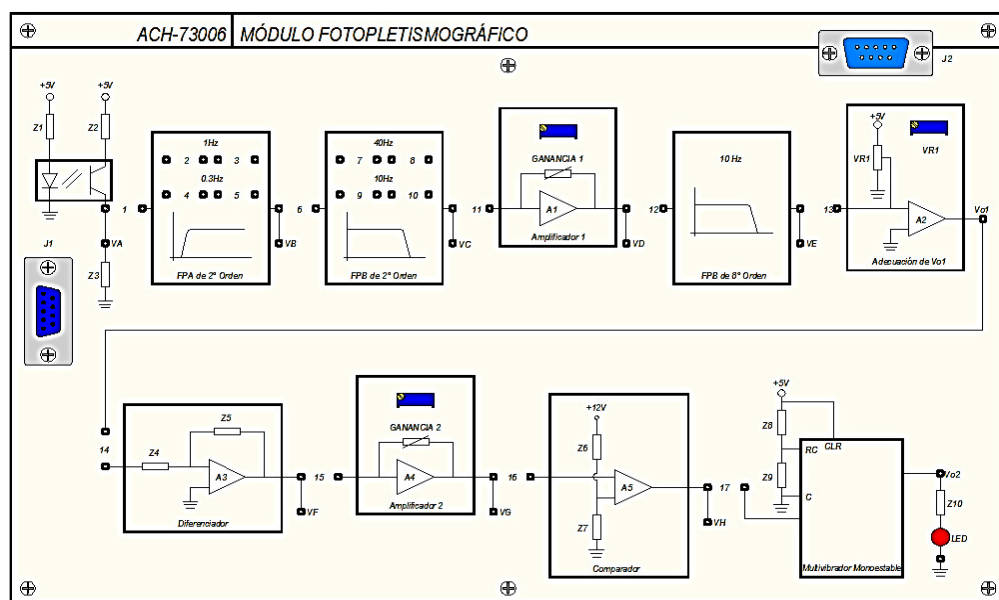
Posteriormente las placas serán acopladas en una placa de acrílico mediante la utilización de pernos y tuercas como se observa en la figura 3.3, listo para montar dentro de la caja que contendrá el proyecto.



**Figura 3.3. Placas acopladas listas para montar en la caja.**

Elaborado por: Chancusi A.

Luego de efectuar las conexiones respectivas se coloca el proyecto dentro de una caja de acrílico en la cual se realizan perforaciones para poder colocar conectores desde los cuales se podrá manipular el módulo didáctico una vez que se hayan conectado internamente los conectores y las placas. En un plano extendido se puede apreciar el módulo terminado (ver figura 3.4) con todos los conectores y etiquetas necesarias para la práctica.



**Figura 3.4. Vista general del módulo didáctico terminado.**

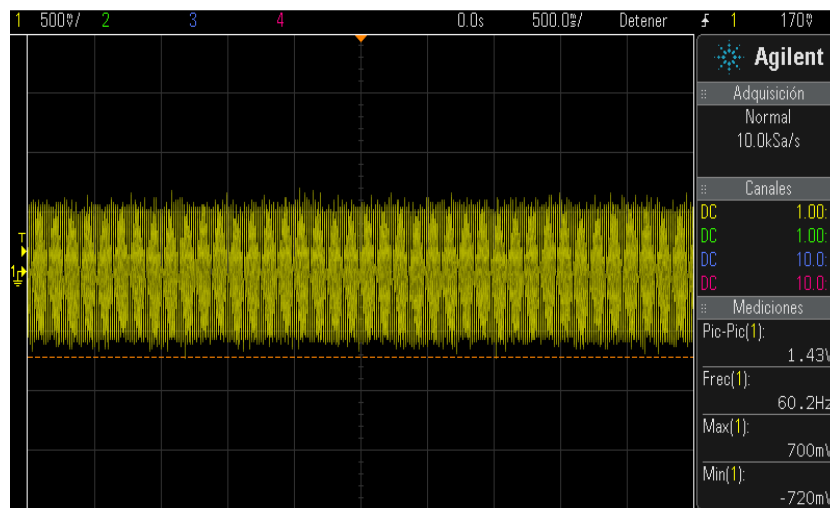
Elaborado por: Chancusi A.

### 3.1. PRUEBAS.

En este ítem se va a indicar las pruebas de medición realizadas a cada una de las etapas que compone el módulo didáctico, como son: etapa de acondicionamiento, etapa de digitalización, etapa de comunicación y etapa de visualización donde se encuentra la interfaz gráfica de usuario GUI, hasta la obtención de la señal de la forma de onda del pulso arterial y el valor de la frecuencia cardíaca expresada en pulsos por minuto.

#### 3.1.1. PRUEBAS DE LA ETAPA DE ACONDICIONAMIENTO.

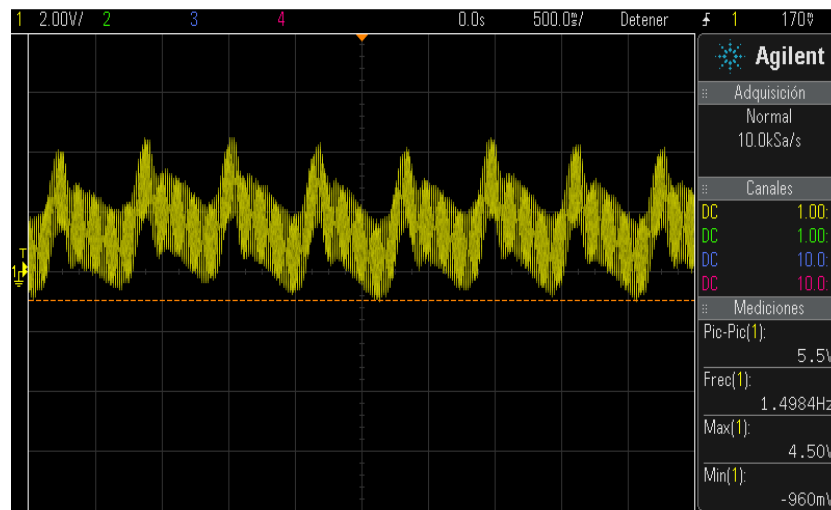
La forma de onda resultante que se observa en la figura 3.5, se la obtiene a la salida del filtro pasa alto de segundo orden con una frecuencia de corte de 0.3 Hz, se puede observar que la señal contiene interferencias de ruido provocadas por la frecuencia de la red eléctrica.



**Figura 3.5. Forma de onda a la salida del filtro pasa alto de 2° orden.**

Elaborado por: Chancusi A.

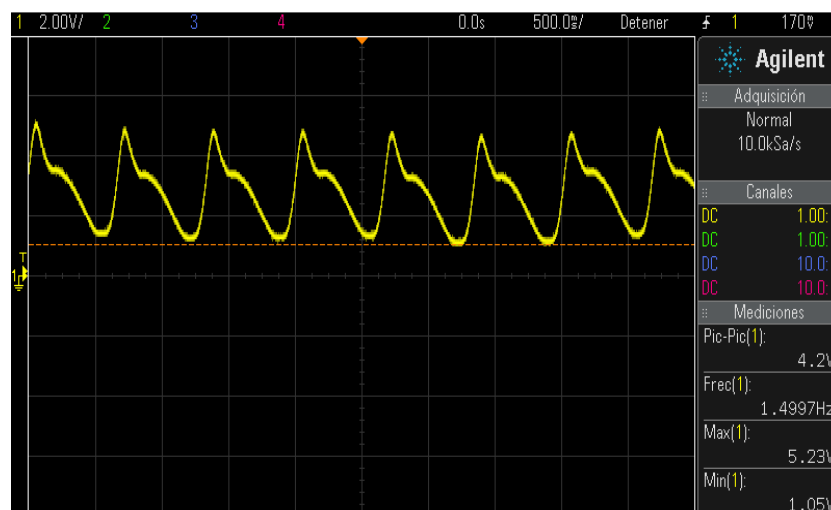
La forma de onda resultante que se observa en la figura 3.6, se la obtiene a la salida del filtro pasa bajo de segundo orden con frecuencia de corte de 10 Hz, se observa que la señal aun contiene ruido provocado por altas frecuencias proveniente de la frecuencia de la red eléctrica.



**Figura 3.6. Forma de onda a la salida del filtro pasa bajo de 2° orden.**

Elaborado por: Chancusi A.

La representación de la forma de onda del pulso arterial se observa en la figura 3.7, y se logra obtener a la salida del filtro pasa bajo de octavo orden con frecuencia de corte de 10 Hz, se observa que la señal está libre de interferencias provocadas por el ruido.



**Figura 3.7. Forma de onda a la salida del filtro pasa bajo de 8° orden.**

Elaborado por: Chancusi A.

La forma de onda resultante que se observa en la figura 3.8, se la adquiere a la salida del circuito diferenciador junto con el amplificador

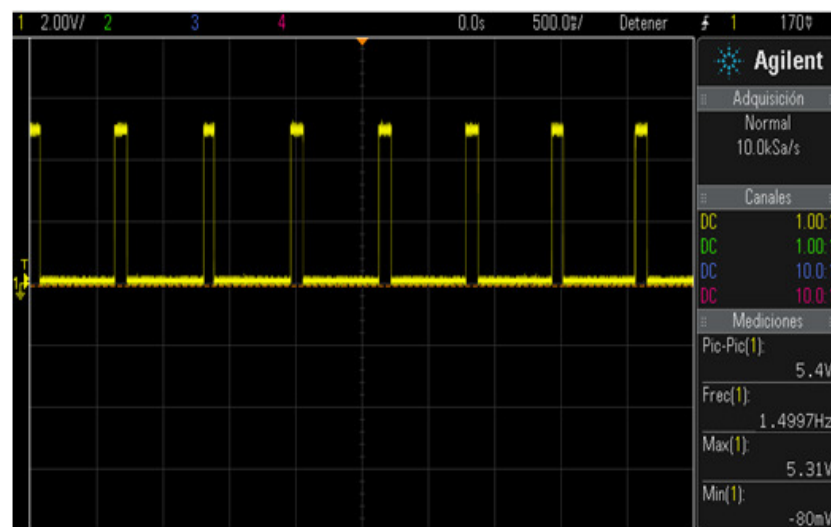
inversor, se muestra que la señal se asemeja a la onda característica del electrocardiograma (ecg).



**Figura 3.8. Forma de onda a la salida del diferenciador.**

Elaborado por: Chancusi A.

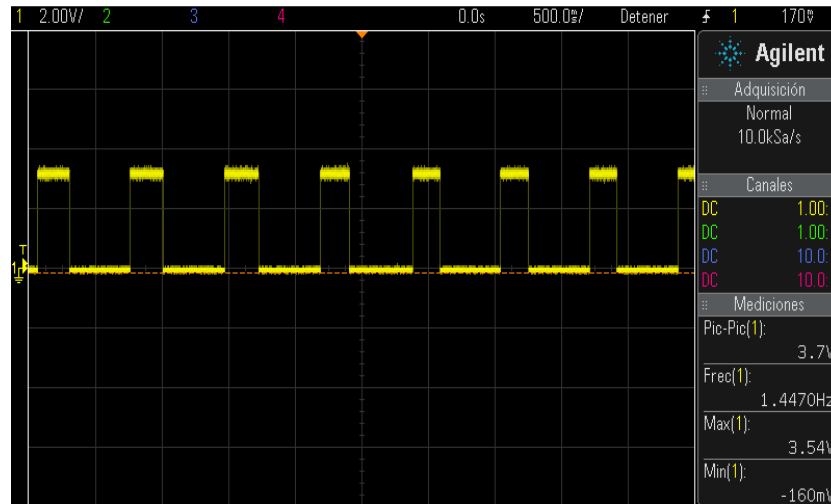
La forma de onda resultante que se indica en la figura 3.9, se la obtiene a la salida del circuito comparador; esta señal es la encargada de disparar el circuito multivibrador monoestable.



**Figura 3.9. Forma de onda a la salida del comparador.**

Elaborado por: Chancusi A.

La forma de onda resultante que se muestra en la figura 3.10 se la obtiene a la salida del circuito multivibrador monoestable; la frecuencia de esta señal multiplicada por 60 representa el valor del pulso cardíaco expresada en latidos por minutos.

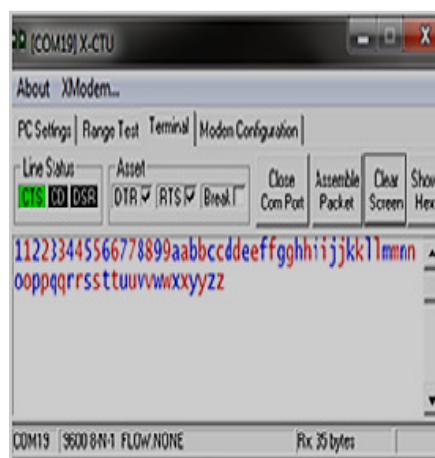


**Figura 3.10. Forma de onda a la salida del multivibrador monoestable.**

Elaborado por: Chancusi A.

### 3.1.2. PRUEBAS DE LA ETAPA DE COMUNICACIÓN.

Para comprobar el correcto funcionamiento de los XBee, se realizó las pruebas empleando X-CTU en modo Terminal, en la figura 3.11 se indica los datos enviados en texto azul y los recibidos en texto rojo.



**Figura 3.11. Envío y recepción de datos vía ZigBee.**

Elaborado por: Chancusi A.



### 3.1.3. PRUEBAS DE LA ETAPA DE DIGITALIZACIÓN.

Haciendo el uso del monitor serial del software Arduino, se puede conocer lo que está enviando la tarjeta Arduino por puerto serial, como se lo indica en la figura 3.12.

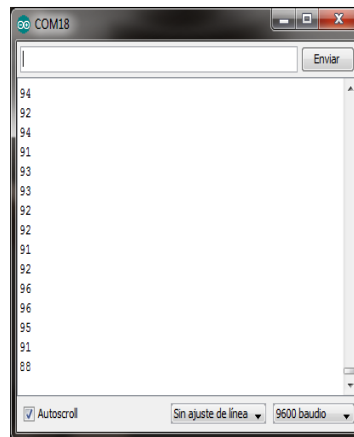


Figura 3.12. Datos transmitidos por serial.

Elaborado por: Chancusi A.

### 3.1.4. PRUEBAS DE LA INTERFAZ GRÁFICA DE USUARIO.

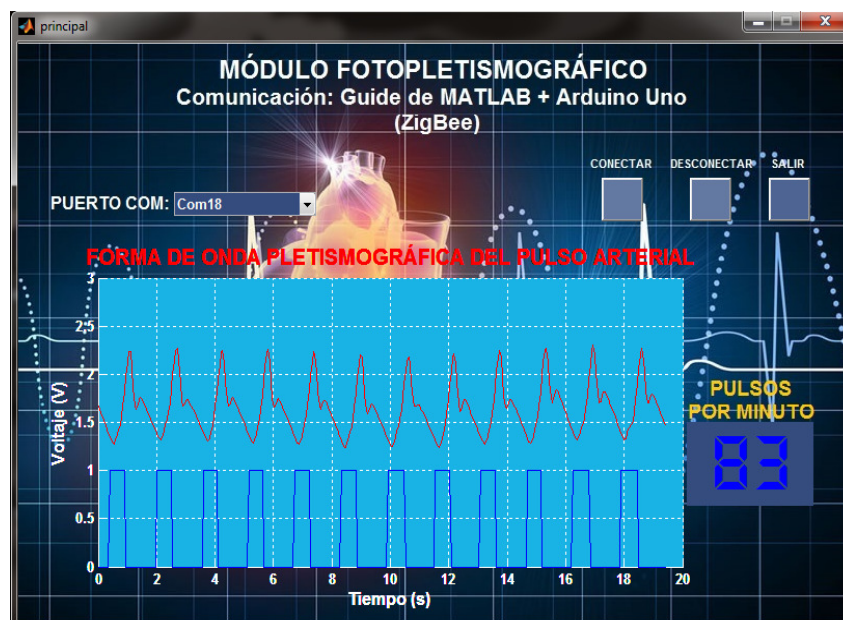


Figura 3.13. Frecuencia cardíaca mostrada en la interfaz de usuario.

Elaborado por: Chancusi A.

En la figura 3.13 se muestra la interfaz gráfica de usuario desarrollada en GUIDE de MATLAB, donde la forma de onda del pulso arterial y el valor de la frecuencia cardíaca son obtenidas en el computador vía ZigBee desde el módulo didáctico.

### 3.2. ANÁLISIS DE RESULTADOS.

Luego de ajustar el módulo didáctico (Anexo B), se prosiguió a tomar mediciones para comparar con un equipo comercial de oximetría, se escogió el equipo NELLCOR modelo N600 por ser el más utilizado en el entorno hospitalario (Anexo D).

Para la realización de dichas pruebas las personas (pacientes) deben encontrarse en reposo y permanecer en una posición fija para minimizar los movimientos y tensiones; obteniéndose los siguientes resultados mostrados en la tabla 3.1.

**Tabla 3.1. Resultados obtenidos con respecto a un equipo comercial.**

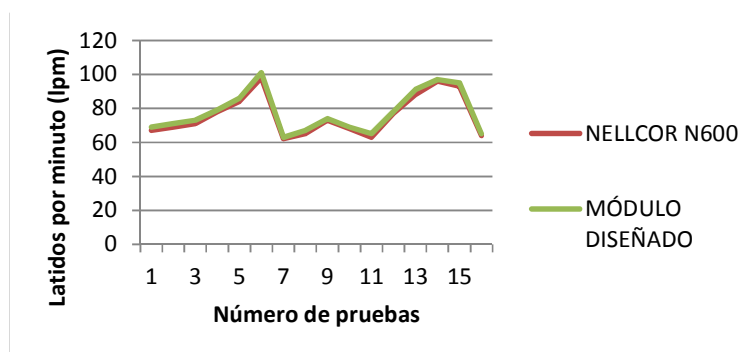
Prueba N°	NELLCOR N600 (lpm)	Equipo Diseñado (lpm)	Error (%)
1	67	69	2,98
2	69	71	2,89
3	71	73	2,81
4	78	79	1,28
5	84	86	2,38
6	98	101	3,06
7	62	63	1,61
8	65	67	3,07
9	73	74	1,36
10	68	69	1,47
11	63	65	3,17
12	77	78	1,29
13	88	91	3,41
14	96	97	1,04
15	93	95	2,15
16	64	65	1,56
<b>PROMEDIO</b>			<b>2,22</b>

Elaborado por: Chancusi A.

Para calcular el porcentaje de error entre el módulo diseñado y el equipo NELLCOR N600 se utilizó la ecuación 3.1.

$$\%Error = \frac{Frec.Módulo - Frec.Nellcor}{Frec.Módulo} \times 100 \quad \text{Ec. 3.1.}$$

De la tabla antes mencionada se puede deducir que existe un porcentaje promedio de error en las mediciones del 2,22% con respecto al equipo NELLCOR N600, este error se debe a que los circuitos integrados utilizados para la amplificación, acondicionamiento y filtrado de la señal del sensor son del tipo genérico, ya que los circuitos de mayor precisión e inmunes al ruido no están disponibles en el mercado nacional e incluso sus precios son muy elevados; también los equipos comerciales utilizan circuitos integrados especialmente diseñados para la detección de la frecuencia cardíaca que no se encuentran disponibles al público. En la figura 3.14 se puede observar claramente la diferencia que existe en la medición de los latidos por minuto entre el equipo NELLCOR N600 y el módulo diseñado.



**Figura 3.14. Gráfica comparativa.**

Elaborado por: Chancusi A.

## 3.2. ALCANCES Y LIMITACIONES.

### 3.3.1. ALCANCES.

- Realiza la transmisión de datos empleando comunicación inalámbrica basada en el protocolo ZigBee.
- El módulo calza con el tablero master KL – 73001 del laboratorio donde se realizan las prácticas de Instrumentación Biomédica.

- Permite realizar prácticas de laboratorio con orientación pedagógica para los estudiantes de cómo acondicionar, amplificar, filtrar y adquirir señales fisiológicas provenientes del cuerpo humano.

### 3.3.2. LIMITACIONES.

- Su alcance de transmisión es limitada aproximadamente 10 m.
- Solo se puede usar sensor de oximetría de la marca Nellcor.
- Se puede monitorear a un solo paciente.
- No posee un registro de datos.

### 3.3. ANÁLISIS DE COSTOS DEL PROYECTO.

Para el cálculo total de los costos del proyecto; en la tabla 3.2 se prosiguió a cuantificar los costos directos e indirectos para la ejecución de este proyecto:

**Tabla 3.2. Costo total del proyecto.**

COSTOS DIRECTOS	VALOR	
<b>Materiales Directos</b>		<b>390,05</b>
Circuito impreso	40,00	
Tarjeta Arduino Uno	36,00	
Sensor NELLCOR DS-100A	54,00	
Caja contenedora de acrílico	10,00	
XBee Pro - S1	110,00	
XBee Shield	15,90	
XBee Explorer USB	35,50	
Postes y tuercas	21,00	
Otros componentes electrónicos	60,00	
Imprevistos 2%	7,65	
<b>Materiales Indirectos *</b>		<b>452,68</b>
Fuente de alimentación	15,00	
Computador**	50,00	
Elaboración del programa Informático	300,00	
Taladro*	21,00	
Brocas	5,00	
Luz*	16,80	
Set de juego de herramientas	15,00	
Cautín*	21,00	
Imprevistos 2%	8,88	
<b>Costos Indirectos</b>		<b>105,40</b>
Movilización	100,00	
Internet*	5,40	
<b>Mano de Obra Directa</b>		<b>1360,00</b>
Sueldo ***	1360,00	
<b>TOTAL</b>		<b>2308,12</b>

Elaborado por: Chancusi A.

- \* El costo esta tomado en base al porcentaje utilizado para la elaboración del proyecto (30%).
- \*\* De valor de Computador (1000) se utiliza el 5%.
- \*\*\* Calculado en base al tiempo de elaboración de proyecto (8 meses) a medio tiempo del sueldo básico.

Al efectuar un análisis de costo del proyecto desarrollado cuyo precio es de 2308,12 USD, con un oxímetro comercial de la marca NELLCOR modelo N600 cuyo precio es de 3200 USD, se nota una gran ventaja económica. La diferencia en precios es de 891,88 USD que equivale al 28% de ahorro.

En el mercado de equipos médicos se pueden apreciar equipos de diferentes precios y marcas empleados a la medición de la frecuencia cardíaca. Por lo general estos equipos no sólo miden este parámetro sino también miden la saturación de oxígeno en la sangre, llamados oxímetros de pulso. En efecto, el costo se eleva.

Cabe resaltar que el módulo didáctico desarrollado tiene habilidades adicionales tales como monitoreo inalámbrico, fácil y amigable interfaz gráfica de usuario y ajuste del equipo. Por otro lado, el oxímetro Nellcor N-600 posee la ventaja de graficar los latidos del corazón, sin embargo no tiene las características adicionales indicadas anteriormente, por lo que, el módulo didáctico desarrollado resulta ser un equipo ventajoso y de amplios beneficios.

## **CAPÍTULO 4**

### **CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.**

#### **4.1. CONCLUSIONES.**

- Se diseñó e implementó un módulo didáctico fotopleletismográfico utilizando la técnica de captura por trans-iluminado, que permite visualizar el valor de la frecuencia cardíaca expresada en pulsos por minuto y la representación gráfica de la forma de onda del pulso arterial mediante una interfaz gráfica de usuario desarrollada en GUIDE de MATLAB; permitiendo una idónea visualización de las señales obtenidas por el prototipo, así como una fácil manipulación por parte del usuario mediante un entorno visual sencillo.
- Se comprobó con pruebas experimentales que con filtros pasa bajos de segundo y cuarto orden, la forma de onda del pulso arterial no se consiguió disminuir las interferencias de ruido provocado por altas frecuencias.
- Se realizó una comparación entre el valor de la frecuencia cardíaca obtenida por el módulo didáctico desarrollado y la obtenida por el equipo NELLCOR N600 a un mismo paciente en reposo, revelando que tiene un porcentaje promedio de error en la medición del 2,22%; por tanto, el módulo es confiable en la monitorización del ritmo cardíaco.
- El módulo didáctico, ofrece una lectura de la frecuencia cardíaca una vez se ha estabilizado en aproximadamente 5 segundos y la interfaz de usuario dispone de suficientes datos para realizar las tareas requeridas.
- Al realizar una comparación de costos entre el módulo desarrollado y el equipo comercial NELLCOR N600, se notó beneficio económico del 28% de ahorro.

- El módulo permite completar las prácticas que se realizan en el laboratorio.
- El alcance del monitoreo inalámbrico del módulo didáctico es aplicable dentro de un laboratorio o habitación.

#### 4.2. RECOMENDACIONES.

- Se recomienda emplear únicamente sensores de oximetría compatibles con la marca Nellcor; ya que otros sensores tienen diferentes conectores al del DB9.
- Se sugiere mantener la mano del paciente lo más quieta posible mientras se realizan las mediciones, ya que el movimiento del sensor perjudica en la detección de los latidos cardíacos.
- Con el propósito de garantizar la detección adecuada de los latidos cardíacos, se recomienda emplear uno de los dedos índices de las manos para la medición; en el caso de que el paciente tenga dedos gruesos, emplear el dedo meñique.
- Ya que no se pudo conseguir circuitos especiales de mayor precisión e inmunes al ruido, es recomendable que se tenga atención en la selección de los dispositivos y su disponibilidad en el mercado nacional, aunque esto lleve al aumento del costo del proyecto.
- Si se quiere lograr mayor alcance de monitoreo se recomienda utilizar el XBee del tipo RPSMA y una antena adicional.



## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] I. Khurana, Essentials of Medical Physiology, Delhi: Elsevier, 2008, pp. 160-161.
- [2] Guardavidas, «Pulso Arterial Valores Normales y Sitios para tomar el Pulso en primeros auxilios,» Guardavidas, 23 Enero 2010. [En línea]. Available: <http://www.guardavidas.org/pulso-arterial-valores-normales-y-sitios-para-tomar-el-pulso-en-primeros-auxilios/>. [Último acceso: 3 Febrero 2014].
- [3] J. Daza Lesmes, Evaluación clínico-funcional del movimiento corporal humano, Bogota: Médica Panamericana, 2007, p. 54.
- [4] R. Gazitúa, «Manual de semiología,» 1 Septiembre 2007. [En línea]. Available: <http://escuela.med.puc.cl/Publ/ManualSemiologia/180PulsoArterial.htm>. [Último acceso: 12 Enero 2014].
- [5] H. Argente y M. Álvarez, Semiología médica: fisiopatología, semiotecnia y propedeútica. Enseñanza basada en el paciente, Primera ed., Buenos Aires: Médica Panamericana, 2005, pp. 344-352.
- [6] I. Khurana, Textbook of Human Physiology for Dental Students, Second ed., New Delhi: Elsevier Health Sciences, 2013, p. 151.
- [7] M. Rodriguez, «Historia de las ciencias: El pulso,» 25 Enero 2011. [En línea]. Available: <http://alejandrofathouh.blogspot.com/2011/01/historia-de-las-ciencias-el-pulso-y-el.html>. [Último acceso: 1 Octubre 2014].
- [8] S. Márquez y N. Garatachea, Actividad física y salud, Primera ed., Madrid: Ediciones Díaz de Santos, 2013, pp. 494-495.
- [9] MedlinePlus, «Pulso,» MedlinePlus, 16 Mayo 2014. [En línea]. Available: <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/003399.htm>. [Último acceso: 9 Junio 2014].
- [10] A. AbuRahma y . D. Bandyk, Noninvasive Vascular Diagnosis, Third ed., New York: Springer Science & Business Media, 2012, pp. 463-

471.

- [11] D. Negus, P. Smith y J. Bergan, LEG ULCERS: Diagnosis and Management, Third ed., Boca Raton: CRC Press, 2005.
- [12] Cables y Sensores, «Sensores de Oximetría,» Cables y Sensores, 24 Febrero 2014. [En línea]. Available: <http://www.cablesysensores.com/collections/sensores-y-cables-oximetria>. [Último acceso: 9 Junio 2014].
- [13] COVIDIEN, «Sensores de pulsioximetría,» 1 Enero 2014. [En línea]. Available: <http://www.covidien.com/rms/products/pulse-oximetry/sensors&product=1>. [Último acceso: 10 Marzo 2014].
- [14] D. Harris, «Nellcor SpO2 Sensor,» Parallax, 1 Noviembre 2013. [En línea]. Available: <http://learn.parallax.com/spo2-sensor-propeller-spin-demo>. [Último acceso: 9 Junio 2014].
- [15] D. Kaur, S. Kumar y S. Sharma, «Visualización gráfica en línea de oxígeno de la sangre,» *Revista Internacional de Ciencia e Investigación de Ingeniería*, vol. II, nº 6, p. 5, 2011.
- [16] A. Godse y U. Bakshi, Basic Electronics, First ed., Pune: Technical Publications, 2009.
- [17] J. Aschner y R. Polin, CLINICS AND PERINATOLOGY: Advances in Respiratory Care of the Newborn, vol. XXXIX, Virginia: Elsevier Health Sciences, 2012.
- [18] AngioScan, «"AngioScan-01" es un dispositivo de diagnóstico profesional para la evaluación del estado de la función arterial,» AngioScan, 9 Junio 2014. [En línea]. Available: <http://www.angioscan.ru/en/angioscan-01/full>. [Último acceso: 13 Junio 2014].
- [19] BTC, «Photoplethysmography,» BTC, 9 Junio 2014. [En línea]. Available: <http://www.btcenter.gr/userfiles/LRR-PPG.php.content.htm>. [Último acceso: 13 Junio 2014].
- [20] J. Dignani, «ANÁLISIS DEL PROTOCOLO ZIGBEE,» 1 Enero 2011. [En línea]. Available:

[http://postgrado.info.unlp.edu.ar/Carreras/Especializaciones/Redes\\_y\\_Seguridad/Trabajos\\_Finales/Dignanni\\_Jorge\\_Pablo.pdf](http://postgrado.info.unlp.edu.ar/Carreras/Especializaciones/Redes_y_Seguridad/Trabajos_Finales/Dignanni_Jorge_Pablo.pdf). [Último acceso: 7 Julio 2014].

- [21] J. Martín y D. Ruiz, «Informe Técnico: Protocolo ZigBee (IEEE 802.15.4),» 1 Junio 2007. [En línea]. Available: [http://rua.ua.es/dspace/bitstream/10045/1109/7/Informe\\_ZigBee.pdf](http://rua.ua.es/dspace/bitstream/10045/1109/7/Informe_ZigBee.pdf). [Último acceso: 2 Junio 2014].
- [22] I. Barneda, «ZIGBEE APLICADO A LA TRANSMISIÓN DE DATOS DE SENSORES BIOMÉDICOS,» 17 Septiembre 2008. [En línea]. Available: <http://www.recercat.net/bitstream/handle/2072/13081/PFC%20Ivan%20Barneda.pdf?sequence=1>. [Último acceso: 9 Junio 2014].
- [23] C. Ortega, D. Roque y L. Úbeda, «Zigbee: El nuevo estándar global para la domótica e inmótica,» UNIVERSIDAD NACIONAL DE INGENIERÍA, 28 Julio 2008. [En línea]. Available: <http://www.monografias.com/trabajos-pdf/zigbee/zigbee.pdf>. [Último acceso: 9 Junio 2014].
- [24] E. Carleti, «Procesos de Modulación Digital,» LINEAR, 24 Octubre 2005. [En línea]. Available: <http://www.linear.com.br/es/index2.php?abrir=artigos>. [Último acceso: 9 Junio 2014].
- [25] R. L. Boylestad y L. Nashelsky, Electrónica: teoría de circuitos y dispositivos electrónicos, Octava ed., Juárez: Pearson Educación, 2003, pp. 715-733.
- [26] P. San Miguel, Electrónica aplicada, Primera ed., Madrid: Paraninfo, 2010, pp. 257-261.
- [27] A. Carretero, F. Ferrero, J. Sánchez-Infantes, P. Sánchez-Infantes y F. Valero, Electrónica, Madrid: Editex, 2009, p. 205.
- [28] T. Maloney, Electrónica industrial moderna, Quinta ed., Juárez: Pearson Educación, 2006, pp. 294-340.
- [29] A. Fernández, Control de los Sistemas Continuos, Segunda ed.,

Asturias: Universidad de Oviedo, 2007, p. 147.

- [30] A. Hermosa, *Electrónica digital fundamental programable*, Cuarta ed., Barcelona: Marcombo, 2010, pp. 308-309.
- [31] Arduino, «Compare las especificaciones de mesa,» Arduino, 1 Mayo 2014. [En línea]. Available: <http://arduino.cc/en/Products.Compare>. [Último acceso: 9 Junio 2014].
- [32] Sparkfun Electronics, «Sparkfun XBee Explorer Dondle,» Sparkfun Electronics, 11 Febrero 2011. [En línea]. Available: <https://www.sparkfun.com/products/11697>. [Último acceso: 10 Marzo 2014].
- [33] Go Tronic, «Shield XBee DFR0015,» Go Tronic, 1 Enero 2010. [En línea]. Available: <http://www.gotronic.fr/art-shield-xbee-dfr0015-19258.htm>. [Último acceso: 11 Marzo 2014].
- [34] XBEE.CL, «Modulos de transmision inalambrica,» XBEE.CL, 1 Enero 2009. [En línea]. Available: <http://www.xbee.cl/caracteristicas.html>. [Último acceso: 9 Junio 2014].

# ANEXOS

**ANEXO A:**  
**GLOSARIO DE TÉRMINOS**

## A

**Amplificador:** Circuito electrónico que puede aumentar la excursión pico a pico de la tensión, la corriente o la potencia de una señal.

**Ancho de Banda:** Diferencia entre las dos frecuencias de corte de un amplificador.

**Aorta:** Es la principal arteria del cuerpo humano.

**Arteria:** Es cada uno de los vasos que llevan la sangre oxigenada desde el corazón hacia las demás partes del cuerpo.

**Arteria Braquial:** Es la arteria del brazo.

**Arteria Carótida:** Son ramas de la aorta que nacen a corta distancia del corazón, hacia arriba y a través del cuello.

**Arteria Cubital:** Es una arteria que se origina como rama terminal interna de la arteria braquial.

**Arteria Femoral:** La arteria femoral es una gran arteria del muslo.

**Arteria Poplítea:** Es una arteria que se origina como prolongación de la arteria femoral.

**Arteria Radial:** Es una arteria del antebrazo que se origina como rama de bifurcación externa de la arteria humeral.

**Arritmia:** Es un cambio en el ritmo de los latidos de su corazón. Una arritmia también puede significar que su corazón late irregularmente; que se salta un latido o que tiene un latido de más.

## B

**Bradisfigmia:** Lentitud anormal del pulso, con la presencia o no de bradicardia.

## C

**Comparador:** Circuito electrónico que compara dos señales de entrada para indicar la relación de igualdad o desigualdad entre ellas.

## D

**Diástole Ventricular:** Es el período en el que el corazón se relaja después de una contracción.

**Diferenciador:** Circuito electrónico que presenta una salida proporcional a la variación de la señal de entrada.

## E

**Escotadura:** Es una depresión o indentación en el borde de un hueso o de otro órgano.

**Estenosis aórtica:** En la estenosis aórtica, la válvula aórtica no se abre completamente, lo cual disminuye el flujo de sangre desde el corazón.

## F

**Filtro:** Es un circuito eléctrico que permite pasar señales con ciertos rangos de frecuencias y bloquea todas las otras frecuencias.

**Flujo Sanguíneo:** Es la cantidad de sangre que atraviesa la sección de un punto dado de la circulación en un período determinado.

**Frecuencia de Corte:** Frecuencia límite, que define los rangos de trabajo en los filtros eléctricos.

## G

**Ganancia:** Relación existente entre la salida de un dispositivo electrónico y su señal de entrada.

## H

**Hemorragia:** Llamado también sangrado. Es la pérdida de sangre.

**Hipertiroidismo:** Es una afección en la cual la glándula tiroides produce demasiada hormona tiroidea.

## I

**Impedancia:** Oposición que representa un componente o componentes al paso de la corriente alterna.

**Insuficiencia aórtica:** Es una valvulopatía cardíaca en la cual la válvula aórtica no se cierra herméticamente.

**Insuficiencia cardíaca:** Es una enfermedad grave en la que el corazón no bombea la sangre al organismo como debería. Esto significa que la sangre



no puede llevar suficiente oxígeno y nutrientes al organismo para que funcione correctamente.

**Intoxicación digitálica:** Los digitálicos son medicamentos recetados a ciertos pacientes del corazón. La intoxicación digitálica es una complicación de la terapia con digitálicos o puede ocurrir cuando alguien toma demasiada cantidad del fármaco a la vez.

## M

**Maléolos:** Son cada una de las partes que sobresalen de la tibia y del peroné en el inicio del pie.

**mm Hg:** Milímetros de Mercurio.

## O

**Opiáceo:** Alcaloides presentes en el opio, un extracto de la exudación lechosa y blanca obtenida de la incisión de la cápsula de la amapola o adormidera.

## P

**Presión Diastólica:** Es la presión más baja en sus arterias y sucede cuando el corazón se dilata.

**Presión Sistólica:** Es la presión más alta en sus arterias, que sucede cuando el corazón empuja la sangre al resto del cuerpo.

## R

**Relación de Rechazo al Modo Común CMRR:** La razón entre la ganancia diferencial y la ganancia en Modo común de un amplificador es una medida de la capacidad de rechazar una señal en modo común y normalmente se expresa en decibeles.

**Ritmicidad:** Regularidad en la frecuencia cardiaca.

**Ruido** Perturbación no deseada superpuesta sobre una señal útil. El ruido es independiente de la señal, al existir aun cuando la señal no esté presente.

## **S**

**Shock:** Es una afección potencialmente mortal que se presenta cuando el cuerpo no está recibiendo un flujo de sangre suficiente, lo cual puede causar daño en múltiples órganos.

**Sístole Ventricular:**

Es la contracción del tejido muscular cardíaco ventricular.

## **T**

**Taquisfigmia:** Cuando la frecuencia de pulso aumenta. Situación en la que el pulso es taquicardia.

**ANEXO B:**  
**MANUAL DE USUARIO**

## CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS.

- ✓ Dimensiones: Largo: 27 cm. Ancho: 17 cm. Alto: 5 cm.
- ✓ Voltaje de alimentación (DC) conector tipo DB9 macho:  $\pm 12V$ ,  $+5V$  y GND.
- ✓ Entrada de sensor conector tipo DB9 hembra: Nellcor DS-100A Oximax.
- ✓ Dos señales de salida:
  - Señal de volumen: Vo1
  - Señal de la frecuencia cardiaca: Vo2
- ✓ Indicador LED de los pulsos.
- ✓ Indicador LED y mini interruptor ON/OFF para la polarización de la tarjeta Arduino.

## PROPIEDADES.

El módulo didáctico consta de varias conexiones (figura 1) que permite al estudiante interactuar con diferentes circuitos electrónicos; por ejemplo, filtro pasa alto, filtro pasa bajo, amplificadores, sumador, diferenciador, comparador y multivibrador monoestable.

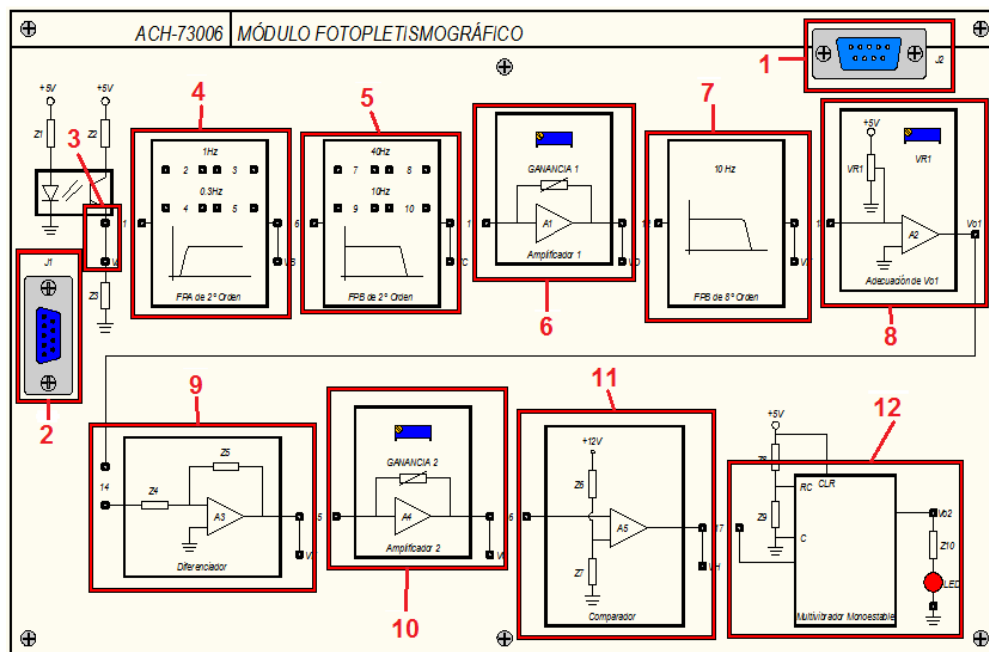


Figura 1. Parte superior del módulo didáctico.

1. Receptáculo de conexión de la polarización del módulo.
2. Receptáculo de conexión del sensor DS-100A.
3. Conector para la señal captada por el sensor.
4. Bloque filtro pasa alto con frecuencia de corte de 0.3 y 1 Hz.
5. Bloque filtro pasa bajo con frecuencia de corte de 10 y 40 Hz
6. Bloque amplificador 1 con ganancia variable de 0 a 100.
7. Bloque filtro pasa bajo de octavo orden con frecuencia de corte de 10 Hz.
8. Bloque adecuación de la señal Vo1.
9. Bloque diferenciador.
10. Bloque amplificador 2 con ganancia variable de 0 a 5.
11. Bloque comparador.
12. Bloque multivibrador monoestable con indicador led.

### **AJUSTE.**

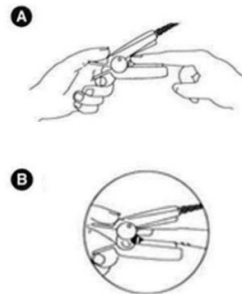
Los equipos que se va a utilizar para realizar el ajuste del módulo didáctico son:

- ✓ Módulo fotopletoisomográfico ACH-73006.
- ✓ Tablero master KL-73001.
- ✓ Cable de alimentación tipo DB9 hembra.
- ✓ Conectores tipo puente.
- ✓ Sensor NELLCOR DS-100A Oximax.
- ✓ Osciloscopio.

### **Procedimiento:**

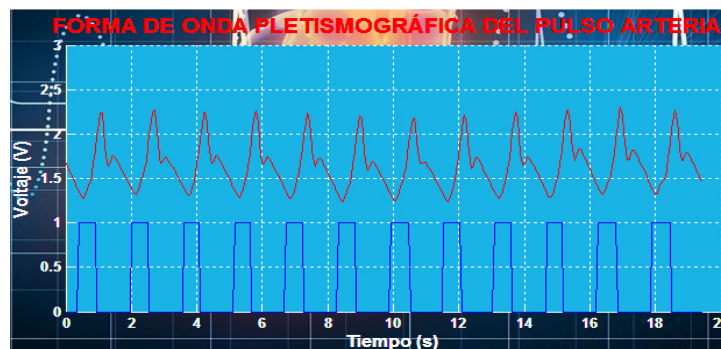
- (1) Utilice los conectores tipo puente para conectar los lugares marcados en el módulo por '1', '4', '5', '6', '9', '10', '11', '12', '13', '14', '15', '16' y '17'. Conecte el terminal de salida Vo<sub>1</sub> al canal 1, y el terminal de salida Vo<sub>2</sub> al canal 2 del osciloscopio.

- (2) Los modos de acoplamiento de entrada de los dos canales del osciloscopio se fijan en acoplamiento de CC. La escala de tensión del canal 1 se establece en 1V/div y el canal 2 en 2V/div. Las escalas de tiempo de los dos canales se establecen en 500ms/div.
- (3) Conecte en el receptáculo de conexión J1 del módulo el sensor.
- (4) Ajuste los potenciómetros de GANANCIA 1, GANANCIA 2 y VR1 en su valor medio.
- (5) Coloque el dedo índice en el sensor, como se muestra en la figura 2. Se requiere de ningún movimiento en la mano.



**Figura 2. Posición correcta del dedo en el sensor de oximetría.**

- (6) Conecte el receptáculo de conexión J2 del módulo al terminal de salida de la fuente de alimentación con el cable tipo DB hembra. A continuación encienda la fuente de alimentación.
- (7) En el osciloscopio se tiene que visualizar las formas de onda tal como se muestra en la figura 3; observe el cambio en el led que tiene que estar en sincronía con los latidos.



**Figura 3. Formas de onda.**

- (8) Si el led no registra cambios, ajuste la GANANCIA 2 y GANANCIA 1 hasta que logre observar cambios en el led.
- (9) Durante todo el proceso de ajuste del módulo didáctico, se requiere ningún movimiento en la mano cuando se coloca el dedo en el sensor. De lo contrario, la detección de la forma de onda fotopleletismográfica se verá afectada.

**ANEXO C:  
HOJAS DE  
ESPECIFICACIONES  
TÉCNICAS**



## LF353

### Wide Bandwidth Dual JFET Input Operational Amplifier

#### General Description

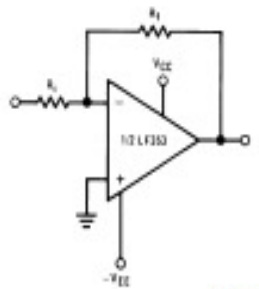
These devices are low cost, high speed, dual JFET input operational amplifiers with an internally trimmed input offset voltage (BI-FET II™ technology). They require low supply current yet maintain a large gain bandwidth product and fast slew rate. In addition, well matched high voltage JFET input devices provide very low input bias and offset currents. The LF353 is pin compatible with the standard LM1558 allowing designers to immediately upgrade the overall performance of existing LM1558 and LM358 designs.

These amplifiers may be used in applications such as high speed integrators, fast D/A converters, sample and hold circuits and many other circuits requiring low input offset voltage, low input bias current, high input impedance, high slew rate and wide bandwidth. The devices also exhibit low noise and offset voltage drift.

#### Features

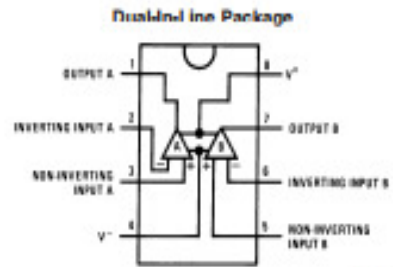
- Internally trimmed offset voltage: 10 mV
- Low input bias current: 50pA
- Low input noise voltage: 25 nV/√Hz
- Low input noise current: 0.01 pA/√Hz
- Wide gain bandwidth: 4 MHz
- High slew rate: 13 V/μs
- Low supply current: 3.6 mA
- High input impedance:  $10^{12}\Omega$
- Low total harmonic distortion:  $\leq 0.02\%$
- Low 1/f noise corner: 50 Hz
- Fast settling time to 0.01%: 2 μs

#### Typical Connection



02040114

#### Connection Diagram



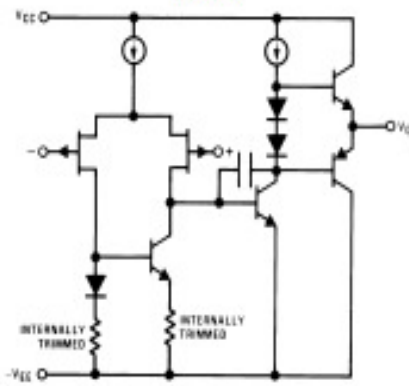
02040117

Top View

Order Number LF353M, LF353MX or LF353N  
See NS Package Number M08A or N08E

#### Simplified Schematic

1/2 Dual



02040118

## Absolute Maximum Ratings (Note 1)

If Military/Aerospace specified devices are required, please contact the National Semiconductor Sales Office/Distributors for availability and specifications.

Supply Voltage	±18V
Power Dissipation	(Note 2)
Operating Temperature Range	0°C to +70°C
T <sub>J</sub> (MAX)	150°C
Differential Input Voltage	±30V
Input Voltage Range (Note 3)	±15V
Output Short Circuit Duration	Continuous
Storage Temperature Range	-65°C to +150°C
Lead Temp. (Soldering, 10 sec.)	260°C
Soldering Information	
Dual-In-Line Package	
Soldering (10 sec.)	260°C

## Small Outline Package

Vapor Phase (60 sec.)	215°C
Infrared (15 sec.)	220°C

See AN-450 "Surface Mounting Methods and Their Effect on Product Reliability" for other methods of soldering surface mount devices.

ESD Tolerance (Note 8)	1000V
θ <sub>JM</sub> , M Package	TBD

Note 1: Absolute Maximum Ratings indicate limits beyond which damage to the device may occur. Operating ratings indicate conditions for which the device is functional, but do not guarantee specific performance limits. Electrical Characteristics state DC and AC electrical specifications under particular test conditions which guarantee specific performance limits. This assumes that the device is within the Operating Ratings. Specifications are not guaranteed for parameters where no limit is given, however, the typical value is a good indication of device performance.

## DC Electrical Characteristics

(Note 5)

Symbol	Parameter	Conditions	LF353			Units
			Min	Typ	Max	
V <sub>OS</sub>	Input Offset Voltage	R <sub>g</sub> =10kΩ, T <sub>A</sub> =25°C		5	10	mV
		Over Temperature			13	mV
ΔV <sub>OS</sub> /ΔT	Average TC of Input Offset Voltage	R <sub>g</sub> =10 kΩ		10		μV/°C
I <sub>OS</sub>	Input Offset Current	T <sub>J</sub> =25°C, (Notes 5, 6)		25	100	pA
		T <sub>J</sub> ≤70°C			4	nA
I <sub>b</sub>	Input Bias Current	T <sub>J</sub> =25°C, (Notes 5, 6)		50	200	pA
		T <sub>J</sub> ≤70°C			8	nA
R <sub>in</sub>	Input Resistance	T <sub>J</sub> =25°C		10 <sup>12</sup>		Ω
A <sub>VOL</sub>	Large Signal Voltage Gain	V <sub>g</sub> =±15V, T <sub>A</sub> =25°C	25	100		V/mV
		V <sub>g</sub> =±10V, R <sub>L</sub> =2 kΩ Over Temperature	15			V/mV
V <sub>O</sub>	Output Voltage Swing	V <sub>g</sub> =±15V, R <sub>L</sub> =10kΩ	±12	±13.5		V
V <sub>CM</sub>	Input Common-Mode Voltage Range	V <sub>g</sub> =±15V	±11	+15		V
				-12		V
CMRR	Common-Mode Rejection Ratio	R <sub>g</sub> ≤ 10kΩ	70	100		dB
PSRR	Supply Voltage Rejection Ratio	(Note 7)	70	100		dB
I <sub>s</sub>	Supply Current			3.6	6.5	mA

## AC Electrical Characteristics

(Note 5)

Symbol	Parameter	Conditions	LF353			Units
			Min	Typ	Max	
	Amplifier to Amplifier Coupling	T <sub>A</sub> =25°C, f=1 Hz–20 kHz (Input Referred)		-120		dB
SR	Slew Rate	V <sub>g</sub> =±15V, T <sub>A</sub> =25°C	8.0	13		V/μs
GBW	Gain Bandwidth Product	V <sub>g</sub> =±15V, T <sub>A</sub> =25°C	2.7	4		MHz
e <sub>n</sub>	Equivalent Input Noise Voltage	T <sub>A</sub> =25°C, R <sub>g</sub> =100Ω, f=1000 Hz		16		nV/√Hz
i <sub>n</sub>	Equivalent Input Noise Current	T <sub>J</sub> =25°C, f=1000 Hz		0.01		pA/√Hz

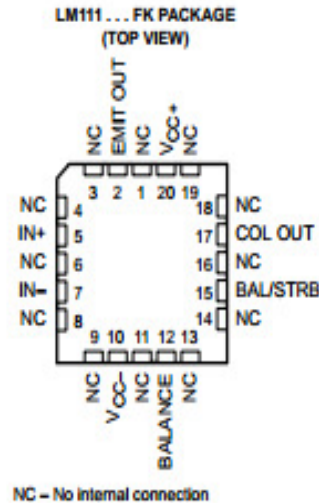
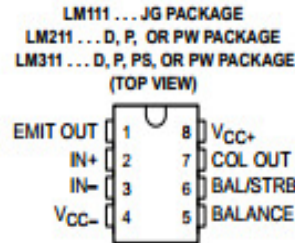
# LM111, LM211, LM311 DIFFERENTIAL COMPARATORS WITH STROBES

SLCS007G – SEPTEMBER 1973 – REVISED JULY 2002

- Fast Response Times
- Strobe Capability
- Maximum Input Bias Current . . . 300 nA
- Maximum Input Offset Current . . . 70 nA
- Can Operate From Single 5-V Supply
- Available in Q-Temp Automotive
  - High-Reliability Automotive Applications
  - Configuration Control/Print Support
  - Qualification to Automotive Standards

## description/ordering information

The LM111, LM211, and LM311 are single high-speed voltage comparators. These devices are designed to operate from a wide range of power-supply voltages, including  $\pm 15$ -V supplies for operational amplifiers and 5-V supplies for logic systems. The output levels are compatible with most TTL and MOS circuits. These comparators are capable of driving lamps or relays and switching voltages up to 50 V at 50 mA. All inputs and outputs can be isolated from system ground. The outputs can drive loads referenced to ground,  $V_{CC+}$  or  $V_{CC-}$ . Offset balancing and strobe capabilities are available, and the outputs can be wire-OR connected. If the strobe is low, the output is in the off state, regardless of the differential input.



## ORDERING INFORMATION

$T_A$	$V_{IO}$ max AT 25°C	PACKAGE†		ORDERABLE PART NUMBER	TOP-SIDE MARKING
–0°C to 70°C	7.5 mV	PDIP – P	Tube	LM311P	LM311P
		SOIC – D	Tube	LM311D	LM311
			Tape and reel	LM311DR	
		SOP – PS	Tape and reel	LM311PSR	L311
		TSSOP – PW	Tape and reel	LM311PWR	L311
–40°C to 85°C	3 mV	PDIP – P	Tube	LM211P	LM211P
		SOIC – D	Tube	LM211D	LM211
			Tape and reel	LM211DR	
TSSOP – PW	Tape and reel	LM211PWR	L211		
–40°C to 125°C	3 mV	SOIC – D	Tube	LM211GD	LM211Q
			Tape and reel	LM211QDR	
–55°C to 125°C	3 mV	CDIP – JG	Tube	LM111JG	LM111JG
		LCCC – FK	Tube	LM111FK	LM111FK

† Package drawings, standard packing quantities, thermal data, symbolization, and PCB design guidelines are available at [www.ti.com/sc/package](http://www.ti.com/sc/package).



Please be aware that an important notice concerning availability, standard warranty, and use in critical applications of Texas Instruments semiconductor products and disclaimers thereto appears at the end of this data sheet.

PRODUCTION DATA information is current as of publication date. Products conform to specifications per the terms of Texas Instruments standard warranty. Production processing does not necessarily include testing of all parameters.

**TEXAS  
INSTRUMENTS**

Copyright © 2002, Texas Instruments Incorporated  
On products compliant to MIL-PRF-38535, all parameters are tested unless otherwise noted. On all other products, production processing does not necessarily include testing of all parameters.

## LM111, LM211, LM311 DIFFERENTIAL COMPARATORS WITH STROBES

SLCS007G – SEPTEMBER 1973 – REVISED JULY 2002

### absolute maximum ratings over operating free-air temperature range (unless otherwise noted)<sup>†</sup>

Supply voltage: $V_{CC+}$ (see Note 1)	18 V
$V_{CC-}$ (see Note 1)	-18 V
$V_{CC+} - V_{CC-}$	36 V
Differential input voltage, $V_{ID}$ (see Note 2)	±30 V
Input voltage, $V_I$ (either input, see Notes 1 and 3)	±15 V
Voltage from emitter output to $V_{CC-}$	30 V
Voltage from collector output to $V_{CC-}$ :	
LM111	50 V
LM211	50 V
LM211Q	50 V
LM311	40 V
Duration of output short circuit (see Note 4)	10 s
Continuous total dissipation	See Dissipation Rating Table
Package thermal impedance, $\theta_{JA}$ (see Note 5):	
D package	97°C/W
P package	85°C/W
PS package	95°C/W
PW package	149°C/W
Case temperature for 60 seconds: FK package	260°C
Lead temperature 1,6 mm (1/16 inch) from case for 10 seconds: J or JG package	300°C
Lead temperature 1,6 mm (1/16 inch) from case for 60 seconds: D, P, PS, or PW package	260°C
Storage temperature range, $T_{stg}$	-65°C to 150°C

<sup>†</sup> Stresses beyond those listed under "absolute maximum ratings" may cause permanent damage to the device. These are stress ratings only, and functional operation of the device at these or any other conditions beyond those indicated under "recommended operating conditions" is not implied. Exposure to absolute-maximum-rated conditions for extended periods may affect device reliability.

- NOTES: 1. All voltage values, unless otherwise noted, are with respect to the midpoint between  $V_{CC+}$  and  $V_{CC-}$ .
2. Differential voltages are at  $IN+$  with respect to  $IN-$ .
3. The magnitude of the input voltage must never exceed the magnitude of the supply voltage or ±15 V, whichever is less.
4. The output may be shorted to ground or either power supply.
5. The package thermal impedance is calculated in accordance with JESD 51-7.

DISSIPATION RATING TABLE

PACKAGE	$T_A \leq 25^\circ\text{C}$ POWER RATING	DERATING FACTOR	DERATE ABOVE $T_A$	$T_A = 70^\circ\text{C}$ POWER RATING	$T_A = 85^\circ\text{C}$ POWER RATING	$T_A = 125^\circ\text{C}$ POWER RATING
FK	500 mW	11.0 mW/°C	105°C	500 mW	500 mW	275 mW
JG	500 mW	8.4 mW/°C	90°C	500 mW	500 mW	210 mW

### recommended operating conditions

		MIN	MAX	UNIT	
$V_{CC+} - V_{CC-}$	Supply voltage	3.5	30	V	
$V_I$	Input voltage ( $ V_{CC+}  \leq 15\text{ V}$ )	$V_{CC-} + 0.5$	$V_{CC+} - 1.5$	V	
$T_A$	Operating free-air temperature range	LM111	-55	125	°C
		LM211	-40	85	
		LM211Q	-40	125	
		LM311	0	70	

## LM111, LM211, LM311 DIFFERENTIAL COMPARATORS WITH STROBES

SLC8007G – SEPTEMBER 1973 – REVISED JULY 2002

electrical characteristics at specified free-air temperature,  $V_{CC\pm} = \pm 15\text{ V}$  (unless otherwise noted)

PARAMETER	TEST CONDITIONS	$T_A$ †	LM111 LM211 LM211Q			LM311			UNIT
			MIN	TYP‡	MAX	MIN	TYP‡	MAX	
$V_{IO}$ Input offset voltage	See Note 6	25°C	0.7	3		2	7.5		mV
		Full range			4		10		
$I_{IO}$ Input offset current	See Note 6	25°C	4	10		6	50		nA
		Full range			20		70		
$I_{IB}$ Input bias current	$V_O = 1\text{ V to }14\text{ V}$	25°C	75	100		100	250		nA
		Full range			150		300		
$I_{IL(S)}$ Low-level strobe current (see Note 7)	$V_{(strobe)} = 0.3\text{ V}, V_{IO} \leq -10\text{ mV}$	25°C	-3			-3			mA
$V_{ICR}$ Common-mode input voltage range		Full range	13 to -14.5	13.8 to -14.7		13 to -14.5	13.8 to -14.7		V
$A_{VD}$ Large-signal differential voltage amplification	$V_O = 5\text{ V to }35\text{ V}, R_L = 1\text{ k}\Omega$	25°C	40	200		40	200		V/mV
$I_{OH}$ High-level (collector) output leakage current	$I_{(strobe)} = -3\text{ mA}, V_{OH} = 35\text{ V}, V_{IO} = 5\text{ mV}$	25°C	0.2	10					nA
		Full range			0.5				$\mu\text{A}$
$V_{OL}$ Low-level (collector-to-emitter) output voltage	$I_{OL} = 50\text{ mA}, V_{CC+} = 4.5\text{ V}, V_{CC-} = 0, I_{OL} = 8\text{ mA}$	$V_{IO} = -5\text{ mV}$	25°C	0.75	1.5				V
		$V_{IO} = -10\text{ mV}$	25°C			0.75	1.5		
		Full range		0.23	0.4				
		Full range				0.23	0.4		
$I_{CC+}$ Supply current from $V_{CC+}$ , output low	$V_{IO} = -10\text{ mV}, \text{ No load}$	25°C	5.1	6		5.1	7.5		mA
$I_{CC-}$ Supply current from $V_{CC-}$ , output high	$V_{IO} = 10\text{ mV}, \text{ No load}$	25°C	-4.1	-5		-4.1	-5		mA

† Unless otherwise noted, all characteristics are measured with BALANCE and BAL/STRB open and EMIT OUT grounded.

Full range for LM111 is  $-55^\circ\text{C}$  to  $125^\circ\text{C}$ , for LM211 is  $-40^\circ\text{C}$  to  $85^\circ\text{C}$ , for LM211Q is  $-40^\circ\text{C}$  to  $125^\circ\text{C}$ , and for LM311 is  $0^\circ\text{C}$  to  $70^\circ\text{C}$ .

‡ All typical values are at  $T_A = 25^\circ\text{C}$ .

NOTES: 6. The offset voltages and offset currents given are the maximum values required to drive the collector output up to 14 V or down to 1 V with a pullup resistor of 7.5 k $\Omega$  to  $V_{CC+}$ . These parameters actually define an error band and take into account the worst-case effects of voltage gain and input impedance.

7. The strobe should not be shorted to ground; it should be current driven at  $-3\text{ mA}$  to  $-5\text{ mA}$  (see Figures 13 and 27).

switching characteristics,  $V_{CC\pm} = \pm 15\text{ V}, T_A = 25^\circ\text{C}$

PARAMETER	TEST CONDITIONS	LM111 LM211 LM211Q LM311	UNIT
		TYP	
Response time, low-to-high-level output	$R_C = 500\ \Omega \text{ to } 5\ \text{V}, C_L = 5\ \text{pF}, \text{ See Note 8}$	115	ns
Response time, high-to-low-level output		165	ns

NOTE 8: The response time specified is for a 100-mV input step with 5-mV overdrive and is the interval between the input step function and the instant when the output crosses 1.4 V.

## DM74LS123

### Dual Retriggerable One-Shot with Clear and Complementary Outputs

#### General Description

The DM74LS123 is a dual retriggerable monostable multivibrator capable of generating output pulses from a few nano-seconds to extremely long duration up to 100% duty cycle. Each device has three inputs permitting the choice of either leading edge or trailing edge triggering. Pin (A) is an active-LOW transition trigger input and pin (B) is an active-HIGH transition trigger input. The clear (CLR) input terminates the output pulse at a predetermined time independent of the timing components. The clear input also serves as a trigger input when it is pulsed with a low level pulse transition ( $\neg$ ). To obtain the best trouble free operation from this device please read the operating rules as well as the Fairchild Semiconductor one-shot application notes carefully and observe recommendations.

#### Features

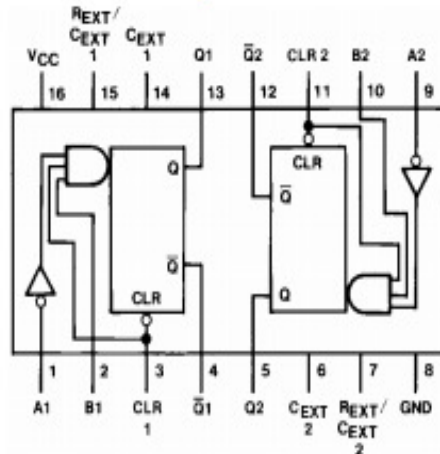
- DC triggered from active-HIGH transition or active-LOW transition inputs
- Retriggerable to 100% duty cycle
- Compensated for  $V_{CC}$  and temperature variations
- Triggerable from CLEAR input
- DTL, TTL compatible
- Input clamp diodes

#### Ordering Code:

Order Number	Package Number	Package Description
DM74LS123M	M16A	16-Lead Small Outline Integrated Circuit (SOIC), JEDEC MS-012, 0.150 Narrow
DM74LS123SJ	M16D	16-Lead Small Outline Package (SOP), EIAJ TYPE II, 5.3mm Wide
DM74LS123N	N16E	16-Lead Plastic Dual-In-Line Package (PDIP), JEDEC MS-001, 0.300 Wide

Devices also available in Tape and Reel. Specify by appending the suffix letter "X" to the ordering code.

#### Connection Diagram



#### Function Table

Inputs			Outputs	
CLEAR	A	B	Q	$\bar{Q}$
L	X	X	L	H
X	H	X	L	H
X	X	L	L	H
H	L	$\uparrow$	$\neg$	$\neg$
H	$\downarrow$	H	$\neg$	$\neg$
$\uparrow$	L	H	$\neg$	$\neg$

H = HIGH Logic Level  
L = LOW Logic Level  
X = Can Be Either LOW or HIGH  
 $\uparrow$  = Positive Going Transition  
 $\downarrow$  = Negative Going Transition  
 $\neg$  = A Positive Pulse  
 $\neg$  = A Negative Pulse

## Absolute Maximum Ratings<sup>(Note 1)</sup>

Supply Voltage	7V
Input Voltage	7V
Operating Free Air Temperature Range	0°C to +70°C
Storage Temperature	-65°C to +150°C

Note 1: The "Absolute Maximum Ratings" are those values beyond which the safety of the device cannot be guaranteed. The device should not be operated at these limits. The parametric values defined in the Electrical Characteristics tables are not guaranteed at the absolute maximum ratings. The "Recommended Operating Conditions" table will define the conditions for actual device operation.

## Recommended Operating Conditions

Symbol	Parameter	Min	Nom	Max	Units
$V_{CC}$	Supply Voltage	4.75	5	5.25	V
$V_{IH}$	HIGH Level Input Voltage	2			V
$V_{IL}$	LOW Level Input Voltage			0.8	V
$I_{OH}$	HIGH Level Output Current			-0.4	mA
$I_{OL}$	LOW Level Output Current			8	mA
$t_w$	Pulse Width (Note 2)	A or B HIGH 40 A or B LOW 40 Clear LOW 40			ns
$R_{EXT}$	External Timing Resistor	5		260	k $\Omega$
$C_{EXT}$	External Timing Capacitance	No Restriction			$\mu$ F
$C_{WIRE}$	Wiring Capacitance at $R_{EXT}/C_{EXT}$ Terminal			50	pF
$T_A$	Free Air Operating Temperature	0		70	°C

Note 2:  $T_A = 25^\circ\text{C}$  and  $V_{CC} = 5\text{V}$ .

## Electrical Characteristics

over recommended operating free air temperature range (unless otherwise noted)

Symbol	Parameter	Conditions	Min	Typ (Note 3)	Max	Units
$V_I$	Input Clamp Voltage	$V_{CC} = \text{Min}$ , $I_I = -18\text{ mA}$			-1.5	V
$V_{OH}$	HIGH Level Output Voltage	$V_{CC} = \text{Min}$ , $I_{OH} = \text{Max}$ $V_{IL} = \text{Max}$ , $V_{IH} = \text{Min}$	2.7	3.4		V
$V_{OL}$	LOW Level Output Voltage	$V_{CC} = \text{Min}$ , $I_{OL} = \text{Max}$ $V_{IL} = \text{Max}$ , $V_{IH} = \text{Min}$ $I_{OL} = 4\text{ mA}$ , $V_{CC} = \text{Min}$		0.35 0.25	0.5 0.4	V
$I_I$	Input Current @ Max Input Voltage	$V_{CC} = \text{Max}$ , $V_I = 7\text{V}$			0.1	mA
$I_{IH}$	HIGH Level Input Current	$V_{CC} = \text{Max}$ , $V_I = 2.7\text{V}$			20	$\mu$ A
$I_{IL}$	LOW Level Input Current	$V_{CC} = \text{Max}$ , $V_I = 0.4\text{V}$			-0.4	mA
$I_{OS}$	Short Circuit Output Current	$V_{CC} = \text{Max}$ (Note 4)	-20		-100	mA
$I_{CC}$	Supply Current	$V_{CC} = \text{Max}$ (Note 5)(Note 6)(Note 7)		12	20	mA

Note 3: All typicals are at  $V_{CC} = 5\text{V}$ ,  $T_A = 25^\circ\text{C}$ .

Note 4: Not more than one output should be shorted at a time, and the duration should not exceed one second.

Note 5: Quiescent  $I_{CC}$  is measured (after clearing) with 2.4V applied to all clear and A inputs, B inputs grounded, all outputs OPEN,  $C_{EXT} = 0.02\text{ }\mu\text{F}$ , and  $R_{EXT} = 25\text{ k}\Omega$ .

Note 6:  $I_{CC}$  is measured in the triggered state with 2.4V applied to all clear and B inputs, A inputs grounded, all outputs OPEN,  $C_{EXT} = 0.02\text{ }\mu\text{F}$ , and  $R_{EXT} = 25\text{ k}\Omega$ .

Note 7: With all outputs OPEN and 4.5V applied to all data and clear inputs,  $I_{CC}$  is measured after a momentary ground, then 4.5V is applied to the clock.

## Switching Characteristics

at  $V_{CC} = 5V$  and  $T_A = 25^\circ C$

Symbol	Parameters	From (Input) To (Output)	$R_L = 2\ k\Omega$				Units
			$C_L = 15\text{pF}$		$C_L = 15\text{pF}$		
			$C_{EXT} = 0\ \text{pF}, R_{EXT} = 5\ k\Omega$		$C_{EXT} = 1000\ \text{pF}, R_{EXT} = 10\ k\Omega$		
		Min	Max	Min	Max		
$t_{PLH}$	Propagation Delay Time LOW-to-HIGH Level Output	A to Q		33			ns
$t_{PLH}$	Propagation Delay Time LOW-to-HIGH Level Output	B to Q		44			ns
$t_{PHL}$	Propagation Delay Time HIGH-to-LOW Level Output	A to $\bar{Q}$		45			ns
$t_{PHL}$	Propagation Delay Time HIGH-to-LOW Level Output	B to $\bar{Q}$		56			ns
$t_{PLH}$	Propagation Delay Time LOW-to-HIGH Level Output	Clear to $\bar{Q}$		45			ns
$t_{PHL}$	Propagation Delay Time HIGH-to-LOW Level Output	Clear to Q		27			ns
$t_{WQ(Min)}$	Minimum Width of Pulse at Output Q	A or B to Q		200			ns
$t_{W(out)}$	Output Pulse Width	A or B to Q			4	5	$\mu s$



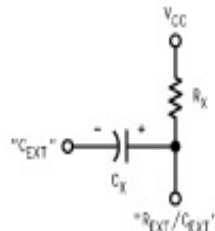
## Functional Description

The basic output pulse width is determined by selection of an external resistor ( $R_X$ ) and capacitor ( $C_X$ ). Once triggered, the basic pulse width may be extended by retriggering the gated active-LOW transition or active-HIGH transition inputs or be reduced by use of the active-LOW or

CLEAR input. Retriggering to 100% duty cycle is possible by application of an input pulse train whose cycle time is shorter than the output cycle time such that a continuous "HIGH" logic state is maintained at the "Q" output.

## Operating Rules

1. An external resistor ( $R_X$ ) and an external capacitor ( $C_X$ ) are required for proper operation. The value of  $C_X$  may vary from 0 to any necessary value. For small time constants high-grade mica, glass, polypropylene, polycarbonate, or polystyrene material capacitors may be used. For large time constants use tantalum or special aluminum capacitors. If the timing capacitors have leakages approaching 100 nA or if stray capacitance from either terminal to ground is greater than 50 pF the timing equations may not represent the pulse width the device generates.
2. When an electrolytic capacitor is used for  $C_X$  a switching diode is often required for standard TTL one-shots to prevent high inverse leakage current. This switching diode is not needed for the DM74LS123 one-shot and should not be used. In general the use of the switching diode is not recommended with retriggerable operation. Furthermore, if a polarized timing capacitor is used on the DM74LS123 the negative terminal of the capacitor should be connected to the "C<sub>EXT</sub>" pin of the device (Figure 1).



74LS123  
FIGURE 1.

3. For  $C_X \gg 1000$  pF the output pulse width ( $t_W$ ) is defined as follows:  

$$t_W = KR_X C_X$$
 where [ $R_X$  is in k $\Omega$ ]  
 [ $C_X$  is in pF]  
 [ $t_W$  is in ns]  
 $K = 0.37$
4. The multiplicative factor K is plotted as a function of  $C_X$  below for design considerations:

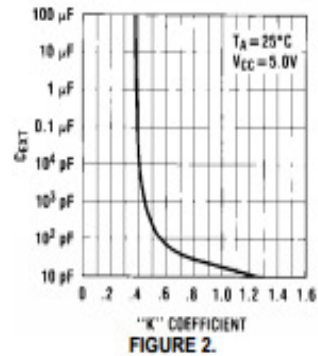


FIGURE 2.

5. For  $C_X < 1000$  pF see Figure 3 for  $t_W$  vs.  $C_X$  family curves with  $R_X$  as a parameter:

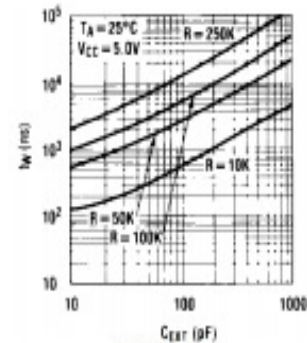


FIGURE 3.

6. To obtain variable pulse widths by remote trimming, the following circuit is recommended:

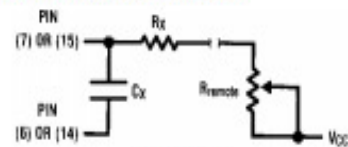


FIGURE 4.

" $R_{remote}$ " should be as close to the device pin as possible.

7. The retriggerable pulse width is calculated as shown below:

$$T = t_W + t_{PLH} = K \times R_X \times C_X + t_{PLH}$$

The retriggered pulse width is equal to the pulse width plus a delay time period (Figure 5).

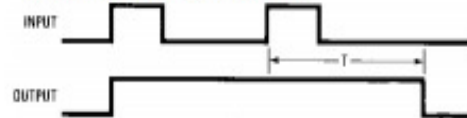


FIGURE 5.

## Operating Rules (Continued)

8. Output pulse width variation versus  $V_{CC}$  and temperatures: Figure 6 depicts the relationship between pulse width variation versus  $V_{CC}$ , and Figure 7 depicts pulse width variation versus temperatures.

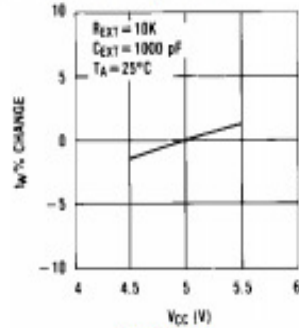


FIGURE 6.

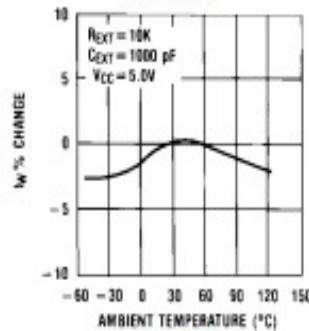


FIGURE 7.

9. Under any operating condition  $C_X$  and  $R_X$  must be kept as close to the one-shot device pins as possible to minimize stray capacitance, to reduce noise pick-up, and to reduce I-R and  $Ldi/dt$  voltage developed along their connecting paths. If the lead length from  $C_X$  to pins (6) and (7) or pins (14) and (15) is greater than 3 cm, for example, the output pulse width might be quite different from values predicted from the appropriate equations. A non-inductive and low capacitive path is necessary to ensure complete discharge of  $C_X$  in each cycle of its operation so that the output pulse width will be accurate.
10. The  $C_{EXT}$  pins of this device are internally connected to the internal ground. For optimum system performance they should be hard wired to the system's return ground plane.
11.  $V_{CC}$  and ground wiring should conform to good high-frequency standards and practices so that switching transients on the  $V_{CC}$  and ground return leads do not cause interaction between one-shots. A 0.01  $\mu\text{F}$  to 0.10  $\mu\text{F}$  bypass capacitor (disk ceramic or monolithic type) from  $V_{CC}$  to ground is necessary on each device. Furthermore, the bypass capacitor should be located as close to the  $V_{CC}$ -pin as space permits.

Note: For further detailed device characteristics and output performance please refer to the Fairchild Semiconductor one-shot application note AN-372.

# Technical Specification

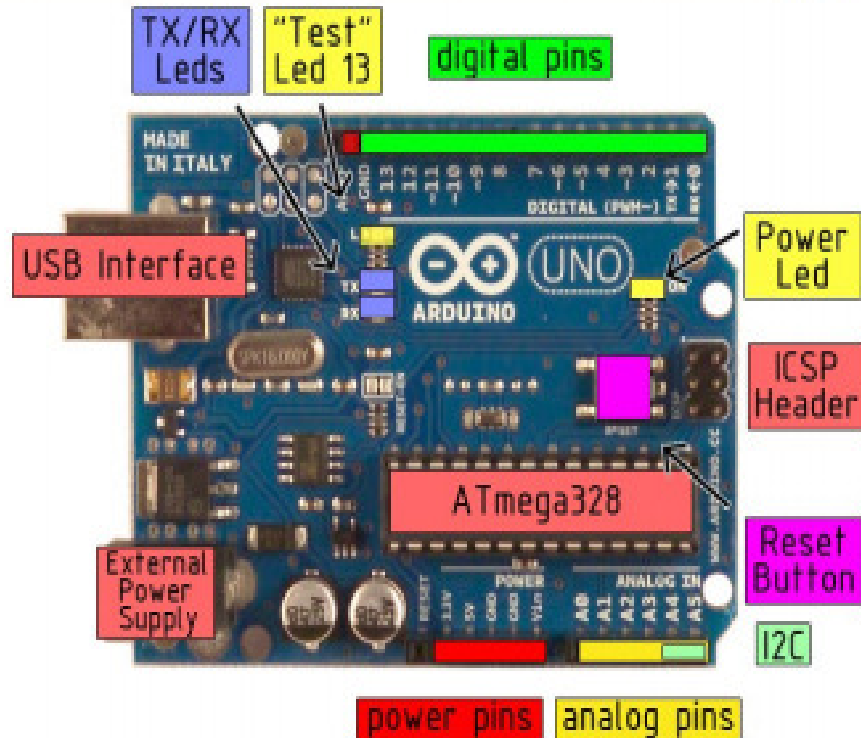


EAGLE files: [arduino-duino/uno-arduino.io](#) Schematic: [arduino-uno-arduino.io](#)

## Summary

Microcontroller	ATmega328
Operating Voltage	5V
Input Voltage (recommended)	7-12V
Input Voltage (limits)	6-20V
Digital I/O Pins	14 (of which 6 provide PWM output)
Analog Input Pins	6
DC Current per I/O Pin	40 mA
DC Current for 3.3V Pin	50 mA
Flash Memory	32 KB of which 0.5 KB used by bootloader
SRAM	2 KB
EEPROM	1 KB
Clock Speed	16 MHz

## the board



*radiospares* **RADIONICS**



# How to use Arduino



Arduino can sense the environment by receiving input from a variety of sensors and can affect its surroundings by controlling lights, motors, and other actuators. The microcontroller on the board is programmed using the [Arduino programming language](#) (based on [Wiring](#)) and the Arduino development environment (based on [Processing](#)). Arduino projects can be stand-alone or they can communicate with software on running on a computer (e.g. Flash, Processing, MaxMSP).

Arduino is a cross-platform program. You'll have to follow different instructions for your personal OS. Check on the [Arduino site](#) for the latest instructions. <http://arduino.cc/en/Guide/HomePage>

## Linux Install

## Windows Install

## Mac Install

Once you have downloaded/unzipped the arduino IDE, you can Plug the Arduino to your PC via USB cable.

## Blink led

Now you're actually ready to "burn" your first program on the arduino board. To select "blink led", the physical translation of the well known programming "hello world", select

**File>Sketchbook>  
Arduino-0017>Examples>  
Digital>Blink**

Once you have your sketch you'll see something very close to the screenshot on the right.

**In Tools>Board select**

Now you have to go to **Tools>SerialPort** and select the right serial port, the one arduino is attached to.

```
int ledPin = 13; // LED connected to digital pin 13

// The setup() method runs once, when the sketch starts

void setup() {
  // initialize the digital pin as an output:
  pinMode(ledPin, OUTPUT);
}

// the loop() method runs over and over again,
// as long as the Arduino has power

void loop()
{
  digitalWrite(ledPin, HIGH); // set the LED on
  delay(1000);                // wait for a second
  digitalWrite(ledPin, LOW);  // set the LED off
  delay(1000);                // wait for a second
}
```

Press Compile button (to check for errors)

Upload

TX RX Flashing

Blinking Led!

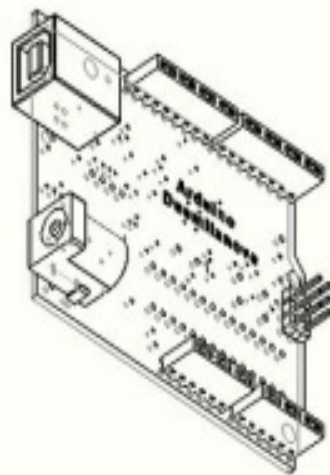
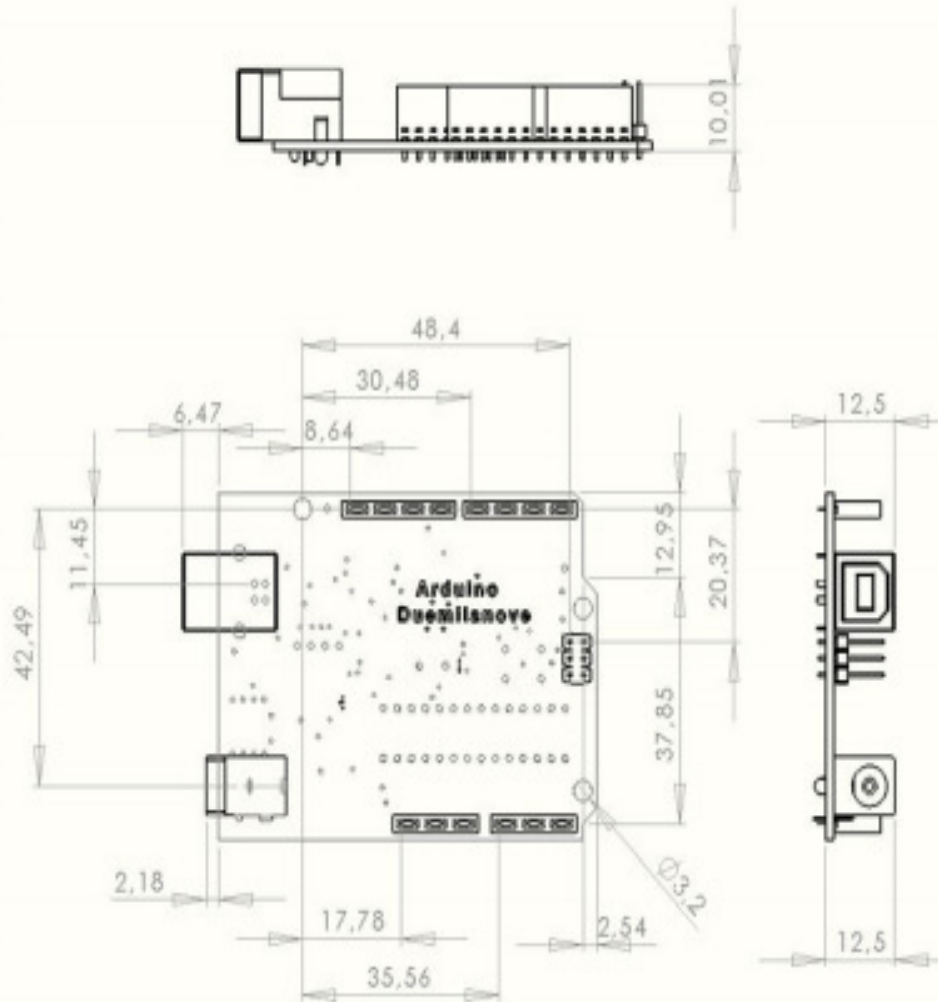


radiospares

RADIONICS



Dimensioned Drawing



radiospares RADIONICS



# 1. XBee®/XBee-PRO® RF Modules

The XBee and XBee-PRO RF Modules were engineered to meet IEEE 802.15.4 standards and support the unique needs of low-cost, low-power wireless sensor networks. The modules require minimal power and provide reliable delivery of data between devices.

The modules operate within the ISM 2.4 GHz frequency band and are pin-for-pin compatible with each other.



## Key Features

### Long Range Data Integrity

#### XBee

- Indoor/Urban: up to 100' (30 m)
- Outdoor line-of-sight: up to 300' (90 m)
- Transmit Power: 1 mW (0 dBm)
- Receiver Sensitivity: -92 dBm

#### XBee-PRO

- Indoor/Urban: up to 300' (90 m), 200' (60 m) for International variant
- Outdoor line-of-sight: up to 1 mile (1600 m), 2500' (750 m) for International variant
- Transmit Power: 63mW (18dBm), 10mW (10dBm) for International variant
- Receiver Sensitivity: -100 dBm

RF Data Rate: 250,000 bps

### Advanced Networking & Security

Retries and Acknowledgements  
DSSS (Direct Sequence Spread Spectrum)  
Each direct sequence channels has over 65,000 unique network addresses available  
Source/Destination Addressing  
Unicast & Broadcast Communications  
Point-to-point, point-to-multipoint and peer-to-peer topologies supported

### Low Power

#### XBee

- TX Peak Current: 45 mA (@3.3 V)
- RX Current: 50 mA (@3.3 V)
- Power-down Current: < 10  $\mu$ A

#### XBee-PRO

- TX Peak Current: 250mA (150mA for international variant)
- TX Peak Current (RPSMA module only): 340mA (180mA for international variant)
- RX Current: 55 mA (@3.3 V)
- Power-down Current: < 10  $\mu$ A

### ADC and I/O line support

Analog-to-digital conversion, Digital I/O  
I/O Line Passing

### Easy-to-Use

No configuration necessary for out-of-box RF communications  
Free X-CTU Software (Testing and configuration software)  
AT and API Command Modes for configuring module parameters  
Extensive command set  
Small form factor

## Worldwide Acceptance

**FCC Approval (USA)** Refer to Appendix A (p64) for FCC Requirements. Systems that contain XBee®/XBee-PRO® RF Modules inherit Digi Certifications.

**ISM (Industrial, Scientific & Medical) 2.4 GHz frequency band**

Manufactured under **ISO 9001:2000** registered standards

XBee®/XBee-PRO® RF Modules are optimized for use in the United States, Canada, Australia, Japan, and Europe. Contact Digi for complete list of government agency approvals.



## Specifications

Table 1-01. Specifications of the XBee®/XBee-PRO® RF Modules

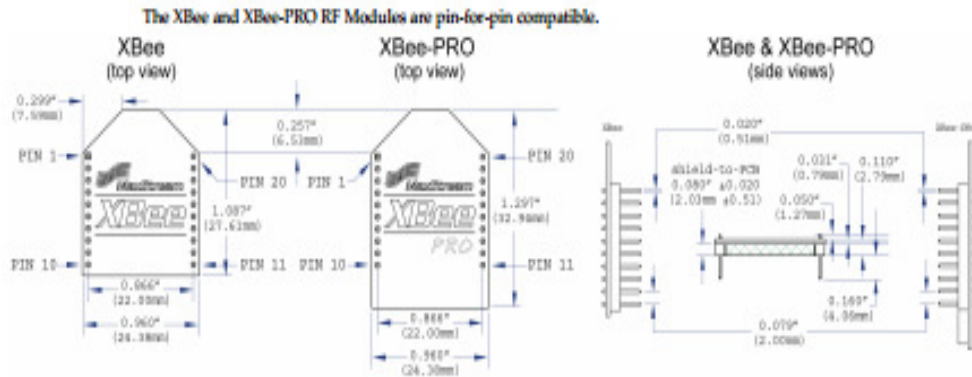
Specification	XBee	XBee-PRO
<b>Performance</b>		
Indoor/Urban Range	Up to 100 ft (30 m)	Up to 300 ft (90 m), up to 200 ft (60 m) International variant
Outdoor RF line-of-sight Range	Up to 300 ft (90 m)	Up to 1 mile (1600 m), up to 2500 ft (750 m) International variant
Transmit Power Output (software selectable)	1mW (0 dBm)	63mW (18dBm)* 10mW (10 dBm) for International variant
RF Data Rate	250,000 bps	250,000 bps
Serial Interface Data Rate (software selectable)	1200 bps - 250 kbps (non-standard baud rates also supported)	1200 bps - 250 kbps (non-standard baud rates also supported)
Receiver Sensitivity	-82 dBm (1% packet error rate)	-100 dBm (1% packet error rate)
<b>Power Requirements</b>		
Supply Voltage	2.8 – 3.4 V	2.8 – 3.4 V
Transmit Current (typical)	45mA (@ 3.3 V)	250mA (@3.3 V) (150mA for international variant) RPSMA module only: 340mA (@3.3 V) (180mA for international variant)
Idle / Receive Current (typical)	50mA (@ 3.3 V)	55mA (@ 3.3 V)
Power-down Current	< 10 µA	< 10 µA
<b>General</b>		
Operating Frequency	ISM 2.4 GHz	ISM 2.4 GHz
Dimensions	0.960" x 1.087" (2.438cm x 2.761cm)	0.960" x 1.297" (2.438cm x 3.294cm)
Operating Temperature	-40 to 85° C (Industrial)	-40 to 85° C (Industrial)
Antenna Options	Integrated Whip, Chip or U.FL Connector, RPSMA Connector	Integrated Whip, Chip or U.FL Connector, RPSMA Connector
<b>Networking &amp; Security</b>		
Supported Network Topologies	Point-to-point, Point-to-multipoint & Peer-to-peer	
Number of Channels (software selectable)	16 Direct Sequence Channels	12 Direct Sequence Channels
Addressing Options	PAN ID, Channel and Addresses	PAN ID, Channel and Addresses
<b>Agency Approvals</b>		
United States (FCC Part 15.247)	OUR-XBEE	OUR-XBEEPRO
Industry Canada (IC)	4214A XBEE	4214A XBEEPRO
Europe (CE)	ETSI	ETSI (Max. 10 dBm transmit power output)*
Japan	R201WW07215214	R201WW06215111 (Max. 10 dBm transmit power output)*
Australia	C-Tick	C-Tick

\* See Appendix A for region-specific certification requirements.

Antenna Options: The ranges specified are typical when using the integrated Whip (1.5 dBi) and Dipole (2.1 dBi) antennas. The Chip antenna option provides advantages in its form factor; however, it typically yields shorter range than the Whip and Dipole antenna options when transmitting outdoors. For more information, refer to the "XBee Antennas" Knowledgebase Article located on Digi's Support Web site

## Mechanical Drawings

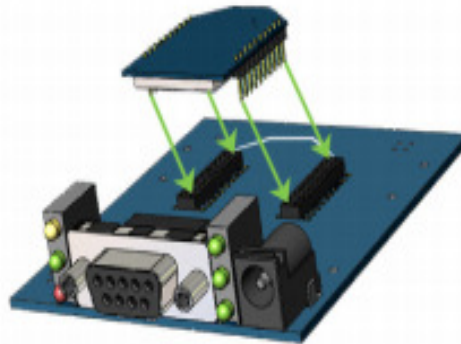
Figure 1-01. Mechanical drawings of the XBee®/XBee-PRO® RF Modules (antenna options not shown)



## Mounting Considerations

The XBee®/XBee-PRO® RF Module was designed to mount into a receptacle (socket) and therefore does not require any soldering when mounting it to a board. The XBee Development Kits contain RS-232 and USB interface boards which use two 20-pin receptacles to receive modules.

Figure 1-02. XBee Module Mounting to an RS-232 Interface Board.



The receptacles used on Digi development boards are manufactured by Century Interconnect. Several other manufacturers provide comparable mounting solutions; however, Digi currently uses the following receptacles:

- Through-hole single-row receptacles -  
Samtec P/N: MMS-110-01-L-5V (or equivalent)
- Surface-mount double-row receptacles -  
Century Interconnect P/N: CPRMSL20-D-0-1 (or equivalent)
- Surface-mount single-row receptacles -  
Samtec P/N: SMM-110-02-SM-S

Digi also recommends printing an outline of the module on the board to indicate the orientation the module should be mounted.



## Pin Signals

Figure 1-03. XBee®/XBee-PRO® RF Module Pin Numbers

(top sides shown - shields on bottom)

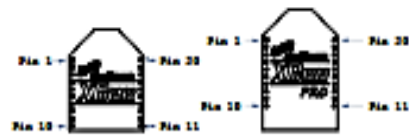


Table 1-02. Pin Assignments for the XBee and XBee-PRO Modules  
(Low-asserted signals are distinguished with a horizontal line above signal name.)

Pin #	Name	Direction	Description
1	VCC	-	Power supply
2	DOUT	Output	UART Data Out
3	DIN / CONFIG	Input	UART Data In
4	DO8*	Output	Digital Output 8
5	RESET	Input	Module Reset (reset pulse must be at least 200 ns)
6	PWM0 / RSSI	Output	PWM Output 0 / RX Signal Strength Indicator
7	PWM1	Output	PWM Output 1
8	[reserved]	-	Do not connect
9	<u>DTR</u> / SLEEP_RD / DIB	Input	Pin Sleep Control Line or Digital Input 8
10	GND	-	Ground
11	<u>AD4</u> / DIO4	Either	Analog Input 4 or Digital IO 4
12	<u>CTS</u> / DIO7	Either	Clear-to-Send Flow Control or Digital IO 7
13	<u>ON</u> / SLEEP	Output	Module Status Indicator
14	VREF	Input	Voltage Reference for AD Inputs
15	<u>Associate</u> / AD5 / DIO5	Either	Associated Indicator, Analog Input 5 or Digital IO 5
16	<u>RTS</u> / AD6 / DIO6	Either	Request-to-Send Flow Control, Analog Input 6 or Digital IO 6
17	AD3 / DIO3	Either	Analog Input 3 or Digital IO 3
18	AD2 / DIO2	Either	Analog Input 2 or Digital IO 2
19	AD1 / DIO1	Either	Analog Input 1 or Digital IO 1
20	AD0 / DIO0	Either	Analog Input 0 or Digital IO 0

\* Function is not supported at the time of this release

### Design Notes:

- Minimum connections: VCC, GND, DOUT & DIN
- Minimum connections for updating firmware: VCC, GND, DIN, DOUT, RTS & DTR
- Signal Direction is specified with respect to the module
- Module includes a 50k  $\Omega$  pull-up resistor attached to RESET
- Several of the input pull-ups can be configured using the PR command
- Unused pins should be left disconnected

## Electrical Characteristics

Table 1-03. DC Characteristics (VCC = 2.8 - 3.4 VDC)

Symbol	Characteristic	Condition	Min	Typical	Max	Unit
$V_{IL}$	Input Low Voltage	All Digital Inputs	-	-	$0.35 \cdot V_{CC}$	V
$V_{IH}$	Input High Voltage	All Digital Inputs	$0.7 \cdot V_{CC}$	-	-	V
$V_{OL}$	Output Low Voltage	$I_{OL} = 2 \text{ mA}$ , $V_{CC} \geq 2.7 \text{ V}$	-	-	0.5	V
$V_{OH}$	Output High Voltage	$I_{OH} = -2 \text{ mA}$ , $V_{CC} \geq 2.7 \text{ V}$	$V_{CC} - 0.5$	-	-	V
$I_{IH}$	Input Leakage Current	$V_{IN} = V_{CC}$ or GND, all inputs, per pin	-	0.025	1	$\mu\text{A}$
$I_{ICZ}$	High Impedance Leakage Current	$V_{IN} = V_{CC}$ or GND, all I/O High-Z, per pin	-	0.025	1	$\mu\text{A}$
TX	Transmit Current	$V_{CC} = 3.3 \text{ V}$	-	45 (Xbee) 215, 140 (PRO, Int)	-	mA
RX	Receive Current	$V_{CC} = 3.3 \text{ V}$	-	50 (Xbee) 55 (PRO)	-	mA
PWR-DWN	Power-down Current	SM parameter = 1	-	< 10	-	$\mu\text{A}$

Table 1-04. ADC Characteristics (Operating)

Symbol	Characteristic	Condition	Min	Typical	Max	Unit
$V_{REFH}$	VREF - Analog-to-Digital converter reference range		2.08	-	$V_{DDAD}^*$	V
$I_{REF}$	VREF - Reference Supply Current	Enabled	-	200	-	$\mu\text{A}$
		Disabled or Sleep Mode	-	< 0.01	0.02	$\mu\text{A}$
$V_{INOC}$	Analog Input Voltage <sup>1</sup>		$V_{SSAD} - 0.3$	-	$V_{DDAD} + 0.3$	V

1. Maximum electrical operating range, not valid conversion range.

\*  $V_{DDAD}$  is connected to VCC.

Table 1-05. ADC Timing/Performance Characteristics<sup>1</sup>

Symbol	Characteristic	Condition	Min	Typical	Max	Unit
$R_{AS}$	Source Impedance at Input <sup>2</sup>		-	-	10	$\Omega$
$V_{IN}$	Analog Input Voltage <sup>3</sup>		$V_{REFL}$		$V_{REFH}$	V
RES	Ideal Resolution (1 LSB) <sup>4</sup>	$2.08 \text{ V} \leq V_{DDAD} \leq 3.6 \text{ V}$	2.031	-	3.516	mV
DNL	Differential Non-linearity <sup>5</sup>		-	$\pm 0.5$	$\pm 1.0$	LSB
INL	Integral Non-linearity <sup>6</sup>		-	$\pm 0.5$	$\pm 1.0$	LSB
$E_{ZS}$	Zero-scale Error <sup>7</sup>		-	$\pm 0.4$	$\pm 1.0$	LSB
$F_{FS}$	Full-scale Error <sup>8</sup>		-	$\pm 0.4$	$\pm 1.0$	LSB
$E_{IL}$	Input Leakage Error <sup>9</sup>		-	$\pm 0.05$	$\pm 5.0$	LSB
$E_{TU}$	Total Unadjusted Error <sup>10</sup>		-	$\pm 1.1$	$\pm 2.5$	LSB

1. All ACCURACY numbers are based on processor and system being in WAIT state (very little activity and no I/O switching) and that adequate low-pass filtering is present on analog input pins (filter with 0.01  $\mu\text{F}$  to 0.1  $\mu\text{F}$  capacitor between analog input and VREFL). Failure to observe these guidelines may result in system or microcontroller noise causing accuracy errors which will vary based on board layout and the type and magnitude of the activity.

Data transmission and reception during data conversion may cause some degradation of these specifications, depending on the number and timing of packets. It is advisable to test the ADCs in your installation if best accuracy is required.

2.  $R_{AS}$  is the real portion of the impedance of the network driving the analog input pin. Values greater than this amount may not fully charge the input circuitry of the ATD resulting in accuracy error.

3. Analog input must be between  $V_{REFL}$  and  $V_{REFH}$  for valid conversion. Values greater than  $V_{REFH}$  will convert to \$3FF.

4. The resolution is the ideal step size or  $1\text{LSB} = (V_{REFH} - V_{REFL})/1024$ .

5. Differential non-linearity is the difference between the current code width and the ideal code width (1LSB). The current code width is the difference in the transition voltages to and from the current code.

6. Integral non-linearity is the difference between the transition voltage to the current code and the adjusted ideal transition voltage for the current code. The adjusted ideal transition voltage is  $(\text{Current Code} - 1/2) \cdot (1 / ((V_{REFH} + E_{ZS}) - (V_{REFL} + E_{ZS})))$ .

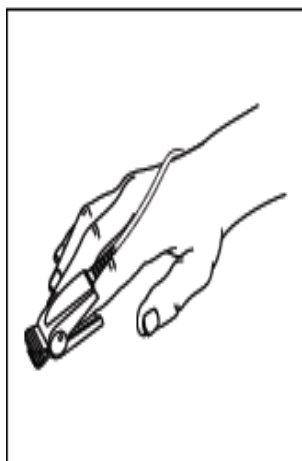
7. Zero-scale error is the difference between the transition to the first valid code and the ideal transition to that code. The ideal transition voltage to a given code is  $(\text{Code} - 1/2) \cdot (1 / (V_{REFH} - V_{REFL}))$ .

8. Full-scale error is the difference between the transition to the last valid code and the ideal transition to that code. The ideal transition voltage to a given code is  $(\text{Code} - 1/2) \cdot (1 / (V_{REFH} - V_{REFL}))$ .

9. Input leakage error is error due to input leakage across the real portion of the impedance of the network driving the analog pin. Reducing the impedance of the network reduces this error.

# Oximax® DS-100A Durasensor®

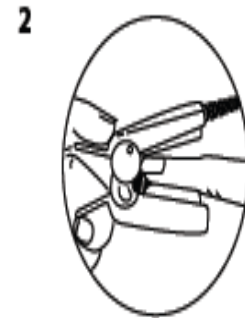
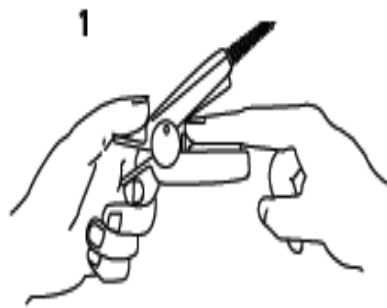
Adult Oxygen Sensor



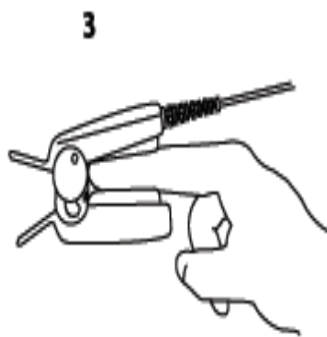
English	3
Français	6
Deutsch	9
Nederlands	13
Italiano	16
Español	19
Svenska	22
Dansk	25
Norsk	28
Suomi	31
Português	34
Русский	37
中文	41
Polski	44
Česky	47
Slovenian	50
Magyar	53
Ελληνικά	56
Türkçe	59

[www.DataSheet4U.com](http://www.DataSheet4U.com)

[www.DataSheet4U.com](http://www.DataSheet4U.com)



[www.DataSheet4U.com](http://www.DataSheet4U.com)



[www.DataSheet4U.com](http://www.DataSheet4U.com)

**ESPAÑOL**

# OxiMAX® DS-100A Durasensor

Sensor de oxígeno para adultos

## Modo de empleo

---

### Indicaciones y contraindicaciones

El sensor de oxígeno para adultos Durasensor de Nellcor modelo DS-100A está indicado para la 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 DS-100A está contraindicado para pacientes activos o para usos prolongados. No está diseñado para la vigilancia durante largos períodos de tiempo. Debe moverse cada 4 horas (o más a menudo si así lo requiere el estado de la circulación o la integridad de la piel) y volverse a aplicar en un lugar diferente. Para la vigilancia durante largos períodos de tiempo, utilice un sensor de oxígeno OxiMAX (MAX-A, MAX-AL o MAX-N) o un sensor Oxisensor II (D-25, D-25L o N-25), dependiendo de la edad y el tamaño del paciente, y de la compatibilidad del instrumento.

[www.DataSheet4U.com](http://www.DataSheet4U.com)

### Instrucciones de uso

Use este sensor sólo con instrumentos de Nellcor e instrumentos que contengan oximetría de Nellcor o con instrumentos autorizados para usarse con sensores de Nellcor (instrumentos compatibles con Nellcor). Este sensor integra la tecnología OxiMAX® de Nellcor en su diseño. Cuando se conecta a un instrumento que permite el uso de OxiMAX, este sensor usa la tecnología OxiMAX para proporcionar funciones avanzadas de rendimiento adicionales. Consulte a cada fabricante las características y la compatibilidad de cada modelo de sensor y cada instrumento.

Los sensores reutilizables pueden 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.

#### Para aplicar el DS-100A:

1. Coloque el dedo índice sobre la ventana del sensor del DS-100A con la punta del dedo tocando el tope. **(1)**
2. Si la uña es muy larga, sobresaldrá del tope del dedo. **(2)**
3. Extienda y abra las pestañas posteriores del sensor para aplicar una fuerza uniforme sobre toda la longitud de las almohadillas. Compruebe la posición del sensor. **(3)**

[www.DataSheet4U.com](http://www.DataSheet4U.com)

colocarse correctamente el dedo índice, o éste no está disponible, puede utilizarse un dedo más pequeño, o utilizar un sensor de oxígeno Oximax u Oxisensor II. No utilice el DS-100A en pulgares, en dedos del pie ni en manos o pies de niños. (3)

**Nota:** Cuando seleccione el lugar de colocación del sensor, debe darse prioridad a las extremidades en las que no haya colocados catéteres arteriales, manguitos de tensión arterial ni líneas de infusión intravascular.

4. Debe orientarse el sensor de tal forma que el cable quede colocado a lo largo de la parte superior de la mano. (4)
5. Conecte el DS-100A al oxímetro y compruebe que funciona correctamente, tal como se describe en el manual del usuario del mismo.

**Nota:** Si el sensor no sigue correctamente el pulso, puede estar mal colocado, o el emplazamiento del sensor puede ser demasiado estrecho, ancho o estar demasiado pigmentado o coloreado (por ejemplo, debido a la aplicación externa de coloración tal como laca de uñas, tinte o crema pigmentada) como para permitir la transmisión apropiada de luz. Si ocurre alguna de estas situaciones, vuelva a colocar el sensor o elija otro sensor Nellcor y utilícelo en un lugar diferente.

## Limpeza

La superficie del DS-100A puede limpiarse frotándola con una solución tal como alcohol isopropílico al 70 %. Si se requiere una desinfección de bajo nivel, utilice una solución de lejía reducida en proporción 1:10. No utilice lejía sin diluir (hipoclorito de sodio del 5 al 5,25 %) ni ninguna otra solución de limpieza aparte de las recomendadas aquí, ya que podrían ocasionar daños permanentes en el sensor.

**AVISO:** No esponga los conectores de contacto a la solución de limpieza, pues se podría dañar el sensor.

### Para limpiar o desinfectar el sensor:

1. Impregne una almohadilla de gasa limpia y seca con la solución de limpieza, y frote con ella todas las superficies del sensor y del cable.
2. Impregne otra almohadilla de gasa limpia y seca con agua esterilizada o destilada, y frote con ella todas las superficies del sensor y del cable.
3. Seque el sensor y el cable frotando todas las superficies con una almohadilla de gasa limpia y seca.

## PRECAUCIÓN

1. No esterilice mediante radiación, vapor u óxido de etileno. Este tipo de esterilización podría dañar al sensor.
2. La aplicación incorrecta del DS-100A puede dar lugar a mediciones incorrectas.
3. Si utiliza el DS-100A en presencia de luces brillantes las mediciones puede ser imprecisas. En tales casos, cubra el sensor con un material opaco.

4. Los sensores reutilizables deben cambiarse de lugar al menos cada 4 horas. Debido a que el estado particular en que se encuentre la piel puede afectar a la capacidad de ésta para tolerar la colocación del sensor, en algunos pacientes puede ser necesario cambiar de lugar el sensor más frecuentemente. Si cambia la integridad de la piel, cambie de lugar el sensor.
5. Los colorantes intravasculares y la coloración aplicada externamente, tal como laca de uñas, colorante o crema pigmentada, pueden dar lugar a mediciones incorrectas.
6. El rendimiento del sistema DS-100A se ve afectado por el movimiento.
7. No utilice esparadrapo para fijar el sensor a su lugar ni para cubrirlo totalmente; las pulsaciones venosas pueden dar lugar a mediciones de saturación incorrectas.
8. Al igual que con todo el equipo médico, oriente cuidadosamente los cables para reducir la posibilidad de enredo o de estrangulamiento del paciente.
9. No utilice el DS-100A ni otros sensores de oximetría durante escáneres de resonancia magnética. La corriente eléctrica puede producir quemaduras. Además, el DS-100A puede afectar a la imagen de la resonancia magnética, y la unidad de resonancia magnética puede afectar a la precisión de las mediciones de oximetría.
10. No altere ni modifique el DS-100A. Las alteraciones o modificaciones pueden afectar al rendimiento o a la precisión.

Si tiene alguna pregunta acerca de esta información, póngase en contacto con el Departamento de Servicio Técnico de Nellcor o con su representante local de Nellcor.

## Garantía

[www.DataSheet4U.com](http://www.DataSheet4U.com)

Para obtener información acerca de la garantía de este producto, si la tuviera, póngase en contacto con el Departamento de Servicio Técnico de Nellcor o con su representante local de Nellcor.

## Especificaciones de la precisión

Si desea conocer el rango de las especificaciones de precisión de este sensor cuando se utilice con monitores Nellcor, consulte la información proporcionada con el monitor o (en EE.UU.) póngase en contacto con el Departamento de Servicio Técnico de Nellcor. Desde fuera de EE.UU., póngase en contacto con su representante local de Nellcor.

Si desea conocer el rango de las especificaciones de precisión de este sensor cuando se utilice con monitores no fabricados por Nellcor, consulte la información proporcionada por el fabricante del instrumento particular.

**Nota:** Consulte el manual de usuario del instrumento si desea obtener instrucciones completas del uso del sensor con dicho instrumento.

Este sensor se vende bajo las siguientes patentes de EE.UU. y los equivalentes de otros países: 6.708.049; 6.591.123 y 4.685.464.

# ANEXO D: EQUIPO NELLCOR N-600





---

## Specifications

---

---

### Performance

#### Measurement Range

SpO <sub>2</sub>	1% to 100%
Pulse Rate	20 to 250 beats per minute (bpm)
Perfusion Range	0.03% to 20%

#### Accuracy Tolerance

##### Saturation

Adult <sup>1</sup>	70 to 100% ±2 digits
Neonate	70 to 100% ±3 digits
Low Perfusion <sup>2</sup>	70 to 100% ±2 digits

##### Pulse Rate

Adult and Neonate <sup>1</sup>	20 to 250 bpm ±3 digits
Low Perfusion <sup>2</sup>	20 to 250 bpm ±3 digits

<sup>1</sup> Adult specifications are shown for *OxiMax* MAX-A and MAX-N sensors with the N-600. Neonate specifications are shown for *OxiMax* MAX-N sensors with the N-600. Saturation accuracy will vary by sensor type. Refer to the Sensor Accuracy Grid. The Sensor Accuracy Grid is shipped with the N-600. The latest version of the Sensor Accuracy Grid is available on the Internet at:

[http://www.malincrodt.com/respiratory/resp/Serv\\_Supp/ProductManuals.html](http://www.malincrodt.com/respiratory/resp/Serv_Supp/ProductManuals.html)

<sup>2</sup> Specification applies to monitor performance.

---

#### Display Update Interval

---

2 seconds

---

---

## Electrical

### Instrument

Power Requirements	90 to 132 volts AC (nominal 120 VAC) or 200 to 240 volts AC (nominal 230 VAC), 20 Watts
Fuses	qty 2, 0.5 A, 250 volts, slow-blow, IEC (5 x 20 mm)

### Battery

The battery provides at least 2 hours of battery life when new and fully charged with no alarms, no serial data, no analog output, no nurse call output, with backlight on while using a pulse simulator set for 224 bpm, high light and low modulation.

Type	Lead acid
Voltage	6 Volts DC
Recharge	14 hours with N-600 turned off 18 hours with N-600 operating
Shelf Life	2 months, new fully charged battery After 2 months storage the N-600 will run for 50% of stated battery life
Complies With	91/157/EEC

### OxiMax Sensors

Wavelength	The wavelength ranges of the light emitted are near 660 nm and 890 nm.
------------	--

**UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS – ESPE  
INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA E INSTRUMENTACIÓN**

**CERTIFICACIÓN**

Se certifica que el presente proyecto fue desarrollado por el señor: Chancusi Molina Ángel Bladimir, bajo nuestra supervisión:

---

Ing. Silva Franklin  
**DIRECTOR DEL PROYECTO**

---

Ing. Pérez Fabricio  
**CODIRECTOR DEL PROYECTO**

---

Ing. Silva Franklin  
**DIRECTOR DE LA CARRERA**

---

Dr. Vaca Rodrigo  
**SECRETARIO ACADÉMICO**