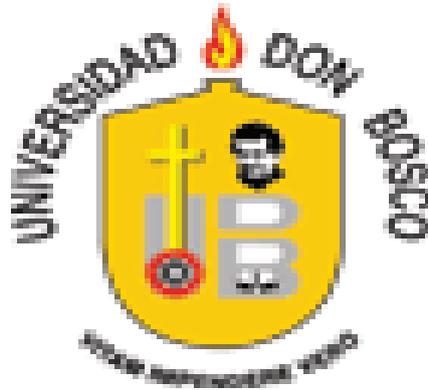


UNIVERSIDAD DON BOSCO



PROTOTIPO DE SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SIGNOS VITALES VÍA BLUETOOTH.

TRABAJO DE GRADUCIÓN
PREPARADO PARA LA FACULTAD DE INGENIERÍA
PARA OPTAR AL GRADO DE
INGENIERO EN ELECTRÓNICA

POR

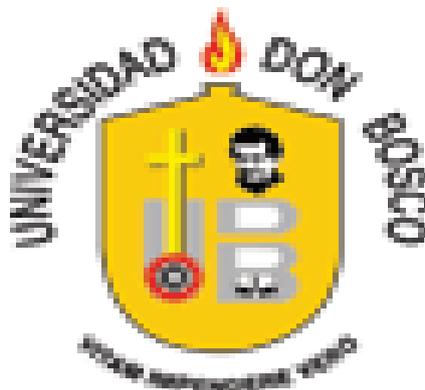
ROMMEL ULISES MOLINA BLANCO
JENNY VILLATORO CARBALLO

ASESOR: ING. CARLOS PUENTE

JULIO DE 2008.

SOYAPANGO – EL SALVADOR – AMÉRICA CENTRAL

UNIVERSIDAD DON BOSCO



RECTOR

ING. FEDERICO MIGUEL HUGUET RIVERA

SECRETARIO GENERAL

LIC. MARIO RAFAEL OLMOS

VICE-RECTOR

PBO. VICTOR BERMUDEZ YANEZ

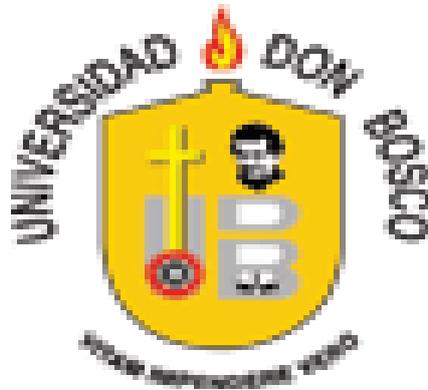
DECANO DE INGENIERÍA

ING. ERNESTO GODOFREDO GIRÓN

ASESOR DEL TRABAJO DE GRADUACIÓN

ING. CARLOS PUENTE

UNIVERSIDAD DON BOSCO



FACULTAD DE INGENIERÍA

ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

LECTOR EVALUADOR DEL TRABAJO DE GRADUACIÓN

ING. CARLOS PUENTE
ASESOR

ING. CALIXTO RODRIGUEZ
LECTOR

AGRADECIMIENTOS

Jenny Villatoro de Hernández

Ante todo quiero agradecerle a Dios por su generosidad al permitirme terminar satisfactoriamente este trabajo, además de todas las grandes bendiciones que he recibido de él a lo largo de toda mi vida.

Agradezco con todo mi amor a mi esposo Edgar David Hernández que siempre me apoyo y ha estado a mi lado en las buenas y malas, que nunca en la vida llegaría a pagarle y mostrarle todo lo que él ha sido para mí: el mejor guía, amigo y esposo que nunca pensé tener en la vida. Gracias mi amor.

Agradezco a mis padres por su infinito amor, apoyo y paciencia... a mi madre Orbelina Carballo de Villatoro por enseñarme siempre a luchar, seguir adelante con todas mis fuerzas para llegar a lo más alto posible... a mi padre Daniel Villatoro por enseñarme a soñar y tener paciencia para alcanzar los objetivos que me trace en la vida.

También le agradezco a mis familiares y amigos, quienes siempre estuvieron al pendiente, para apoyarme cuando más lo necesité... muchas gracias.

Les agradezco también al tutor Ing. Néstor Lozano y al asesor Ing. Carlos Puente, por su apoyo y ayuda a lo largo de este proceso.

Finalmente le dedicó esta tesis a mi amada hija Jessica Michelle Hernández, por quien le doy inmensas gracias a Dios, y que me dio el título más grande y el mejor de todos los que pueda llegar a tener... *el de madre...*

A todos inmensas Gracias!

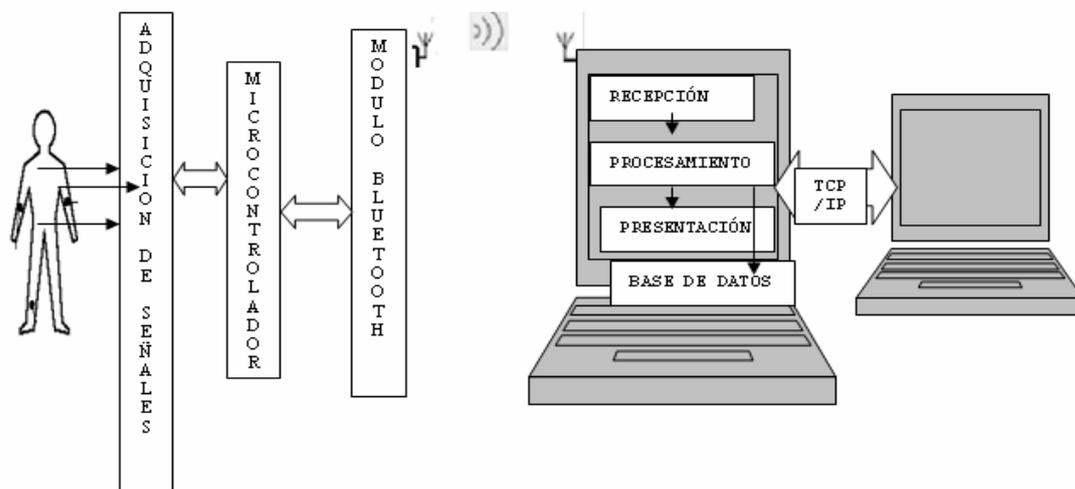
ÍNDICE GENERAL

RESUMEN EJECUTIVO	iv
ORGANIZACIÓN DE DOCUMENTO.....	v
OBJETIVOS.....	vii
ALCANCES Y LIMITACIONES.....	viii
1. INTRODUCCIÓN	13
1.1. DEFINICIONES	13
1.1.1. SIGNOS VITALES	13
1.1.2. MONITOR	13
1.1.3. BLUETOOTH	14
1.1.4. TELEMEDICINA	14
2. ANTECEDENTES HISTÓRICOS.....	16
2.1. ANTECEDENTES HISTÓRICOS DE LOS SIGNOS VITALES	16
2.1.1. HISTORIA DE LA MEDIDA DE LA SEÑAL ECG (FRECUENCIA CARDIACA)	16
2.1.2. HISTORIA DE LA MEDICIÓN DE SATURACIÓN PARCIAL DE OXIGENO	17
2.1.3. HISTORIA DE LA MEDIDA DE LA PRESIÓN SANGUÍNEA.....	18
2.2. ANTECEDENTES HISTÓRICOS DE LA TELEMEDICINA	19
2.2.1. FECHAS IMPORTANTES EN LA EVOLUCIÓN DE LA TELEMEDICINA	20
2.3. HISTORIA DE LAS COMUNICACIONES INALÁMBRICAS	21
2.3.1. ISM BANDS (INDUSTRIAL, SCIENTIFIC AND MEDICAL BANDS).....	23
2.4. ANTECEDENTES DE BLUETOOTH	25
2.4.1. RADIOFRECUENCIA	25
2.4.2. STANDARD IEEE 802.11	25
2.4.3. WIFI	28
2.4.4. COMUNICACIÓN INFRARROJA	29
3. MARCO TEÓRICO.....	31
3.1. FRECUENCIA CARDIACA	31
3.1.1. EL ELECTROCARDIOGRAMA (ECG).....	32
3.1.2. ELECTRODOS PARA MEDIR SEÑAL ECG	41
3.2. SATURACIÓN DE ÓXIGENO	42
3.2.1. OXÍMETRIA.....	43
3.2.2. OXÍMETRIA DE PULSO	44
3.2.3. ESPECTROFOTOMETRÍA.....	46
3.3. PRESIÓN SANGUÍNEA	50
3.3.1. UNIDADES DE PRESIÓN	50
3.3.2. METODOS DE MEDICIÓN DE LA PRESIÓN SANGUÍNEA	51
3.3.2.1. MÉTODO OSCILOMÉTRICO	52
3.3.2.2. MÉTODO OSCILOMÉTRICO DERIVATIVO	53
3.3.3. MEDICIÓN DE LA PRESIÓN SANGUÍNEA	54
3.4. BLUETOOTH.....	55
3.4.1. COMPONENTES DEL SISTEMA	56
4. HARDWARE DE ADQUISICIÓN	58
4.1. ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL ECG	59
4.1.1. DIAGRAMA DEL CIRCUITO.....	60
4.1.2. CIRCUITO PARA LA OBTENCIÓN DE LA SEÑAL ECG	61
4.1.2.1. ETAPA DE PRE-AMPLIFICACIÓN	61
4.1.2.2. ETAPA DE AMPLIFICACIÓN	63
4.1.2.3. ETAPA DE ADECUACIÓN	63
4.2. ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL DE SATURACIÓN DE OXIGENO.....	64
4.2.1. DIAGRAMA DE BLOQUE DEL OXÍMETRO	65
4.2.2. CIRCUITO DE ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL DEL OXÍMETRO	65
4.2.2.1. LEDS Y FOTOTRANSISTOR	66
4.2.2.2. CONVERTIDOR DE CORRIENTE A VOLTAJE.....	67
4.2.2.3. CIRCUITO DE AMPLIFICACIÓN.....	68
4.2.2.4. ETAPA DE ADECUACIÓN	69

	vi
4.3. ADQUISICIÓN DE LA PRESIÓN SANGUÍNEA	70
4.3.1. DIAGRAMA DE BLOQUES PARA LA PRESIÓN SANGUÍNEA	70
4.3.2. CIRCUITO DE ADQUISICIÓN DE LA PRESIÓN SANGUÍNEA	71
4.3.2.1. SENSOR DE PRESIÓN MPX2050DP	71
4.3.2.2. ETAPA DE AMPLIFICACIÓN	72
4.3.2.3. ETAPA DE FILTRADO	73
4.3.2.4. ETAPA DE ADECUACIÓN	74
4.4. MICROCONTROLADOR PIC16F877	75
4.4.1. CONVERTIDOR ANALÓGICO DIGITAL DEL PIC16F877	77
4.5. SOFTWARE DE ADQUISICIÓN	80
4.5.1. PROGRAMA DIGITALIZADOR DE LA SEÑAL DEL ECG	80
4.5.2. PROGRAMA DE ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL DEL OXÍMETRO	81
4.5.3. PROGRAMA DE ADQUISICIÓN DE LA PRESIÓN SANGUÍNEA NO INVASIVA	83
5. HARDWARE DE TRANSMISIÓN	86
5.1. ESTANDAR DE COMUNICACIONES RS232	87
5.2. MÓDULO BLUETOOTH WT11	89
5.3. COMUNICACIÓN ENTRE PIC16F877 Y EL WT11	93
5.3.1. CONFIGURACIÓN DE LA TRANSMISIÓN	93
5.3.1.1. PASOS PARA CONFIGURAR LA USART Ó SCI	95
5.3.1.2. COMUNICACIÓN SERIE	96
5.4. SOFTWARE DE TRANSMISIÓN	98
6. SOFTWARE DEL SISTEMA.....	99
6.1. PROTOCOLO DE RED TCP/IP	99
6.2. FLUJOGRAMA DEL SOFTWARE DEL SISTEMA	101
7. RESULTADOS DEL PROTOTIPO	105
7.1. VISUALIZACIÓN DE DATOS ADQUIRIDOS	105
8. RECOMENDACIONES PARA REALIZAR LAS MEDICIONES.....	113
8.1. RECOMENDACIONES GENERALES	113
8.2. RECOMENDACIONES PARA MEDIR SPO2:	114
8.3. RECOMENDACIONES PARA MEDIR LA PRESIÓN SANGUÍNEA	115
9. CONCLUSIONES	117
10. PRESUPUESTO.....	118
10.1. COMPONENTES ELECTRÓNICOS	118
10.2. MATERIAL DE PRUEBA.....	118
10.3. MATERIAL SOFTWARE	118
10.4. TOTAL GLOBAL	118
11. ANEXOS.....	119
11.1. CODIGOS DE PROGRAMA DEL PIC	119
11.1.1. SEÑAL ECG	119
11.1.2. SEÑAL OXÍMETRO	121
11.1.3. VALOR PRESIÓN SANGUÍNEA	124
11.2. CÓDIGO DE SOFTWARE EN VISUAL BASIC 6.0	126
11.3. HOJAS DE ESPECIFICACIONES	132
11.3.1. HOJA DE ESPECIFICACIONES DEL PIC 16F877	132
11.3.2. HOJA DE ESPECIFICACIONES DEL WT11	135
11.3.3. HOJA DE ESPECIFICACIONES TECNICAS DEL MPX2050DP	136
11.3.4. HOJA DE ESPECIFICACIONES TECNICAS DEL AD620	138
11.3.5. HOJA DE ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DEL LT1112	140
11.3.6. HOJA DE ESPECIFICACIONES DEL MAX232	142
11.3.7. HOJA DE ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DEL HA17741	144
11.3.8. HOJA DE ESPECIFICACIONES TECNICAS DEL TL072	146
12. BIBLIOGRAFÍA.....	148

Resumen Ejecutivo

El presente documento describe los fundamentos del Prototipo de Sistema de Adquisición de Signos Vitales vía Bluetooth. Se comienza por un resumen de los antecedentes históricos existentes sobre la medición de signos vitales, Telemedicina y Bluetooth. Además la descripción del hardware y software para la captura, transmisión, recepción y presentación de las señales fisiológicas.



El Prototipo está dividido en 4 etapas que son:

Adquisición de señales: En esta etapa, los datos serán adquiridos por cada uno de los circuitos diseñados para la captura de cada señal; cuyo manejo y control de adquisición es manejado por el PIC.

Microcontrolador PIC: En esta etapa los datos son adquiridos por el convertidor analógico digital del PIC, el cual está multiplexado y convierte una señal a la vez. Una vez digitalizada la señal será transmitida vía serie a la siguiente etapa.

Transmisor Bluetooth. La función de este módulo es la de transmitir mediante el estándar Bluetooth la señal digitalizada. El módulo aparece como un esclavo Bluetooth, en nuestro caso particular como un puerto serie convencional.

La PC: (Personal Computer) va a ser la encargada de realizar el análisis y clasificación de las señales de ECG, Oxímetro y Presión sanguínea no invasiva proveniente del paciente, así como de generar alarmas. Además la red existente puede acceder al historial del paciente vía TCP/IP.

ORGANIZACIÓN DE DOCUMENTO

Capítulo 1. Introducción

En este capítulo se presenta una introducción a los conceptos básicos de los signos vitales, monitor, Bluetooth y Telemedicina que son los principales elementos que maneja el prototipo.

Capítulo 2. Antecedentes Históricos

Se presentan los Antecedentes históricos, estudios previos que han tratado el problema de la adquisición de los signos vitales y el avance tecnológico que han experimentado hasta nuestra época.

Capítulo 3. Marco Teórico

Se presentan los conocimientos fundamentales involucrados en la adquisición y tratamiento de los signos vitales, profundizando sobre el método de transmisión (Bluetooth) y se ofrece una introducción, de los métodos de adquisición de signos vitales.

Capítulo 4. Hardware de Adquisición

Se demuestra la implementación de los circuitos de adquisición para cada una de las señales fisiológicas a medir. Cada señal es digitalizada por el convertidor análogo-digital del PIC16F877¹ y transmitidas al módulo Bluetooth.

Capítulo 5. Hardware de Transmisión

Se demuestra la implementación del circuito de transmisión, el cual enviara vía Bluetooth los datos a la PC. Para ello utilizamos el microcontrolador PIC como intermediario entre el hardware de adquisición y el módulo Bluetooth WT11².

¹ Ver en Anexos información técnica del PIC16F877

² Ver en Anexos información técnica del módulo WT11

Capítulo 6. Software del Sistema

Se describe el funcionamiento de cada uno de los módulos que componen el sistema que son:

- ✓ Recepción.
- ✓ Procesamiento (Presentación, Base de Datos, Recepción de alarmas)
- ✓ Comunicación entre el servidor y una estación remota

Capítulo 7. Resultados del Prototipo

Se presentan los resultados obtenidos en la medición, transmisión de los datos en el sistema del Prototipo.

Capítulo 8. Recomendaciones para medir los signos vitales

Aquí presentamos los pasos a seguir para el uso del prototipo, y la colocación de los sensores de medición en el paciente.

Capítulo 9. Conclusiones

Se brindan las conclusiones de este trabajo de final de carrera

Capítulo 10. Presupuesto

Se presentan los costos de los elementos que componen el prototipo.

Capítulo 11. Anexos

Se presenta toda la información técnica, de cada uno de los dispositivos de medición usados, como sensores, microcontrolador, módulo, amplificadores, etc.

Además los códigos de programa para la adquisición, transmisión, recepción y comunicación entre el servidor y una estación remota, realizados en Visual Basic 6.0, MySQL y lenguaje Ensamblador.

Capítulo 12. Bibliografía

Se presentan todas las fuentes de información consultadas y tomadas como referencia, para el desarrollo del Sistema.

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

- Diseñar e implementar un prototipo de sistema de monitorización de la señal cardiaca, frecuencia cardiaca, saturación de oxígeno y Presión Sanguínea no invasiva; que sea capaz de transmitir las a una PC portátil utilizando tecnología de comunicación inalámbrica.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Implementar un prototipo de hardware para la adquisición y transmisión vía Bluetooth, de la señal cardiaca, el dato de frecuencia cardiaca, saturación de oxígeno (SPO₂) y presión sanguínea no invasiva hacia una PC portátil, basándose en un microcontrolador.
- Implementar un software para la recepción y manejo de los datos adquiridos.
- Mostrar en la pantalla del PC portátil los datos adquiridos, además de presentar la visualización de la señal cardiaca y de saturación parcial de oxígeno.

ALCANCES Y LIMITACIONES

ALCANCES

Se diseñará e implementará un prototipo de medición de los signos vitales con las siguientes características:

- ✓ Obtención de la señal electrocardiográfica midiendo una de las derivaciones bipolares, para calcular la frecuencia cardiaca.
- ✓ Captura de la señal de saturación parcial de oxígeno, midiendo con un sensor dedal, para calcular el nivel de saturación parcial de oxígeno.
- ✓ Obtención de la presión arterial no invasiva, utilizando un brazalete con sensor.
- ✓ Captura instantánea de la señal cardiaca del paciente, mediante un sistema de 3 electrodos externos, y la saturación de oxígeno de la sangre por medio de un sensor digital clip.
- ✓ Aportar la flexibilidad y portabilidad del sistema de medición.
- ✓ Adquirir la información y digitalizarla usando un microcontrolador PIC y transmitirla vía Bluetooth.
- ✓ Ofrecerá la posibilidad de visualizar la señal cardiaca y de saturación parcial de oxígeno, los valores de la frecuencia cardiaca, la saturación de oxigenación en la sangre y la presión sanguínea no invasiva en un PC Portátil.
- ✓ El sistema utilizara baterías para una mejor portabilidad.
- ✓ El sistema contará con alarmas que indiquen cuando alguno de los valores monitorizados estén fuera del rango previamente programado como seguro o normal para el paciente. También alertará cuando se pierda el enlace entre el prototipo y la PC.

- ✓ Será posible acceder remotamente a los datos del paciente a través de una conexión TCP/IP³ con el ordenador receptor. La información estará disponible a través de una red LAN⁴.

LIMITACIONES

- ✓ El equipo receptor mantendrá un historial de los datos fisiológicos del paciente que este siendo monitorizado. Se manejaran periodos de tiempo de 5 o 10 minutos, los cuales podrán programados por medio del software.
- ✓ Las únicas señales que se mostraran en la PC portátil serán la señal electrocardiográfica y la de saturación parcial de oxígeno.
- ✓ El prototipo solo manejará el historial del paciente que este siendo monitorizado.
- ✓ Para el acceso remoto a la información del paciente monitorizado será necesaria una conexión TCP/IP con el PC receptor.
- ✓ La monitorización será posible solo dentro del rango de cobertura de la tecnología de comunicación inalámbrica utilizada. En este caso Bluetooth.

³ TCP/IP: Internet Protocol Suite

⁴ LAN: Red de área local

CAPITULO 1

1. INTRODUCCIÓN

1.1. DEFINICIONES

1.1.1. SIGNOS VITALES

Se denominan signos vitales, a las señales o reacciones que presenta un ser humano con vida que revelan las funciones básicas del organismo. En el presente prototipo se medirán 3 de los principales signos vitales que son:

Frecuencia cardiaca, es el número de veces que el corazón late por minuto. Cuando el corazón impulsa la sangre a través de las arterias, las arterias se expanden y se contraen con el flujo de la sangre. La frecuencia cardiaca normal de los adultos sanos oscila entre 60 y 100 latidos por minuto.

Saturación parcial de oxígeno, es la presión parcial del oxígeno. 98,5% del oxígeno es combinado con la hemoglobina. Solo el 1,5% es físicamente disuelto. La molécula de hemoglobina es la encargada del transporte de oxígeno en los mamíferos y otras especies. Bajo condiciones normales, en humanos, la hemoglobina en la sangre que abandona los pulmones está alrededor del 96-97% saturada con oxígeno; la sangre "desoxigenada" que retorna a los pulmones está saturada con oxígeno en un 75%.

Presión sanguínea no Invasiva, es la presión (fuerza por unidad de superficie) que existe dentro de los vasos sanguíneos. Los rangos normales de la presión arterial en humanos adultos son: Sistólica entre 90 y 140 mmHg⁵ (12 a 18 kPa⁶) y Diastólica entre 50 y 90 mmHg (7 a 12 kPa).

1.1.2. MONITOR

Un monitor es un instrumento que se encarga de la adquisición, amplificación, procesamiento, visualización y registro de las señales fisiológica. Entre las cuales figuran típicamente ECG, pulso periférico, presión y temperatura sanguínea, respiración

⁵ mmHg: milímetros de mercurio

⁶ kPa : kilo pascales

y apnea⁷, SPO2 y SPCO2⁸, con alarmas. Un monitor dispone de una serie de sensores que conectados al paciente recogen la información del mismo y mediante un sistema de adquisición de datos, dicha información es digitalizada, ofreciendo la posibilidad en la propia pantalla del monitor y de transmitirla a otros sistemas externos.

1.1.3. BLUETOOTH

Nacido en 1994 y formalizado en 1998, es una tecnología inalámbrica de bajo costo, que opera en la banda no licenciada de 2.4GHz de frecuencia (la misma que utiliza la tecnología 802.11).

Uno de los hechos que hace que esta tecnología sea de bajo costo, es la reducida potencia que requiere para funcionar: tan sólo 0,1 Watts.

Sin embargo, en la frecuencia que opera (en la banda no licenciada) debió enfrentarse al temor elemental de cualquier comunicación inalámbrica, la interferencia, y a fin de superarla se implementaron las siguientes características:

Frequency Hoping: Patrón de saltos predefinido.

Saltos de 1MHz sobre 79 frecuencias diferentes entre 2.402 GHz y 2.480 GHz.

Saltos entre frecuencias más rápidos que en otras tecnologías inalámbricas (1600 Saltos por segundo).

1.1.4. TELEMEDICINA

Es la prestación de servicios de medicina a distancia. Para su implementación se emplean usualmente tecnologías de la información y las comunicaciones. La palabra procede del Griego *τελε* (tele) que significa 'distancia' y medicina. La telemedicina puede ser tan simple como dos profesionales de la salud discutiendo un caso por teléfono hasta la utilización de avanzada.

⁷ viene definida por el cese completo de la señal respiratoria (medida por termistor, cánula nasal o neumotacógrafo) de al menos 10 s de duración.

⁸ Saturación de bióxido de carbono en la sangre

La telemedicina comenzó a desarrollarse, tal y como la conocemos hoy en día, a partir de los años 70. Durante los años 80 recibió un fuerte desarrollo con la evolución de la electrónica y la aparición de los primeros ordenadores personales. Sin embargo, fue a partir de los 90, con el crecimiento de las nuevas redes de telecomunicaciones y la aparición de Internet, junto con la aparición de nuevos sistemas más compactos, robustos y de menor consumo, cuando se materializó el verdadero crecimiento y desarrollo de la telemedicina, surgiendo aplicaciones concretas de telepatología, teleradiología, teledermatología, telecardiología, etcétera.

La telediagnóstico, la cual consiste en la realización de un diagnóstico a distancia (diagnóstico remoto), es la técnica que mayor impacto causa, dadas las múltiples ventajas con se presenta y el amplio aprovechamiento de la tecnología. Consiste en evaluar o asistir en la evaluación médica de un paciente desde un centro hospitalario que se encuentre distante, haciendo uso de las telecomunicaciones para llevar a cabo esta acción.

CAPITULO 2

2. ANTECEDENTES HISTÓRICOS

2.1. ANTECEDENTES HISTÓRICOS DE LOS SIGNOS VITALES

2.1.1. HISTORIA DE LA MEDIDA DE LA SEÑAL ECG (FRECUENCIA CARDIACA)

En 1842 Carlo Matteucci, profesor de física en la universidad de Pisa, demuestra que una corriente eléctrica acompaña cada latido del corazón. Utilizó una preparación conocida como “la rana reoscopica⁹” en el que el nervio extraído de una rana se utilizaba como sensor eléctrico y la contracción del músculo del anca era utilizada como signo visual de la actividad eléctrica.

En 1872 El fisico francés Gabriel Lippmann inventa un medidor de voltaje por capilaridad. Es un tubo delgado de vidrio con una columna de mercurio bajo ácido sulfúrico. El menisco del mercurio se mueve al variar el potencial eléctrico y se observa por un microscopio

En 1856 Kolliker y Mueller, descubrieron la actividad bioeléctrica correspondiente al latido cardiaco y esto dio paso, aproximarse sistemáticamente a este órgano bajo el punto de vista eléctrico.

En 1911 Willem Einthoven, que trabajaba en Leiden (Países Bajos), descubrió el “galvanómetro de cuerda”, mucho más exacto que el “galvanómetro capilar”. Einthoven asignó las letras P, Q, R, S y T a las diferentes deflexiones y describió las características electrocardiográficas de gran número de enfermedades cardiovasculares.

En 1906 Cremer registra el primer electrocardiograma transesofágico que el logro con la ayuda de un tragasables¹⁰ profesional. La electrocardiografía esofágica seria desarrollada en los años setenta para ayudar a diferenciar arritmias auriculares. El

⁹ Reoscopica: es el grado mas avanzado de visión binocular

¹⁰ Tragasables: Artista circense cuyo número consiste en hacer ver que es capaz de tragar objetos punzantes

registra también el primer electrocardiograma fetal de la superficie abdominal de una mujer embarazada.

2.1.2. HISTORIA DE LA MEDICIÓN DE SATURACIÓN PARCIAL DE OXIGENO

En 1860 Robert Wilhelm Eberhard Bunsen, invento el “Espectroscopio”, que permitió por primera vez analizar la composición de la luz en longitudes de onda, pero no fue hasta el año 1930, en que la foto-célula de selenio pudo utilizarse en la práctica, que el espectro fue usado para el análisis cuantitativo de la saturación de oxígeno.

En 1937 se aplicó la fotopleletismografía (medición de absorción de la luz) en la práctica médica y quirúrgica, para contar la frecuencia cardíaca, evaluar la presión arterial periférica, la saturación parcial de oxígeno.

En 1935, Matthes construyó el primer aparato capaz de medir en forma continua la saturación de oxígeno en sangre humana. Él utilizó dos longitudes de onda: una que era sensible a los cambios de oxigenación y otra que no lo era.

La segunda longitud de onda, en el rango del infra-rojo, fue usada para compensar los cambios en los tejidos más espesos, en el contenido de hemoglobina y en la intensidad de la luz.

A comienzos de los años 40, Glen Millikan acuñó el término "oxímetro" para designar su invento destinado a medir la saturación de la hemoglobina en pilotos volando a gran altura. En el curso de los años 70, Hewlett-Packard comercializó el primer oxímetro auricular que se autocalibraba. Este instrumento usaba ocho longitudes de onda luminosa para determinar la saturación de la hemoglobina y utilizaba el método de calentar el pabellón de la oreja para arterializar los capilares sanguíneos. Este oxímetro se convirtió rápidamente en un estándar clínico y en una herramienta de laboratorio en medicina pulmonar.

La utilidad clínica del oxímetro no invasivo en la sala de operaciones fue redescubierta en los años 80 por William New, un anestesiólogo de la Universidad de Stanford.

Comprendiendo que la monitorización continua, no invasiva de la oxigenación tenía que ser útil a los anestesiólogos, New desarrolló y comercializó un oxímetro de pulso, el modelo Nellcor N100, que llegó a ser en 1985, sinónimo del término "oxímetro de pulso".

Con el desarrollo Tecnológico que se fue dando en el siglo XX, se fueron modernizaron los equipos destinados a medir signos vitales, es por eso que se invento el monitor.

2.1.3. HISTORIA DE LA MEDIDA DE LA PRESIÓN SANGUÍNEA

En los años 1677-1761 el reverendo inglés Stephe Halen realizo las primeras mediciones de la presión arterial en animales, utilizando un manómetro de mercurio muy largo y eso condujo al desarrollo de los tensiómetros. Fue necesario que pasaran doscientos años para que fueran ampliamente adoptados por los médicos y fisiólogos.

En 1828 el fisiólogo francés Jean Poiseuille invento “Hemodinamometro” demostró las variaciones tensionales durante las fases de respiración (inspiración y expiración) en los animales y durante los siguientes 100 años fue muy usado en Europa y América.

El famoso fisiólogo alemán Carl Friedrich Wilhelm Ludwing en 1847 creo el aparato llamado "Kimgraphion" (de Kimos: onda y Grafos: yo escribo). El inauguro el empleo en la fisiología del método Grafico tan seguro y tan simple que da a las experiencias de los fisiólogos el rigor y la calidad de los físicos.

En 1856 Julios Herrison efectuó la primera medida de presión arterial humana; el primer signo vital medido en una persona; usando una maquina llamada “Esfigmómetro” ocasiono mucho entusiasmo y muchas criticas en su época, pero marco el hito en el registro del pulso y fue el primero utilizado para la medida no cruenta (sangrienta) de la presión arterial humana y por eso figura en la historia de la medicina, el introducir en la clínica este método de exploración.

En 1881 Samuel Ritter von Bash marco un notable avance en la medida de la presión arterial en el hombre, que fue la invención de un Esfigmomanómetro (Fig.2-1,1) .El aparato consistencia de una pequeña pelota de goma llena de agua con la que comprimía la arteria hasta hacer desaparecer el pulso y la presión requerida. En 1883 creo un segundo Esfigmomanómetro que era de fácil manejo y bastante exacto para medir la presión sistólica.

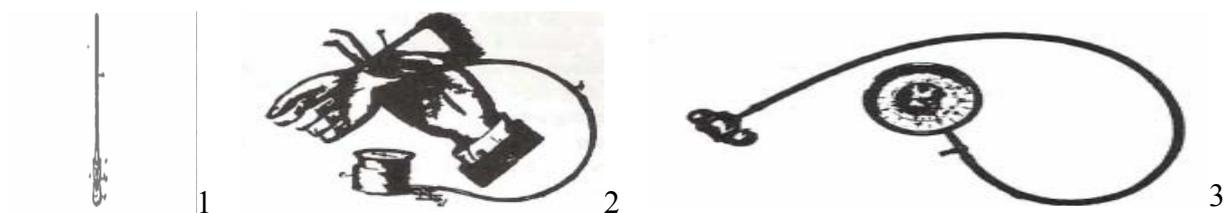


Fig.2-1. Los diferentes Esfigmomanómetros inventados.

Otro aparato que tuvo corta vida fue el tonómetro de Gustav Gatner (Fig.2-1,2) (1855-1937) un médico austriaco que aplicaba sobre la segunda falange de un dedo de la mano un anillo compreso. Produciendo luego la isquemia de la tercera falange y presión necesaria para esquimearla¹¹, indicaba la presión arterial sistólica.

El aparato que se usó ampliamente fue el asilometro introducido en 1909 por el médico y fisiólogo francés Michel Víctor Panchon (1867-1938), quien demostró que las paredes arteriales sufren oscilaciones de diferentes amplitudes, según la presión sanguínea y al someterlas a distintas contra presiones extremas, esas oscilaciones se modifican permitiendo evaluar la presión interior es el método oscilatorio u oscilométrico para medir la presión arterial.

El aparato que se divulgó no utilizó el pequeño brazal de Gallavardin (Fig.2-1,3) (1923) rodeando el brazo y compuesto de dos bolsas: una superior y otra inferior.

2.2. ANTECEDENTES HISTÓRICOS DE LA TELEMEDICINA

Las primeras experiencias con telemedicina surgieron con la aparición de la telegrafía, el teléfono y la radio a finales del siglo XIX. Mediante la radio, inicialmente mediante código Morse y más tarde con voz, se produjeron algunas de las primeras experiencias, principalmente proporcionando ayuda médica a embarcaciones en alta mar. En la Primera Guerra Mundial las comunicaciones de radio se utilizaron ampliamente para asistencia médica de heridos. Más tarde, a mediados del siglo XX, con el auge del transporte aéreo a larga distancia, surgió la necesidad de brindar apoyo médico a los tripulantes de estos vuelos, apoyo que se realizaba a través de un enlace de radio.

¹¹ Esquimear: bloquear el paso de sangre

El teléfono también fue usado prácticamente desde sus inicios para ofrecer ayuda médica remota. Además de mediante voz, el teléfono pronto empezó a usarse como medio para comunicar señales médicas, como el tele-estetoscopio propuesto en 1910 por S.G. Brown, aparato que servía para enviar por la línea telefónica las señales amplificadas procedentes de un estetoscopio. Hoy en día, utilizando la red telefónica y un módem es posible enviar cualquier tipo de información biomédica, incluso con la aparición de tecnologías como la RDSI y la ADSL voz y vídeo en tiempo real (videoconferencia). También la televisión ha sido utilizada como medio para realizar medicina a distancia. En sus comienzos, principalmente utilizándola en circuitos cerrados de televisión en centros médicos.

Por último, la aparición de las nuevas redes de telecomunicación sin cable, cuyo mayor exponente lo constituye sin duda la telefonía móvil, permiten expandir el uso de la telemedicina a sitios donde esto antes era prácticamente imposible, como ambulancias o centros médicos móviles, a lugares remotos donde un enlace físico es imposible, o países con problemas económicos donde no existe una red de comunicaciones por cable y es muy caro implantarla, resultando una opción mucho más económica el uso de estas redes inalámbricas.

2.2.1. FECHAS IMPORTANTES EN LA EVOLUCIÓN DE LA TELEMEDICINA.

1900. Con la introducción del teléfono que, como hemos visto, se comenzó a utilizar con fines de asistencia médica prácticamente desde su aparición.

1951. Primera demostración de telemedicina en la Feria Mundial de Nueva York.

1957. Albert Jutras comienza la práctica de la teleradiología en Montreal.

1959. Cecill Wittson empieza un programa de teleeducación y telepsiquiatría en el Instituto Psiquiátrico de Nebraska.

A partir de 1960. La Administración Nacional del Espacio y la Aeronáutica (NASA) y el Servicio de Salud Pública de Estados Unidos comenzaron a proporcionar cuidados médicos en zonas remotas en la reserva india de Papago en Arizona mediante personal paramédico y el uso de habitáculos móviles con rayos-X y ECG conectados por satélite.

La NASA ha estado siempre muy interesada en la telemedicina desde las primeras misiones tripuladas al espacio, y la impulsó notablemente con el desarrollo de técnicas como la supervisión remota de señales, fisiología humana y su adaptación a entornos de baja gravedad, sistemas de soporte vital, etc.

1967. Se establece una conexión por microondas entre el Aeropuerto de 24 Boston y el Hospital General de Massachusetts para atender urgencias en el aeropuerto.

1986. La Clínica Mayo comienza un programa transmitido por satélite bidireccional entre los campus de la Mayo en Ronchester, Minnesota, Scottsdale, Arizona y el de Jacksonville, Florida, para ayudar a médicos situados en clínicas remotas.

1989. La Universidad Técnica de Ciencias en la Salud en Texas, a través del proyecto MedNet, proporciona ayuda médica a 37 comunidades rurales.

A partir de 1990. Con el advenimiento de las redes de telecomunicaciones de alta velocidad comienzan a integrarse los centros de investigación, las universidades y los grandes hospitales para propulsar el avance de la Telemedicina.

Siglo XXI. la Telemedicina comienza a ser parte de un buen número de proyectos de investigación, fundamentalmente en países avanzados. La práctica médica habitual incorpora las aplicaciones de Telemedicina de forma paulatina, teniendo en cuenta los tiempos de adaptación y capacitación que profesionales y pacientes deben emplear para adecuarse al nuevo escenario. Las interconsultas aparecen como la aplicación más utilizada. Las aplicaciones de telemetría y telediagnóstico se vuelven cada vez más frecuentes. La evolución de la Telemedicina crece al ritmo del avance vertiginoso de la tecnología.

2.3. HISTORIA DE LAS COMUNICACIONES INALÁMBRICAS

El término “inalámbrico” fue utilizado por primera vez en los inicios de la telegrafía sin cables, y hacia referencia a los sistemas de recepción y transmisión de radio señales, identificándolos como dispositivos inalámbricos. Hoy en día el término es usado para describir las conexiones sin cables modernas como las redes celulares y el Internet inalámbrico. También es usado en una forma general para referirse a cualquiera tipo de

sistemas que opera sin la necesidad de cables, como por ejemplo un “control remoto inalámbrico”.

En 1879, David E. Hughes demostró que era posible la recepción de señales de radio procedentes de un emisor alejado un centenar de metros. Utilizó ondas de radio para generar corriente en las limaduras de cinc y plata contenidas en una válvula voltaica (estas partículas se movían al ser excitadas por las ondas).

A finales de los 1880s, Edison comenzó a trabajar en la transmisión por inducción basándose en un vibrador magnético y la técnica descrita por Hughes. Unos años más tarde, en 1885 Edison logró instalar un sistema de señalización sin hilos para un ferrocarril y de esta manera obtuvo la patente para este método de transmisión mediante inductancia (U.S. Patent 465,971).

Uno de los acontecimientos más importantes de la historia de la tecnología sin hilos fue la demostración de la existencia de las ondas electromagnéticas por Heinrich Hertz en 1888. Hertz demostró que las ondas electromagnéticas se podían generar y hacer viajar en líneas rectas a través del espacio y finalmente ser recibidas por un receptor experimental.

Hertz no continuó con los experimentos por considerar el descubrimiento como algo sin relevancia hasta que Nikola Tesla demostró la utilidad y practicidad de estas teorías implementando un sistema de transmisión de energía inalámbrico en 1893. Con este experimento demostró por primera vez la transmisión de energía eléctrica sin cables, y por consiguiente, la posibilidad de la comunicación inalámbrica.

En 1892 William Crookes publicó un trabajo en la revista inglesa *Fortnightly Review*, en el que proponía las bases para utilizar ondas electromagnéticas como medio para transmitir señales telegráficas a través del espacio, es decir, telegrafía sin hilos o inalámbrica.

Fue en 1894 cuando el físico inglés Oliver Lodge, basándose en el trabajo de Crookes, desarrolló el primer sistema de comunicación inalámbrica. Con los aparatos que construyó demostró la recepción de una señal a través de una distancia aproximada de 100 m, para lo cual usó un circuito sintonizador. Avances posteriores le permitieron ampliar la distancia a un kilómetro.

En 1894 el ingeniero italiano Guglielmo Marconi (1874-1937) leyó la biografía de Hertz e inmediatamente empezó a trabajar en la idea de usar las ondas

electromagnéticas para transmitir señales. Construyó los aparatos descritos por Hertz, a los cuales les añadió un cohesor, que es un tubo de vidrio que contiene limaduras de hierro, y conectó tanto el transmisor como el receptor a una antena. Una señal eléctrica que pase por el cohesor hace que las limaduras se unan durante el intervalo que dura la señal; de esta manera este dispositivo detecta ondas electromagnéticas.

En 1895 Marconi probó sus aparatos, con los cuales logró enviar señales hasta distancias de un par de kilómetros.

A partir de 1921 surge lo que se denominó era precelular, donde se comienzan a utilizar los radios móviles y ya para 1948 se comienzan a comercializar teléfonos móviles en Estados Unidos y continúa el desarrollo de los teléfonos y los enlaces microondas.

A partir de los 80's se comienzan a distribuir los celulares analógicos por todo el mundo y en los 90's surge la versión digital de estos.

Para la última década, los avances en tecnologías de comunicación inalámbrica han sido sorprendentes hasta llegar a evolucionar a sistemas modernos de comunicación inalámbrica de banda ancha.

2.3.1. ISM BANDS (INDUSTRIAL, SCIENTIFIC AND MEDICAL BANDS)

Rango de Frecuencia (MHz)	Aplicaciones	Potencia de Salida	Espacio entre canales	Ciclo de Servicio 0,1%	Ciclo de Servicio 1%	Ciclo de Servicio 10%	Ciclo de Servicio hasta 100%
433.05 - 434.79	Propósito general	10 mW	-				
868.00 - 868.60	Propósito general	25 mW	-		X		
868.60 - 868.70	Dispositivos de alarma	10 mW	25 kHz	X			
868.70 - 869.20	Propósito general	25 mW	-	X			
869.20 - 869.25	Dispositivos de alarma social	10 mW	25 kHz	X			
869.25 - 869.30	Dispositivos de alarma	10 mW	25 kHz	X			
869.30 - 869.40	Protocolo EACM	Sin definir	25 kHz				
869.40 - 869.65	Propósito general	500 mW	25 kHz			X	
869.65 - 869.70	Dispositivos de alarma	25 mW	25 kHz			X	
869.70 - 870.00	Propósito general	5 mW	-				X

Fig. 2-2: Bandas para sistemas de comunicaciones

Las bandas ISM para sistemas de comunicaciones digitales inalámbricas empleando la radiofrecuencia, son las que no necesitan licencia (siempre que no se pasen los límites de potencia) y que además son gratuitas (ver detalle en Fig. 2-2). Las frecuencias de trabajo estandarizadas son: 314 MHz en USA (potencia máxima +30 dBm), 434 MHz (+10 dBm) y 868 MHz (+14 dBm) en Europa en AM o FM.

En la figura 2-2 se muestra el uso de las bandas de comunicación entre los 868-870 MHz, donde se muestran las potencias de trabajo para cada banda y su respectivo ancho de banda

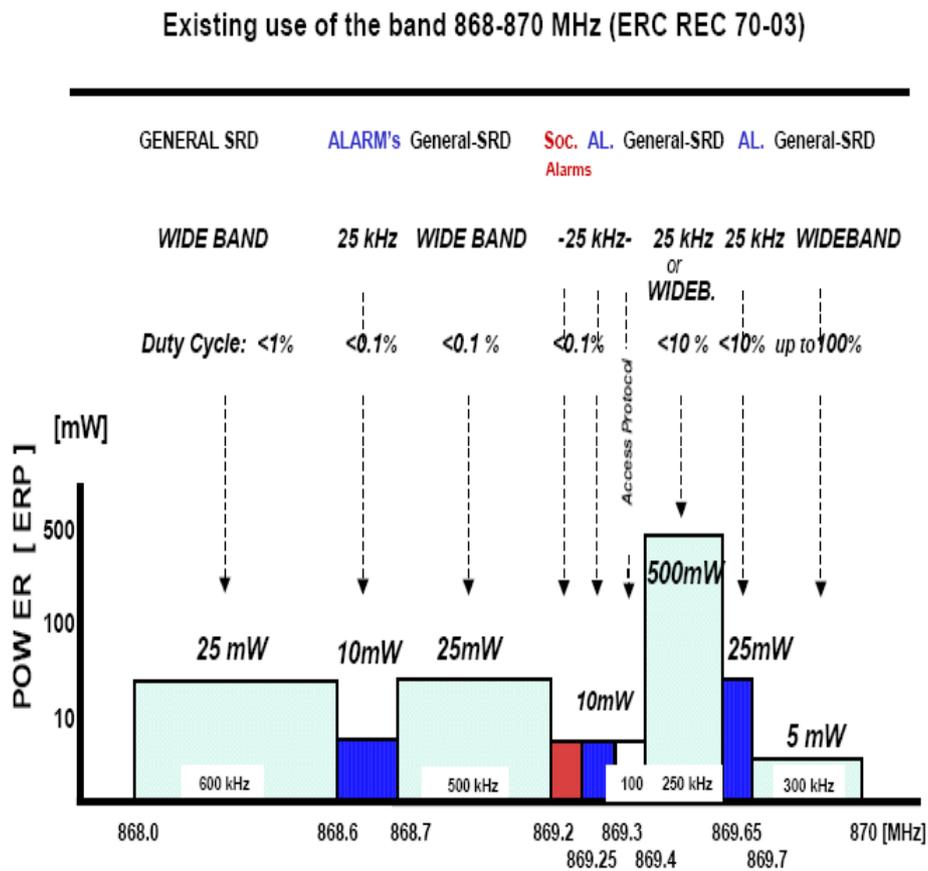


Fig. 2- 3: Grafico de potencias de trabajo para frecuencias de 869-870 MHz.

2.4. ANTECEDENTES DE BLUETOOTH

2.4.1. RADIOFRECUENCIA

Las transmisiones de datos entre equipos electrónicos sin cables se están aplicando cada vez más debido a los medios tecnológicos actuales, que son los circuitos integrados que permiten hacer un diseño sin tener demasiados conocimientos de RF, ni disponer de cara instrumentación para RF, ya que estos dispositivos requieren pocos componentes externos y ningún tipo de ajuste en RF.

Primero se usaron módulos de RF con componentes discretos unidireccionales y precisamente para no tener que depender del diseño de una circuitería en RF. Posteriormente con la aparición de circuitos transmisores completamente integrados con las funciones de emisor y receptor, en diferentes bandas de frecuencia que se fueron estandarizando en las diferentes zonas (Europa y USA), han permitido poderlos utilizar en los diferentes campos de aplicación industrial, comercial, y medico como: control remoto, transmisión de datos en sensores o sistemas de adquisición de datos, en monitorización médica o de la salud, etc.

Las comunicaciones inalámbricas por RF se pueden dividir en las que no cumplen ningún protocolo estándar y las que cumplen un protocolo estándar, y en las normativas sobre sus distintas frecuencias de trabajo, que a la vez definen velocidad de transmisión o ancho de banda y campo de aplicación.

2.4.2. STANDARD IEEE 802.11

Se trata de un protocolo de comunicación de área local cuyo nombre técnico es 802.11. Existen una serie de variantes de este estándar, las cuales ya están definidas o en proceso de definición que es necesario conocer para una correcta interpretación de las redes inalámbricas:

- a) 802.11a Estándar de comunicación en la banda de los 5Ghz

- b) 802.11b Estándar de comunicación en la banda de los 2.4Ghz.
- c) 802.11c Estándar que define las características que necesitan los APs (Access Points, puntos de acceso) para actuar como puentes (Bridges).
- d) 802.11d Estándar que permite el uso de la comunicación mediante el protocolo 802.11 en países que tienen restricciones sobre el uso de frecuencias que éste es capaz de utilizar. De esta forma se puede usar en cualquier parte del mundo.
- e) 802.11e Estándar sobre la introducción de los servicios de calidad (Quality of service - QoS) en la comunicación entre los puntos de acceso (Access Points - APs) y tarjetas de red. Actúa como árbitro de la comunicación. Esto permitirá el envío de video y de voz sobre IP.
- f) 802.11f Estándar que define una práctica recomendada de uso sobre el intercambio de información entre el punto de acceso y el TR en el momento del registro a la red y la información que intercambian los APs para permitir la interoperabilidad. La adopción de esta práctica permitirá el roaming* entre diferentes redes.
- g) 802.11g Estándar de comunicación en la banda de los 2.4Ghz.
- h) 802.11h Estándar que sobrepasa al 802.11a al permitir la asignación dinámica de canales para permitir la coexistencia de éste con el HyperLAN. Además define el TPC (Control de Potencia de Transmisión) según el cual la potencia de transmisión se adecua a la distancia a la que se encuentra el destinatario de la comunicación.
- i) 802.11i Estándar que define la encriptación y la autenticación para complementar, completar y mejorar el WEP. Es un estándar que mejorará la seguridad de las comunicaciones mediante el uso del TKIP (Temporal Key Integrity Protocol).
- j) 802.11j Estándar que permitirá la armonización entre IEEE, el ETSI HyperLAN2, ARIB e HISWANa.
- k) 802.11m Estándar propuesto para el mantenimiento de las redes inalámbricas.

El gran éxito del estándar 802.11 es que utiliza frecuencias de uso libre, es decir no es necesario pedir autorización o algún permiso para utilizarlas. Aunque hay que tener en mente, que la normatividad acerca de la administración del espectro varía de país a país.

La desventaja de utilizar este tipo de bandas de frecuencias es que las comunicaciones son propensas a interferencias y errores de transmisión. Estos errores ocasionan que sean reenviados una y otra vez los paquetes de información. Una razón de error del 50% ocasiona que se reduzca el caudal eficaz real (throughput) dos terceras partes aproximadamente. Por eso la velocidad máxima especificada teóricamente no es tal en la realidad. Si la especificación IEEE 802.11b nos dice que la velocidad máxima es 11 Mbps, entonces el máximo caudal eficaz será aproximadamente 6 Mbps y menos.

Para reducir errores, el 802.11a y el 802.11b automáticamente reducen la velocidad de información de la capa física. Así por ejemplo, el 802.11b tiene tres velocidades de información (5.5, 2 y 1 Mbps) y el 802.11a tiene 7 (48, 36, 24, 18, 12, 9 y 6 Mbps). La velocidad máxima permisible (ver Fig. 2-4) sólo es disponible en un ambiente libre de interferencia y a muy corta distancia.

Estándar	Velocidad máxima	Interface de aire	Ancho de banda de canal	Frecuencia	Disponibilidad
802.11b	11 Mbps	DSSS	25 MHz	2.4 GHz	Ahora
802.11a	54 Mbps	OFDM	25 MHz	5.0 GHz	Ahora
802.11g	54 Mbps	OFDM/DSSS	25 MHz	2.4 GHz	Finales 2002
HomeRF2	10 Mbps	FHSS	5 MHz	2.4 GHz	Ahora
HiperLAN2	54 Mbps	OFDM	25 MHz	5.0 GHz	2003
5-UP	108 Mbps	OFDM	50 MHz	5.0 GHz	2003

Fig. 2-4: Principales estándares 802.11

La transmisión a mayor velocidad del 802.11a no es la única ventaja con respecto al 802.11b. También utiliza un intervalo de frecuencia más alto de 5 GHz. Esta banda es más ancha y menos atestada que la banda de 2.4 GHz que el 802.11b comparte con teléfonos inalámbricos, hornos de microondas, dispositivos Bluetooth, etc. Una banda más ancha significa que más canales de radio pueden coexistir sin interferencia.

Si bien, la banda de 5 GHz tiene muchas ventajas, también tiene sus problemas. Las diferentes frecuencias que utilizan ambos sistemas, significa que los productos basados en 802.11a son no interoperables con los 802.11b. Esto significa que aunque no se interfieran entre sí, por estar en diferentes bandas de frecuencias, los dispositivos no pueden comunicarse entre ellos. Para evitar esto, la IEEE desarrolló un nuevo estándar conocido como 802.11g, el cual extenderá la velocidad y el intervalo de frecuencias del

802.11b para así hacerlo totalmente compatible con los sistemas anteriores. Este estándar fue ratificado el 20 de junio del 2003.

Es importante destacar que los equipos que trabajan para el estándar 802.11g llegaron al mercado muy rápidamente, incluso antes de su ratificación, esto se debió en parte a que para construir equipos bajo este nuevo estándar se podían adaptar los ya diseñados para el estándar b.

Actualmente se venden equipos con esta especificación, con potencias de hasta medio vatio, que permite hacer comunicaciones de hasta 50 km con antenas parabólicas apropiadas. Además, esta tecnología es muy utilizada en el montaje de pequeñas redes inalámbricas por su facilidad de instalación y configuración (sólo se requiere de una tarjeta de red inalámbrica sin necesidad de puntos de acceso). Esta ventaja provoca una serie de inconvenientes sobre todo en el campo de la seguridad.

2.4.3. WIFI

Wi-Fi (o Wi-fi, WiFi, Wifi, wifi) es un conjunto de estándares para redes inalámbricas basados en las especificaciones IEEE 802.11. Creado para ser utilizado en redes locales inalámbricas, es frecuente que en la actualidad también se utilice para acceder a Internet.

Wi-Fi es una marca de la Wi-Fi Alliance (anteriormente la WECA: Wireless Ethernet Compatibility Alliance), la organización comercial que adopta, prueba y certifica que los equipos cumplen los estándares 802.11.

Hay tres tipos de Wi-Fi, basado cada uno de ellos en un estándar IEEE 802.11 aprobado (a, b y g). Además, se aprobó en enero del 2007 el borrador de un cuarto estándar, el 802.11n, siendo el nuevo y revolucionario estándar de las redes Wireless.

Los estándares IEEE 802.11b e IEEE 802.11g disfrutaban de una aceptación internacional debido a que la banda de 2.4 GHz está disponible casi universalmente, con una velocidad de hasta 11 Mbps y 54 Mbps, respectivamente. El borrador del estándar 802.11n trabaja a 2.4 GHz a una velocidad de 108 Mbps. Aunque estas velocidades de 108 Mbps son capaces de alcanzarse ya con el estándar 802.11g gracias a técnicas de aceleramiento que consiguen duplicar la transferencia teórica. Actualmente existen

ciertos dispositivos que permiten utilizar esta tecnología, denominados Pre-N, sin embargo, no se sabe si serán compatibles ya que el estándar no está completamente revisado y aprobado.

En la actualidad ya se maneja también el estándar IEEE 802.11a, conocido como WIFI 5, que opera en la banda de 5 GHz y que disfruta de una operatividad con canales relativamente limpios. La banda de 5 GHz ha sido recientemente habilitada y, además no existen otras tecnologías (Bluetooth, microondas, etc.) que la estén utilizando, por lo tanto hay muy pocas interferencias [25].

2.4.4. COMUNICACIÓN INFRARROJA

La comunicación infrarroja se da a través de la emisión de energía en forma de ondas electromagnéticas en la zona del espectro situada inmediatamente después de la zona roja de la radiación visible.

Las ondas infrarrojas son muy usadas para la comunicación de corto alcance entre dispositivos como computadoras personales, teléfonos móviles y asistentes personales. Es una tecnología de comunicación direccional, la cual envía comandos en un único sentido con ráfagas a baja velocidad y a distancias de hasta 9 metros. Utilizan radiación directa por medio de leds y no es capaz de atravesar objetos sólidos.

El infrarrojo fue descubierto en el año 1800 por el astrónomo alemán William Herschel haciendo pasar la luz solar por un prisma y midiendo la temperatura registrada por un termómetro más allá de la región rojiza del espectro visible. El termómetro demostró la existencia de una forma de luz invisible más allá del color rojo la cual era percibida en forma de calor.

El conjunto de especificaciones que actualmente constituyen el estándar internacional para el desarrollo de sistemas de comunicaciones a través de rayos infrarrojos adopta el mismo nombre de la asociación que los produce: IrDA, del inglés "Infrared Data Association, IrDA", la cuál define un estándar físico en la forma de transmisión y recepción de datos por rayos infrarrojo.

El estándar IrDA soporta una amplia gama de dispositivos eléctricos, informáticos y de comunicaciones, permite la comunicación bidireccional entre dos extremos a velocidades que oscilan entre los 9.600 bps y los 16 Mbps, como lo define el estándar (actualmente la velocidad máxima es de 4 Mbps). Esta tecnología se encuentra en muchos ordenadores portátiles, y en un creciente número de teléfonos celulares.

Las características de comunicaciones ofrecidas por IrDA son limitadas por efectos del requerimiento de la línea de vista y su corta distancia lo que representa un campo donde esta tecnología debe seguir avanzando para garantizar competencia con otras tecnologías.

Los aspectos que deben tenerse en cuenta al momento de implementar este tipo de tecnologías son:

- ✓ visión directa
- ✓ distancias relativamente cortas
- ✓ velocidades entre 9600 bps y 4 Mbps,
- ✓ comunicación inalámbrica entre dispositivos que pueden requerir de un software (protocolo de comunicación) que garantice su sincronización.

CAPITULO 3

3. MARCO TEÓRICO

Los signos vitales a monitorizar en el presente prototipo serán los siguientes:

- ✓ Frecuencia cardiaca (señal ECG)
- ✓ Saturación de oxígeno en la sangre (oximetría)
- ✓ Presión sanguínea (Osciloscopía)
- ✓ A continuación se detallará cada uno de ellos:

3.1. FRECUENCIA CARDIACA

Por comodidad se expresa siempre en contracciones por minuto, ya que cuando tomamos el pulso lo que notamos es la contracción del corazón (sístole).

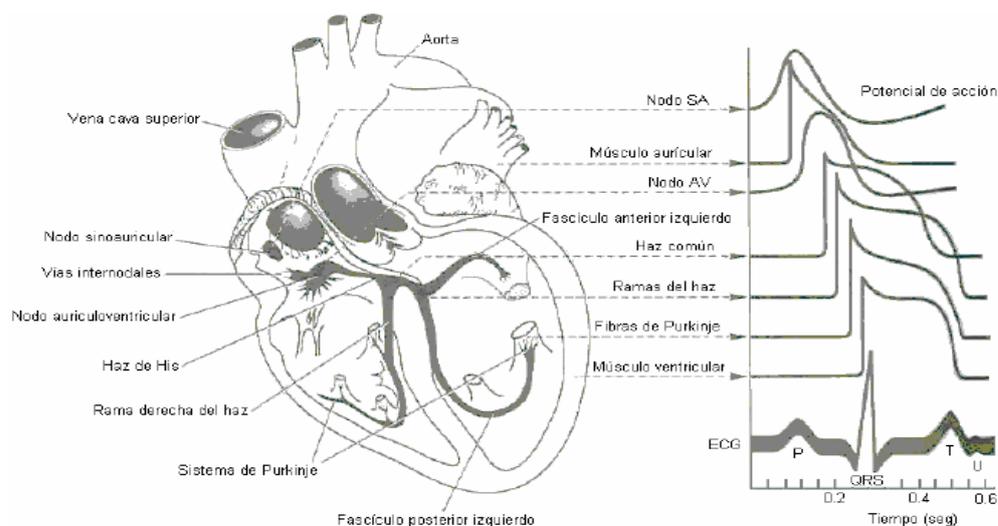


Fig.3-1 Potenciales de acción típicos del corazón y la actividad eléctrica registrada

El número de contracciones por minuto está en función de muchos aspectos y por esto y por la rapidez y sencillez del control de la frecuencia hace que sea de una gran utilidad, tanto para médicos, como para entrenadores y como no, para aficionados al deporte o deportistas profesionales.

Normalmente, el corazón late entre 60 y 100 veces por minuto. En las personas que hacen ejercicio habitualmente o que toman medicamentos para reducir el ritmo cardíaco, la frecuencia puede caer por debajo de 55 latidos por minuto.

Si la frecuencia cardíaca es muy rápida (más de 100 latidos por minuto), se denomina taquicardia, mientras que una frecuencia cardíaca inusualmente lenta se denomina bradicardia.

La frecuencia cardíaca en el electrocardiograma se mide utilizando la duración de los intervalos RR. En el registro electrocardiográfico el punto R (dentro del complejo QRS) se refiere al punto positivo de la despolarización ventricular. Las variaciones latido a latido en la duración de los intervalos RR reflejan cambios en la actividad del sistema nervioso autónomo.

El análisis en el dominio de las frecuencias o análisis espectral permite descomponer las variaciones de la frecuencia cardíaca en componentes oscilatorios y definir la amplitud y frecuencia de estos componentes (ver figura 3-1). Con el registro electrocardiográfico se puede analizar el tiempo entre los intervalos RR y construir un tacograma de la frecuencia cardíaca. A partir del tacograma y mediante algoritmos matemáticos se pueden determinar el número de frecuencias y la amplitud de los componentes oscilatorios. Los algoritmos más utilizados son la transformada de Fourier y el análisis autorregresivo.

3.1.1. EL ELECTROCARDIOGRAMA (ECG)

El electrocardiograma (ECG) en la actualidad constituye uno de los métodos no invasivos más utilizados para realizar diagnósticos del estado de salud de una persona.

El electrocardiógrafo detecta las señales eléctricas (de aproximadamente 1 mV) asociadas con la actividad cardíaca y produce un registro gráfico del voltaje con respecto al tiempo. Fue inventado en 1,903 por el fisiólogo holandés Wilhelm

Einthoven, por lo que se hizo acreedor del Premio Nóbel en 1,924. Einthoven, además, señaló los principios de la interpretación del trazado obtenido con este instrumento.

Para adquirir la señal de ECG necesitamos básicamente tres elementos: los electrodos, que son los sensores que se ponen en contacto con la piel del sujeto y se encargan de captar sus impulsos eléctricos; un bioamplificador, cuya función es amplificar la señal de los electrodos de micro-voltios a mili-voltios para que la señal pueda ser registrada; y por último, un sistema que se encargue de mostrar y/o almacenar la señal adquirida.

El electrocardiograma es la base de otras exploraciones más complejas como la electrocardiografía de esfuerzo (Prueba de Esfuerzo) o la electrocardiografía ambulatoria (Holter).

En el ECG se miden los potenciales de acción entre varios puntos de la superficie de un volumen conductor. Para simplificar su medida se ha desarrollado un modelo simple para representar la actividad eléctrica del corazón. En este modelo, el corazón consiste en un dipolo eléctrico localizado en el tórax, como se muestra en la Figura 3-2. Este campo particular y el dipolo que produce representan la actividad eléctrica del corazón en un instante específico. En un instante posterior el dipolo puede cambiar su orientación y magnitud, por lo tanto puede causar cambios en el campo eléctrico. Una vez aceptado este modelo, se puede representar este campo eléctrico por el momento dipolar M , conocido como vector cardíaco. En el progreso del ciclo cardíaco la magnitud y dirección de M varían porque el dipolo eléctrico varía .

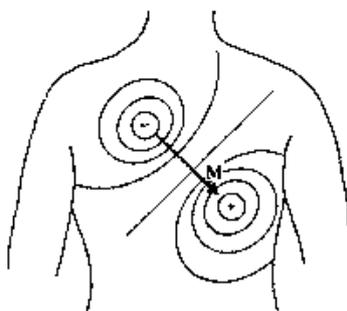


Fig. 3-2. Representación de la actividad eléctrica del corazón mediante un dipolo eléctrico.

Los potenciales eléctricos generados por el corazón atraviesan el cuerpo y aparecen en su superficie. Por lo tanto se determinan diferencias de potencial ubicando electrodos en

la superficie del cuerpo y midiendo el voltaje entre ellos, obteniendo de esta forma proyecciones del vector M. Si dos electrodos son ubicados en diferentes líneas equipotenciales del campo eléctrico del corazón, se medirá una diferencia de potencial distinta de cero. Pares de electrodos diferentes ubicados en distintos sitios generalmente producen diferentes resultados por la dependencia espacial del campo eléctrico del corazón. Para esto es importante mantener cierto estándar de posiciones para la evaluación clínica de la señal ECG.

Para obtener la actividad cardiaca completa, se considera que los potenciales cardíacos se proyectan a lo largo de los ejes existentes en cada uno de los tres planos de referencia, el plano frontal, el plano sagital y el plano transversal (según Figura 3-3). Se realizan varios registros o derivaciones tomadas en el plano frontal y en el plano transversal.

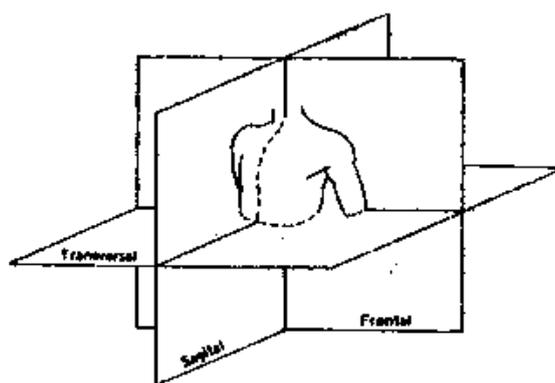


Fig. 3-3. Planos Sagital, Frontal y Transversal

Se obtienen tres derivaciones básicas en el plano frontal. Las derivaciones I, II y III se miden sobre los miembros: la I va del brazo derecho al izquierdo, la II del brazo derecho a la pierna izquierda y la III del brazo izquierdo a la pierna izquierda (Ver Figura 3-8). A partir de esto se obtiene el punto imaginario V, localizado en el centro del pecho, por encima del corazón. Las otras nueve derivaciones provienen del potencial entre este punto y las tres derivaciones de los miembros (aVR, aVL y aVF) y las seis derivaciones precordiales (V1-6).

- ✓ V1: 4º espacio intercostal derecho, línea paraesternal derecha.
- ✓ V2: 4º espacio intercostal izquierdo, línea paraesternal izquierda
- ✓ V3: simétrico entre V2 y V4.

- ✓ V4: 5° espacio intercostal izquierdo, línea medioclavicular.
- ✓ V5: 5° espacio intercostal izquierdo, línea anterior axilar.
- ✓ V6: 5° espacio intercostal izquierdo, línea axilar media.
- ✓ Por lo tanto, hay doce derivaciones en total. Cada una de las cuales registra información de partes concretas del corazón:

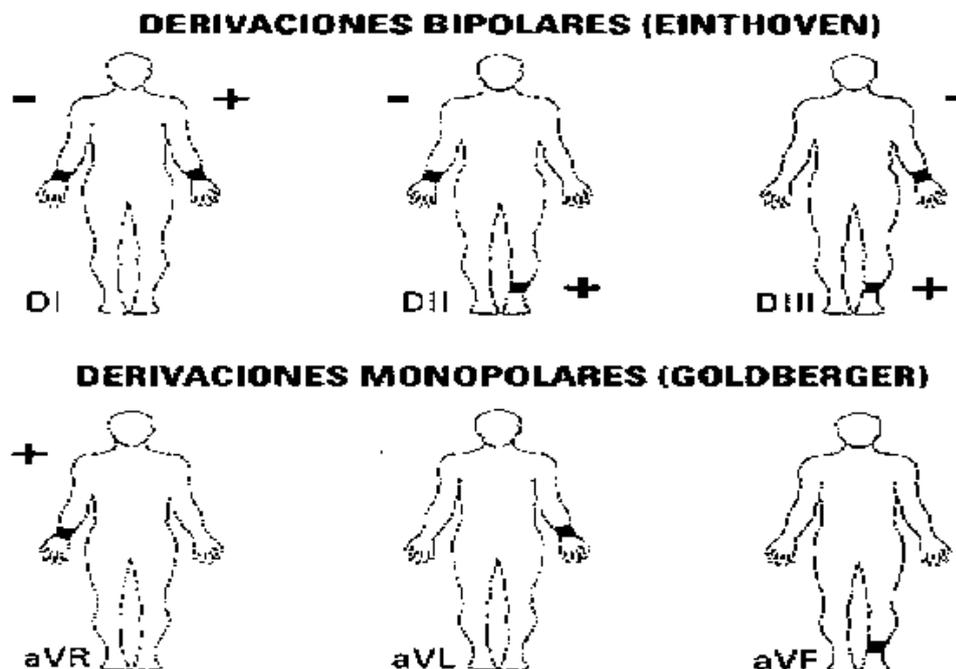


Fig. 3-4 Colocación de los electrodos

- ✓ Las derivaciones inferiores (III y aVF) detectan la actividad eléctrica desde el punto superior de la región inferior (pared) del corazón. Esta es la cúspide del ventrículo izquierdo .
- ✓ Las derivaciones laterales (I, ID, aVL, V5 y V6) detectan la actividad eléctrica desde el punto superior de la pared lateral del corazón, que es la pared lateral del ventrículo izquierdo.
- ✓ Las derivaciones anteriores, V1 a V6 representan la pared anterior del corazón o la pared frontal del ventrículo izquierdo.
- ✓ aVR raramente se utiliza para la información diagnóstica, pero indica si los electrodos se han colocado correctamente en el paciente.

En la figura 3-5 podemos ver el aspecto de la señal de ECG tomado en la derivación II.

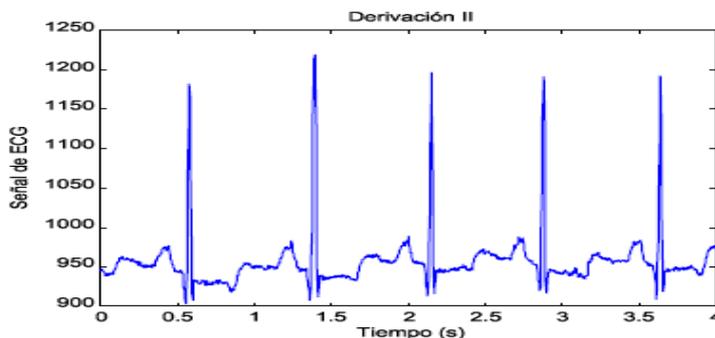


Fig. 3-5 Señal del ECG tomado de la derivación II

Desde el punto de vista eléctrico, el ciclo cardíaco tiene tres fases: despolarización, repolarización y descanso. En el ECG, estas fases corresponden a las siguientes ondas:

Onda P

La onda P es la señal eléctrica que corresponde a la contracción auricular. Ambas aurículas, derecha e izquierda, se contraen simultáneamente. Después de la pausa el nodo AV se encuentra estimulado y se inicia el impulso eléctrico que se dirige hacia abajo por el haz de His y las ramas del mismo. A medida que éste se va alejando se produce la llamada Despolarización ventricular. Su relación con los complejos QRS determina la presencia de un bloqueo cardíaco. La repolarización de la onda P queda escondida en el comienzo del complejo QRS.

QRS

El complejo QRS corresponde a la corriente eléctrica que causa la contracción de los ventrículos derecho e izquierdo, la cual es mucho más potente que la de las aurículas y compete a más masa muscular, produciendo de este modo una mayor deflexión en el ECG.

Onda Q, cuando está presente, representa la pequeña corriente horizontal (de izquierda a derecha) del potencial de acción viajando a través del septum interventricular. Las ondas Q que son demasiado anchas y profundas no tienen un origen septal, sino que indican un infarto de miocardio.

Las ondas R y S indican contracción del miocardio. Las anomalías en el complejo QRS pueden indicar bloqueo de rama (cuando es ancha), taquicardia de origen

ventricular, hipertrofia ventricular u otras anomalías ventriculares. Los complejos son a menudo pequeños en las pericarditis.

Onda T

La onda T representa la repolarización de los ventrículos. El complejo QRS oscurece generalmente la onda de repolarización auricular, por lo que la mayoría de las veces no se ve. Eléctricamente, las células del músculo cardíaco son como muelles cargados; un pequeño impulso las dispara, despolarizan y se contraen. La recarga del muelle es la repolarización (también llamada potencial de acción).

En la mayoría de las derivaciones, la onda T es positiva. Las ondas T negativas pueden ser síntomas de enfermedad, aunque una onda T invertida es normal en V1 (V2-3 en la gente de color).

El segmento ST conecta con el complejo QRS y la onda T. Puede estar reducido en la isquemia y elevado en el infarto de miocardio .

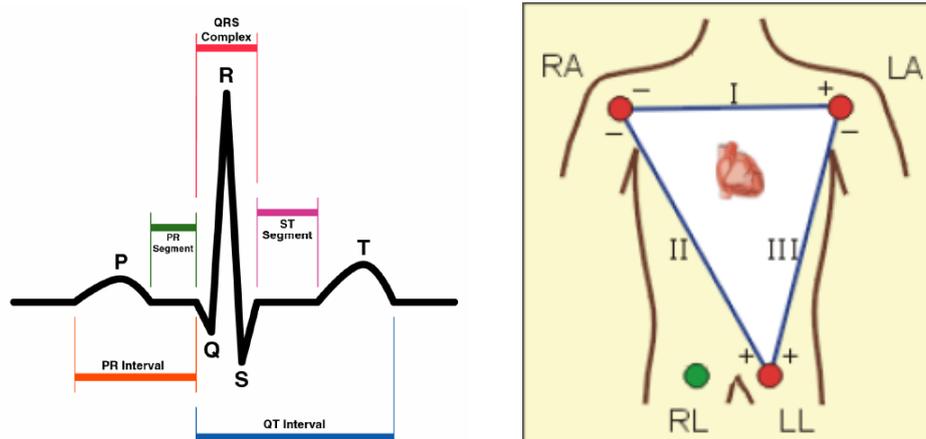


Fig.3-6 Señal típica del ECG y triángulo de Einthoven

Intervalo QT

El intervalo QT corresponde a la activación y recuperación ventricular (Ver figura 3-6), se mide desde el principio del complejo QRS hasta el final de la onda T. Éste intervalo QT y el QT corregido son importantes en la diagnosis del síndrome de QT largo y síndrome de QT corto. Su duración varía según la frecuencia cardíaca y se han desarrollado varios factores de corrección para este intervalo .

El más frecuentemente utilizado es el formulado por Bazett y publicado en 1920. La fórmula de Bazett es:

$$QTc = \frac{QT}{\sqrt{RR}}$$

Donde QTc es el intervalo QT corregido para la frecuencia cardíaca y RR es el intervalo desde el comienzo de un complejo QRS hasta el siguiente, medido en segundos. Sin embargo, esta fórmula tiende a ser inexacta; sobre-corrige en frecuencias cardíacas altas e infra-corrige en las bajas.

Un método mucho más exacto fue desarrollado por Rautaharju, que creó la fórmula:

$$QTp = \frac{656}{1 + \frac{\text{frecuencia cardíaca}}{100}}$$

Este método no está ampliamente extendido entre los médicos.

Como se ve, a partir de las distintas ondas y complejos que conforman el ECG se puede realizar un diagnóstico acerca del estado de salud del paciente.

Además de las vistas en el estudio de las distintas arritmias y el infarto de miocardio (cambios en las formas del ECG, duración y amplitud de las distintas ondas, etc.), hay otras medidas, extraídas a partir de los características del electrocardiograma, que nos permiten evaluar el estado de salud del paciente. Destacamos una por su relación con esta Tesis:

La variabilidad del ritmo cardiaco, que denotaremos por las siglas HRV del inglés Heart Rate Variability.

Sobre la HRV, podemos establecer tres grandes grupos de técnicas utilizadas para su análisis.

Análisis en el dominio del tiempo, mediante índices como la media, la Desviación estándar, el RMSSD, el pNN50 o el índice triangular HRV (ver Fig.3-11). Estos índices se calculan habitualmente sobre registros de larga duración (12 ó 24 horas).

Análisis en el dominio de la frecuencia. Para ello se puede utilizar la transformada de Fourier u otros métodos para obtener el espectro de la HRV. Se definen tres zonas frecuenciales para registros de corta duración (menores de 5 minutos) y cuatro para registros largos (entre 12 y 24 horas). La Fig.3-7 los resume.

El espectro se suele calcular sobre registros de corta duración, típicamente de 2 a 5 minutos. Esto es debido a que el ECG es una señal no estacionaria, con lo cual en registros de larga duración los cambios frecuenciales en las distintas bandas definidas quedan oscurecidos por el promediado que se realiza al calcular el espectro de una señal de larga duración de estas características.

También se utilizan transformadas tiempo-frecuencia y wavelets para estudios de larga duración puesto que estas transformadas sí tienen en cuenta los cambios temporales en señales no estacionarias.

Otros métodos: métodos no lineales, como el biespectro, exponente de Hurst, dimensión de correlación, exponente de Lyapunov o la dimensión fractal.

Índice	Definición	Región	Rango de frecuencias	Comentarios
Media	$\bar{x} = \sum_{i=1}^N \frac{NN_i}{N}$	ULF	≤ 0.003 Hz	Sólo para registros de larga duración.
SD	$\sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N (NN(n) - \overline{NN})^2}{N-1}}$	VLF	0.003 a 0.04 Hz	Afectada por algoritmos de eliminación de la línea base. Se recomienda evitar su interpretación en registros cortos.
RMSSD	$\sqrt{\frac{\sum_{n=1}^{N-1} (DARR(n) - \overline{DARR})^2}{N-2}}$, $DARR = NN(n) - NN(n-1) $	LF	0.04 a 0.15 Hz	Relacionada con modulación simpática o con la modulación simpática/parasimpática.
pNN50	$\frac{\sum_{n=2}^N V(n)}{N}$ con $\begin{cases} V(n) = 1 \Leftrightarrow NN(n) - NN(n-1) \geq 50 \text{ ms,} \\ V(n) = 0 \Leftrightarrow NN(n) - NN(n-1) < 50 \text{ ms} \end{cases}$	HF	0.15 a 0.4 Hz	Relacionada con la actividad parasimpática (vagal).

Fig. 3-7 Índices en el dominio temporal y regiones en el dominio frecuencial

El principal objetivo, es conseguir un sistema con muy poco ruido, para la adquisición de la señal electrocardiográfica .

La presencia de ruido es el registro de este tipo de señales, es prácticamente inevitable. Ya sea por causas ajenas, o propias del sistema. El conocimiento acerca del ruido, y las causas que lo propician, ayudarán al procesado y eliminación de éste.

En primer lugar, citamos el concepto ruido, que se define como una señal ajena a la señal de estudio provocando errores en el sistema de medida.

Destacamos, el problema que conlleva la amplitud tan pequeña de las señales bioeléctricas. Los potenciales bioeléctricos del ser humano son magnitudes que varían con el tiempo. Los valores de dicha medida pueden variar entre distintos

individuos por diversos factores. Por ejemplo, en un ECG la magnitud de un paciente, puede variar entre 0.5mV-4mV, nivel estimado para el ECG.

El ruido provocado por el exterior es producido por el contacto entre el electrodo y la piel del paciente que se le llama interferencia capacitiva. El cuerpo se puede considerar como un conductor bastante amplio. Este se encuentra separado por el aire que proviene de la corriente eléctrica .

La consecuencia de ello es que se forman dos condensadores por encima y debajo del paciente (Ver Figura 3-8) de modo que el aire tiene un comportamiento dieléctrico. La impedancia del cuerpo humano se ha despreciado debido a la baja resistencia de la piel.

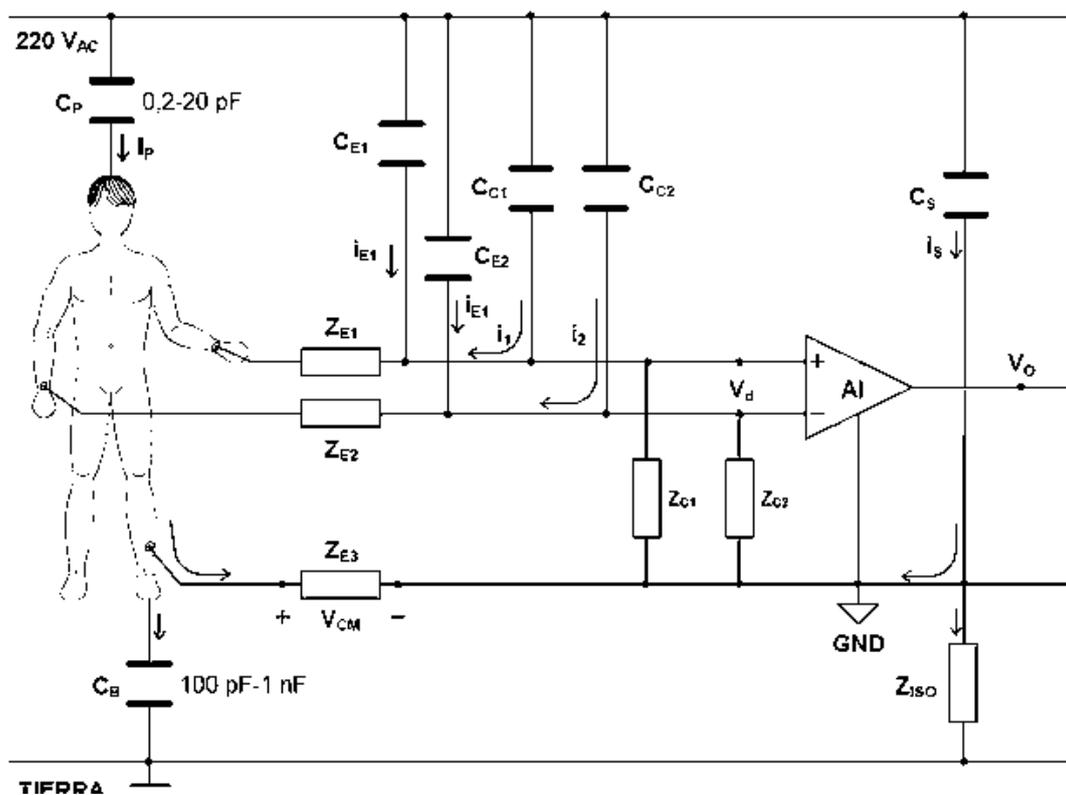


Fig. 3-8 Modelo circuital para el análisis de las interferencias del ruido en la medida del ECG para el acoplamiento del campo eléctrico

La corriente que circula por el cuerpo humano depende de los siguientes factores:

- ✓ Magnitud de la corriente que circula.
- ✓ Frecuencia.
- ✓ Duración del paso de corriente.
- ✓ Variabilidad de la superficie a zonas interiores.

Las medidas de dichas corrientes deben estar entre los estándares (entre 0.5-10mA), pues a superiores a estos podrían provocar contracciones involuntarias de los músculos, asfixias, etc.

Los electrodos (Ver figura 3-9), son los encargados de transformar en corrientes eléctricas las corrientes iónicas del cuerpo humano. Estos instrumentos deben cumplir con las ciertas características, destacamos:



Fig. 3-9 a) Electrodos de ventosa, b) Electrodos de pinza, c) Electrodos desechables.

- ✓ Transformar corrientes con poca pérdida de información.
- ✓ Higiénicos.
- ✓ No produzca efectos secundarios en el paciente.
- ✓ Baja impedancia.
- ✓ Potencial de contacto estable y pequeño.
- ✓ Duradero en el tiempo.

Para asegurar que capte información coherente y sin ruidos es necesario limpiar la superficie de contacto con alcohol para eliminar las células muertas (por su alta impedancia), añadiendo un gel dedicado a los electrodos que deba dejar que se seque levemente para disminuir la impedancia que produce la dermis.

3.1.2. ELECTRODOS PARA MEDIR SEÑAL ECG

Los electrodos son el primer y principal elemento en la cadena de medida. Por tanto, el ruido que pueda generarse en dicho elemento adquiere especial importancia. Su función es la de transductor. Debe convertir las corrientes iónicas, que son el mecanismo de conducción de las señales bioeléctricas en los tejidos, en corrientes eléctricas. Esta

transducción debe ser hecha con la mayor fidelidad posible y además, no debe perturbar la señal a medir.

El electrodo está formado por una superficie metálica y un electrolito en contacto con la piel. Los parámetros importantes son la impedancia y el ruido. La impedancia debe ser lo más baja posible para reducir el efecto de carga de la etapa posterior de amplificación y minimizar el efecto de las interferencias de mundo común que aparecen a la entrada.

El potencial de la piel viene dado por $V = -Z_t I$

Donde Z_t representa la impedancia de las capas de la piel y I la corriente que fluye a través del medio extracelular.

El electrodo a utilizar será el electrodo deséchale, debido a valor económico y de fácil obtención en el mercado.

3.2. SATURACIÓN DE ÓXIGENO

La saturación de oxígeno mide la cantidad de oxígeno que se encuentra combinado con la hemoglobina, es por eso que esta medida es una medida relativa y no absoluta, ya que no indica la cantidad de oxígeno en sangre que llega a los tejidos, sino la relación existente entre la cantidad de hemoglobina presente y la cantidad de hemoglobina combinada con oxígeno (oxihemoglobina).

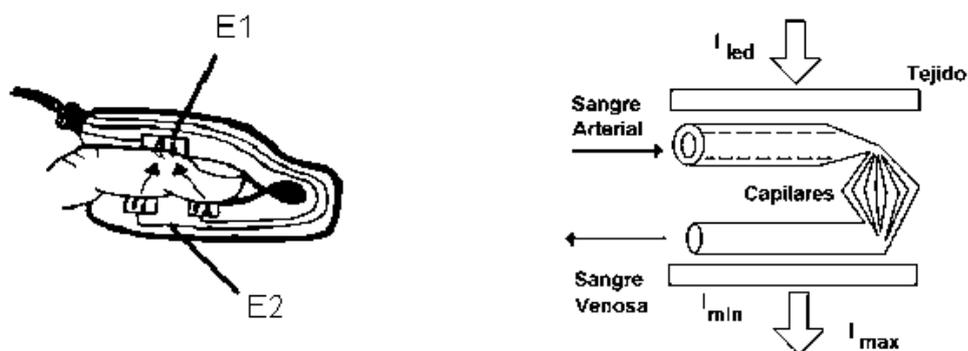


Fig. 3-10 Funcionamiento del saturímetro (Oxímetro)

Se basa en que el color de la sangre varía dependiendo de lo saturada de oxígeno que se encuentre, debido a las propiedades ópticas del grupo hemo de la molécula de hemoglobina. Cuando la molécula de hemoglobina libera oxígeno, pierde su color rosado, adquiriendo un tono más azulado y deja pasar menos luz roja. Así pues, el oxímetro determina la saturación de oxígeno midiendo espectrofotométricamente el "grado" de azules de la sangre arterial y expresa esta "azules" en términos de saturación. Dado que la cantidad de oxihemoglobina está relacionada con la coloración roja de la sangre, siendo ésta más fuerte cuánto más oxihemoglobina contiene la sangre, y más tenue cuando menos oxihemoglobina hay presente. Debido a que la absorción de luz de los tejidos y de la sangre venosa es constante, cualquier cambio en la absorción de la luz, entre un tiempo dado y uno posterior, se debe exclusivamente a la sangre arterial .

El principio de funcionamiento del sensor óptico viene determinado porque la absorción de la sangre a una determinada longitud de onda, es dependiente de la saturación de oxihemoglobina. En la parte contraria del sensor dactilar (finger sensor), encontramos a los dos emisores (Fig.3-10) emitiendo una luz a esta longitud de onda a través del dedo y recibiendo la cantidad de luz que no fue absorbida en un receptor diametralmente opuesto al emisor. De esta manera logramos conocer la cantidad de luz absorbida por el dedo, debido a que esta luz es mayoritariamente absorbida por la sangre .

3.2.1. OXÍMETRIA

Oximetría es un término general relativo o aplicable a las diferentes tecnologías capaces de medir la saturación de la hemoglobina (Hb) por el oxígeno. De manera general, las técnicas oximétricas se pueden dividir en:

- ✓ Espectrofotometría para el análisis de la Hb in vitro
- ✓ Oximetría de pulso (SpO₂) para medición no invasiva de la saturación de la Hb
- ✓ Oximetría fibróptica para medición invasiva de la saturación de la oxihemoglobina in vivo.

Todas estas técnicas de oximetría se basan en principios espectrofotométricos que miden las porciones de luz transmitida y/o absorbida por parte de la Hb. Para los fines de este prototipo, usaremos la oximetría de pulso.

3.2.2. OXÍMETRIA DE PULSO

La pulsioximetría mide la saturación de oxígeno en la sangre, pero no mide la presión de oxígeno (PaO₂), la presión de dióxido de carbono (PaCO₂) o el pH. Por tanto, no sustituye a la gasometría en la valoración completa de los enfermos respiratorios. Sin embargo supera a la gasometría en rapidez y en la monitorización de estos enfermos. Los aparatos disponibles en la actualidad son muy fiables, para valores entre el 80 y el 100%, pero su fiabilidad disminuye por debajo de estas cifras. En la figura 3.11, mostramos las equivalencias entre la Saturación de oxígeno y la PaO₂ en la gasometría arterial.

Saturación de O ₂	PaO ₂ en mmHg
100 %	677
98,4 %	100
95 %	80
90 %	59
80 %	48
73 %	40
60 %	30
50 %	26
40 %	23
35 %	21
30 %	18

Fig. 3-11 Relación entre la saturación de O₂ y PaO₂

La Oximetría de pulso, se utiliza luz con solo dos diferentes longitudes onda. Las características del espectro de la luz de la HbO₂ (oxihemoglobina) y HbR (hemoglobina reducida), presentan diferencias que son máximas en la región roja e infrarroja del espectro como se muestra en la figura 3.12

Los oxímetros de pulso son espectrofotómetros de longitud de onda dual, con capacidad pletismográfica, que funcionan mediante la colocación de un lecho vascular arterial pulsátil entre una fuente de luz de dos longitudes de onda y un detector luminoso [7].

Los sistemas comerciales usan como emisores diodos electro-luminiscentes (LED) en el rojo (630-660 nm) e infrarrojo (800-940 nm) para así obtener un mayor contraste entre la HbO₂ y HbR.

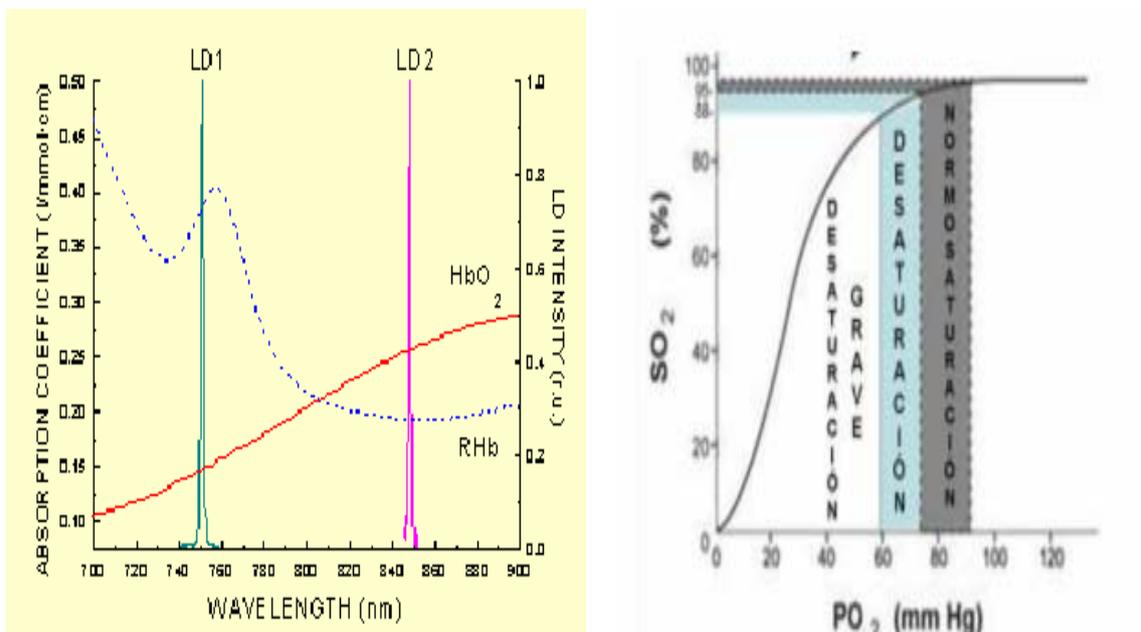


Fig. 3-12 Grafico de Absorbancia de energía electromagnética y de disociación del oxígeno y saturación

La luz consiste en "paquetes" de energía que se conocen como cuantos. La intensidad de un rayo de luz está en función con la cantidad de cuantos que se generan por segundo. Los átomos de toda molécula se hallan en constante vibración, y estas vibraciones son similares a las que generan las ondas luminosas.

En general, la luz tiende a ser absorbida al llegar a una sustancia cuando su frecuencia luminosa coincide con la vibración de los átomos de esa sustancia. Las características vibratorias de una determinada molécula pueden representarse como un espectro, o sea un gráfico de la absorbancia de energías electromagnéticas (Fig. 3.13) por la molécula a diversas longitudes de onda. La fracción de luz absorbida en una longitud de onda específica se denomina absorptividad o coeficiente de extinción.

3.2.3. ESPECTROFOTOMETRÍA

La ciencia de la espectrofotometría se basa en la medición de la absorción de la luz para determinar la concentración de diversos solutos en soluciones límpidas.

Término y símbolo	Definición.	Otros nombres y símbolos
Potencia radiante, P, P ₀	Energía de la radiación en ergs incide en el detector, por cm ² de superficie y por segundo.	Intensidad de la radiación, I, I ₀ .
Absorción, A	log P ₀ /P	Densidad óptica, D; extinción, E
Transmitancia, T	P ₀ /P	Transmisión, T
Trayectoria b de la radiación, en cm.	-	l, d
Absortividad, a	A/(bc)	Coefficiente de extinción, k
Absortividad molar, e	A/(bc)	Coefficiente de extinción molar

Figura 3-13 Símbolos y términos más importantes utilizados en las medidas de absorción

También se manejan conceptos muy importantes que son: Transmitancia, Absorbancia, Absortividad y Absortividad Molar.

Transmitancia

Al hacer pasar un haz de radiación luminosa a través de una capa de solución con cierto grado de concentración, y que contiene una especie molecular que posee un coeficiente de absorción ante tal longitud de onda radiante, se observa, que como consecuencia de las interacciones entre los fotones y las partículas absorbentes, la potencia del haz disminuye de P₀aP. La transmitancia T de la solución es la fracción de la radiación incidente transmitida por la solución:

$$T = P/P_0$$

Por lo general, la transmitancia se expresa como porcentaje.

Absorbancia

La absorbancia de una solución esta definida por la ecuación:

$$A = -\log_{10} T = \log P_0/P$$

A diferencia de la transmitancia, la absorbancia de una solución aumenta a medida que aumenta la atenuación del haz.

Absortividad y Absortividad Molar

La absorbancia es directamente proporcional a la trayectoria de la radiación a través de la solución y a la concentración de la especie molecular que produce la absorción. Es decir:

$$A = abc$$

Donde a es una constante de proporcionalidad llamada absortividad. Resulta evidente que la magnitud de a depende de las unidades utilizadas para b y c. Cuando se expresa la concentración en moles por litro y la trayectoria a través de la celda en centímetros, la absortividad se denomina absortividad molar y se representa con el símbolo e. En consecuencia cuando b se expresa en centímetros y c en moles por litro:

$$A = ebc$$

Ley de Beer–Lambert

Esta ley indica que para una cierta concentración de absorbente, la intensidad de la luz transmitida, que previamente se ha logrado que sea paralela plana y que entre al medio absorbente, formando ángulos rectos con el plano, disminuye logarítmicamente medida que la longitud del trayecto aumenta en forma aritmética.

La relación entre la intensidad y la concentración de la especie absorbente tiene mucho más interés, por lo que Beer determino que, al aumentar la concentración del absorbente, se produce el mismo efecto que un aumento proporcional en la longitud del trayecto de absorción de la radiación. De esta forma, la constante de proporcionalidad k de la ecuación es a su vez, proporcional a la concentración de soluto absorbente, esto es:

$$K = aC$$

Si la longitud de trayecto de la muestra se expresa en centímetro y la concentración en gramos de absorbente por litro de solución, la constante a , llamada absorbancia relativa específica o coeficiente de absorción, tiene por unidades litro g⁻¹cm.

Con frecuencia se desea especificar C en términos de concentración de molares. Manteniendo b en unidades de centímetros, entonces la ecuación se escribe como:

$$\log \frac{P_0}{P} = \epsilon b C$$

Donde ϵ , en unidades de: Lmol⁻¹ cm⁻¹

Todos los oxímetros de pulso asumen que la única absorción pulsátil entre la fuente de luz y el fotodetector es la de la sangre arterial. Para determinar la saturación funcional, los oxímetros de pulso utilizan dos longitudes de onda: 660 nanómetros (rojo) y 940 nanómetros (próxima al infra-rojo) para determinar la relativa contribución de la oxihemoglobina y de la desoxihemoglobina. Las mediciones entregan las absorciones máximas y mínimas a 660 y a 940 nm. Obteniéndose así cuatro valores separadamente.

La relación entre las absorciones determina la saturación de oxígeno y se calcula de la siguiente forma:

$$R = \frac{(\text{absorción máxima a 660/absorción mínima a 660})}{(\text{absorción máxima a 940/absorción mínima a 940})}$$

Si se asume que la transmisión de la luz a través de la sangre arterial es influenciada exclusivamente por las concentraciones relativas de HbO₂ y Hb y sus coeficientes de absorción a las dos longitudes de onda medidas, entonces la intensidad de la luz se reducirá logarítmicamente con la longitud de la trayectoria conforme lo establece la ley de Beer- Lambert.

A la longitud de onda λ_1

$$I_1 = I_{in1} 10^{-(\alpha_{01}C_0 + \alpha_{r1}C_r)l}$$

A la longitud de onda λ_2

$$I_2 = I_{in2} 10^{-(\alpha_{02}C_0 + \alpha_{r2}C_r)l}$$

Donde:

C_0 es la concentración de oxihemoglobina (HbO₂)

C_r es la concentración de hemoglobina reducida (HbR)

a_{0n} es el coeficiente de absorción de HbO_2 a la longitud de onda \ln

P_{or} es el coeficiente de absorción de Hb a la longitud de onda \ln

De acuerdo con la ley Beer- Lambert :

$$R = \frac{\log_{10}(I_1/I_{in1})}{\log_{10}(I_2/I_{in2})}$$

Se puede observar que

$$SaO_2 = \frac{C_0}{C_0 + C_r} = \frac{\alpha_{r2}R - \alpha_{r1}}{(\alpha_{r2} - \alpha_{o2})R - (\alpha_{r1} - \alpha_{o1})} = \frac{HbO_2}{HbR + HbO_2} \times 100\% \quad [1]$$

Lo anterior permite proponer un sistema de procesamiento que permita calcular la SaO_2 con base en la determinación empírica de los valores de saturación. (Ver figura 3.14)

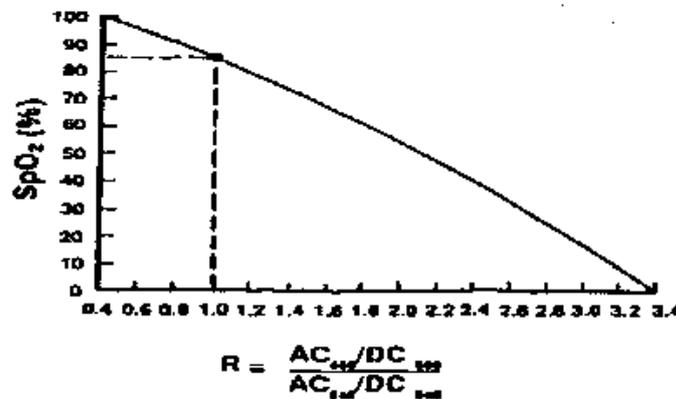


Fig. 3.14 curva de Calibración de un Oxímetro de Pulso

Nótese que cuando la relación entre la absorción del rojo y el infra-rojo es igual 1.0, la saturación es aproximadamente 85%. Los valores normales de saturación son: 95% - 88%.

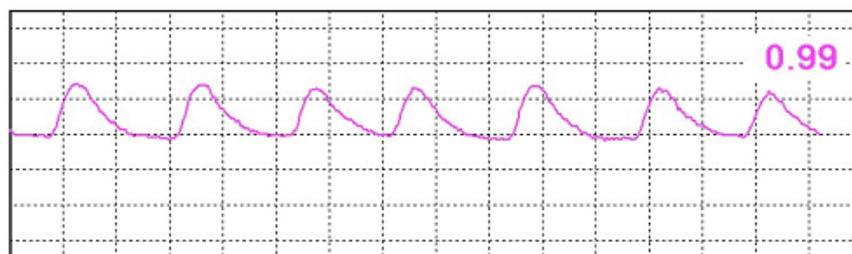


Fig. 3-15 Señal de la Saturación Parcial de Oxígeno

3.3. PRESIÓN SANGUÍNEA

3.3.1. UNIDADES DE PRESIÓN

La presión se define como fuerza por unidad de superficie, y se expresa en diversas unidades. La unidad estandarizada es el pascal (Pa) que corresponde a $1 \text{ m}^2 \text{ N}$, sin embargo en la mayoría de los procesos industriales se utilizan unidades tales como el bar, la atmósfera, mmHg y cmH₂O, etc. Existen básicamente dos tipos de valores en los que se puede medir la presión, dependiendo de la referencia que se tome, la cual puede ser:

Presión absoluta.

Es la que se mide en relación al cero absoluto de presión, es decir, con respecto al vacío perfecto, por lo que los transductores de presión absoluta son dispositivos que miden la presión absoluta del medio ambiente o de una fuente de presión, teniendo como referencia el vacío.

Presión atmosférica.

Es la que ejerce la atmósfera sobre la superficie terrestre y varía dependiendo del lugar, a nivel del mar la presión atmosférica es de 760 mmHg o 1 atmósfera.

Vacío.

Se le llama vacío a todas las presiones por debajo de la presión atmosférica.

Presión diferencial.

Es la diferencia entre dos presiones existentes, medidas con transductores o medidores que tienen dos entradas de presión independientes. Para este trabajo es el tipo de presión que nos interesa

Presión relativa o manométrica.

Es un caso especial de la presión diferencial, solo que una de las fuentes de presión es el medio ambiente, midiéndose así la diferencia entre la presión absoluta y la atmosférica propia del lugar donde se efectúa la medición. Esta presión corresponde a una medición que toma como referencia la presión atmosférica.

3.3.2. METODOS DE MEDICIÓN DE LA PRESIÓN SANGUÍNEA

La medición de la presión arterial es un elemento impredecible en la medicina, ya sea para estudios clínicos de determinadas enfermedades.

La Presión arterial (PA) es la presión que ejerce la sangre contra las paredes de los vasos sanguíneos. La PA se genera por la contracción de los ventrículos. En la aorta de un adulto joven en reposo, la PA sube hasta alrededor de 120 mm Hg durante la sístole (contracción) y cae a unos 80 mm Hg durante la diástole (relajación).

La diferencia entre la presión diastólica y sistólica es llamada Presión Media y es generalmente alrededor 40 mm Hg.

La presión puede medirse de forma invasiva (directa) y no invasiva (indirecta), siendo los métodos invasivos los potencialmente más exactos, pero la complejidad e inconveniencia en su aplicación hacen que los métodos no invasivos sean por el contrario lo más usados, siendo mas seguros y fáciles de usar.

Existen formas fundamentales de realizar la medición de la presión arterial: La primera es mediante los métodos intermitentes, los que brindan presiones puntuales como la sistólica (PS), diastólica (PD) y media (PM), calculándolas en un periodo de tiempo que cubre más de un latido del corazón. Ej.: Método Auscultatorio, Método Oscilométrico, Método Paliatorio, Método Ultrasónico, etc.

Para el propósito del prototipo se usará el método Oscilométrico, ya que utiliza métodos continuos, los que brindan presiones puntuales, y se basa en monitorear las variaciones, oscilaciones de la señal del brazal que se aplica alrededor del brazo o muñeca, logrando determinar a través del análisis de esta señal los valores de presión sistólica, diastólica y media.

Mientras la banda se desinfla desde un nivel por encima a la presión sistólica, las paredes de la arteria comienzan a vibrar u oscilar a medida que la sangre fluye a través de la arteria parcialmente ocluida, y estas vibraciones son captadas en el transductor que monitorea la presión de la banda. Cuando la presión en la banda sigue disminuyendo, las oscilaciones aumentan hasta una amplitud máxima y luego disminuye hasta que la banda se desinfla completamente y el flujo de sangre regresa a la normalidad. La presión en la banda en el punto de máxima oscilación normalmente se corresponde con la presión arterial media. (Ver figura 3-16)

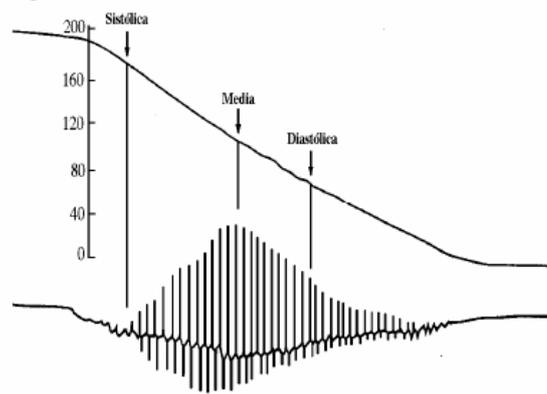


Figura 3-16 Curva de Presión Oscilatoria

3.3.2.1. MÉTODO OSCILOMÉTRICO

Este método es utilizado por la mayoría de los Esfigmomanómetros electrónicos.

El principio simplificado del método oscilométrico consiste en la medida de la amplitud del cambio de la presión en el brazalete durante el tiempo que es inflado el brazalete por arriba de la presión sistólica. De repente la amplitud crece mientras el pulso rompe hacia la oclusión, este valor es muy cercano a la presión sistólica. Una vez que la presión en el brazalete es reducida, la pulsación incrementa en amplitud, alcanza un máximo y disminuye rápidamente.

El índice de la presión diastólica es tomado en donde esta rápida transición comienza. Por lo tanto, la presión arterial sistólica y la presión arterial diastólica, se obtiene por la identificación de la región en donde se tiene un rápido incremento, para luego disminuir en la amplitud de los pulsos respectivamente. La presión arterial media se localiza en el punto de máxima oscilación.

Una vez que se ha obtenido el valor de la presión media, se usa una serie de relaciones para calcular la presión sistólica y la diastólica.

$$P_{sistólica} / MAP = 0.55 \qquad P_{diastólica} / MAP = 0.85$$

3.3.2.2. MÉTODO OSCILOMÉTRICO DERIVATIVO

Esta técnica es bien parecida a la oscilometría convencional, pero en vez de calcular las presiones sistólica y diastólica la miden. La forma de medir estas presiones es a través de la derivada de la salida del sensor, es decir, de la presión medida. Al derivar la presión se obtienen las oscilaciones de la señal, es decir sus variaciones. Justo en el momento en que se detecta una variación de alrededor de 1Hz, se observa que la presión esta midiendo el sensor. Este valor será el de la presión sistólica. El momento en que desaparece la señal de 1Hz, se obtiene la presión diastólica.

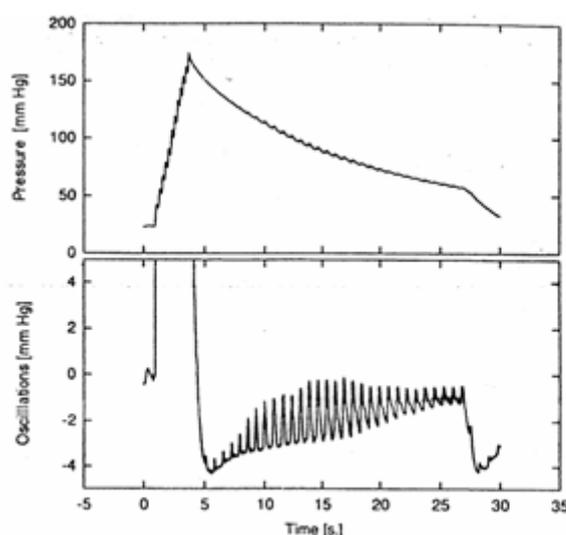


Fig. 3-17 muestreo de la presión sanguínea usando el método de oscilometría con un sensor de brazal. Las figuras se obtuvieron usando un filtro pasa alta de 0.5 Hz.

Drzewiecki [1994] empleo el método oscilométrico para evaluar la derivada de la oscilación en la curva de la amplitud con respecto a la presión del bocamanga. Cuando la derivada es graficada nuevamente con la presión del bocamanga, se lograron alcanzar valores máximos positivos. Esto ocurrió cuando la presión del bocamanga fue iguala la presión diastólica. Adicionalmente, el valor mínimo negativo alcanzado ocurrió con la presión sistólica.

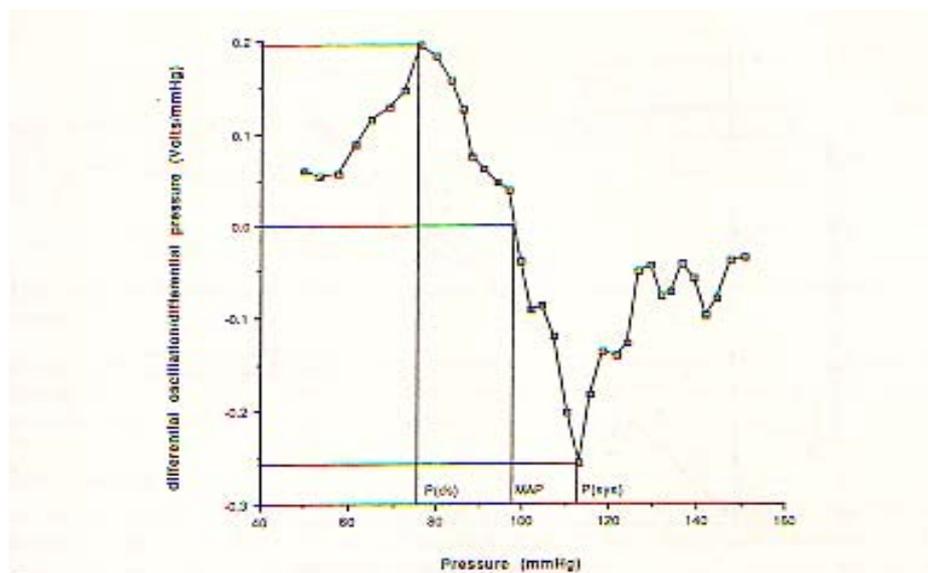


Figura 3-18. Método Oscilométrico derivativo. Los valores máximos y mínimos denotan las presiones diastólica y sistólica, respectivamente. La derivada cero indica el valor de MPA en la grafica.

La medición de la presión arterial es un elemento imprescindible en la medicina, ya sea para estudios clínicos de determinadas enfermedades.

3.3.3. MEDICIÓN DE LA PRESIÓN SANGUÍNEA

La medida de la presión de la sangre en el interior de las venas y las arterias está relacionada con el latido del corazón, ya que la pulsación cardiaca es el propulsor principal de toda la actividad circulatoria.

Por lo consiguiente, la medida de la presión efectuada con el manómetro y con sensores de presión que tienen que asociarse a la medida de la amplitud del latido cardiaco, utilizando el tradicional estetoscopio u otros sensores particulares.

La presión sistólica se lee cuando, escuchando el latido cardiaco difundido por al arteria del brazo, se advierte un repiqueteo especial que demuestra que la arteria del brazo y, por efecto BERNOULLI, a la tentativa cíclica de cierre, apremiada por la alta velocidad de la sangre en circulación.

Haciendo fluir de nuevo el aire del brazal, la pulsación cardiaca se hace cada vez más fuerte y clara, perdiendo su componente de ruido intermitente y presentando una modulación de “soplo” con muchas componentes de alta frecuencia hasta que dicho

ruido comience a atenuarse y a desaparecer. La lectura de la presión de la presión diastólica se realiza cuando el ruido de la pulsación se atenúa o ya no es perceptible, ya que la diferencia es de solo algunos mm de Hg.

3.4. BLUETOOTH

Bluetooth es un estándar global de comunicación inalámbrica establecido por la IEEE 802.15.1, el cual aparece asociado a las Redes de Área Personal Inalámbricas en inglés WPAN (Wireless Personal Area Network). Este estándar permite realizar conexiones de Red Inalámbricas teniendo la posibilidad de transmitir voz, datos, imagen, multimedia entre diferentes dispositivos utilizando la tecnología de radio frecuencia de corto alcance.

Pero más allá de reemplazar, los con frecuencia incómodos cables, la tecnología Bluetooth ofrece un puente a las redes de datos existentes, una interfaz con el exterior y un mecanismo para formar en el momento, pequeños grupos de dispositivos conectados entre sí de forma privada fuera de cualquier estructura fija de red.

Integrado en un pequeño transmisor de radiofrecuencia que permite conectar entre sí todo tipo de dispositivos electrónicos (teléfonos, ordenadores, impresoras, faxes, etc.). El transmisor está integrado en un pequeño microchip de 9x9 milímetros y opera en una frecuencia de banda global (2,4 GHz, utilizada en muchos países para usos médicos y científicos) que asegura la compatibilidad universal. Los dispositivos que incorporan Bluetooth se reconocen y se hablan de la misma forma que lo hace un ordenador con su impresora. El canal permanece abierto y no requiere la intervención directa y constante del usuario cada vez que se quiere enviar algo. Bluetooth opera en una banda no licenciada ISM (Industrial Scientific Medical) de 2.4- 2.5GHz permitiendo la transmisión de voz y datos, de forma rápida y segura con un rango de hasta 10 metros con 1 miliwatio o 100 metros (aunque con mayor distorsión) si se usa un amplificador con 100 miliwatios.

Puede transferir datos de forma asimétrica a 721 Kbps y simétricamente a 432 Kbps. Se puede transmitir voz, datos e incluso vídeo. Para transmitir voz son necesarios tres canales de 64 Kbps, para transmitir vídeo es necesario comprimirlo en formato MPEG-4 y usar 340 Kbps para conseguir refrescar 15 veces por segundo una pantalla VGA de 320x240 puntos.

Bluetooth minimiza la interferencia potencial al emplear saltos rápidos en frecuencia (1600 veces por segundo).

Por otro lado, el protocolo permite una comunicación automática entre los distintos dispositivos. Debido al pequeño tamaño de los mismos y a la portabilidad que requieren de cara al usuario, el consumo de potencia es bajo.

Permite transmisiones de voz y datos de forma simultánea y sincronizada sin requerir una visión directa entre aparatos (una de sus mejores virtudes), así como el establecimiento de redes. A la hora de garantizar seguridad en las comunicaciones, para que éstas no sean interceptadas o afectadas por ruidos debidos a otras aplicaciones, emplea una técnica de multiplexaje denominada Spread Spectrum Frequency Hopping además de métodos de autenticación y cifrado.

Finalmente resaltaremos el bajo coste de los dispositivos y la velocidad alcanzada: 3 Mbps según la nueva especificación (Bluetooth 2.0).

3.4.1. COMPONENTES DEL SISTEMA

Dentro de una aplicación típica de Bluetooth nos podemos encontrar los siguientes elementos:

- a) Master: es el dispositivo Bluetooth que establece e inicializa la conexión, la secuencia de control “hopping” y la temporización de los demás dispositivos colocados en lo que se llama una red “Piconet”.
- b) Slave: es el dispositivo habilitado en una Piconet. Una red Piconet tiene un máximo de 7 esclavos.
- c) Piconet: una red de hasta 8 dispositivos conectados (1 maestro+ 7 esclavos, Figura 3-19).

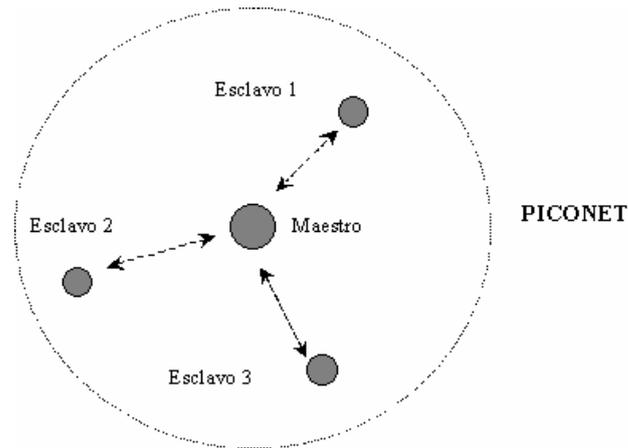


Figura 3-19: Representación de una red piconet

Scatternet: red formada por diferentes redes Piconet (Figura 3-20)
 La arquitectura Bluetooth se organiza en "piconets", formadas por dos o más dispositivos compartiendo un canal; uno de los terminales actúa como maestro de la "piconet", mientras que el resto actúan como esclavos. Varias piconet con áreas de cobertura superpuestas forman una "Scatternet".

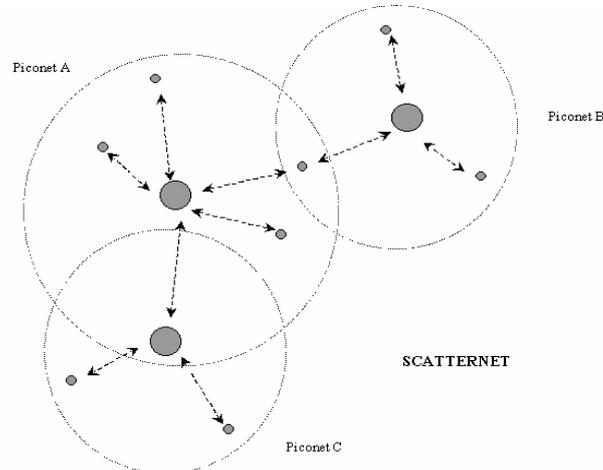


Figura 3-20: Representación de una red Scatternet

El transmisor de Bluetooth permite enviar voz y datos a una velocidad máxima de 700 Kb/seg. y consume un 97% menos que un teléfono móvil. Además, es inteligente: cuando el tráfico de datos disminuye el transmisor adopta el modo bajo de consumo de energía. Además, permite conexiones punto a punto y punto a multipunto.

CAPITULO 4

4. HARDWARE DE ADQUISICIÓN

A continuación se muestra el diagrama de bloque del sistema de adquisición de los signos vitales usando el PIC16F877

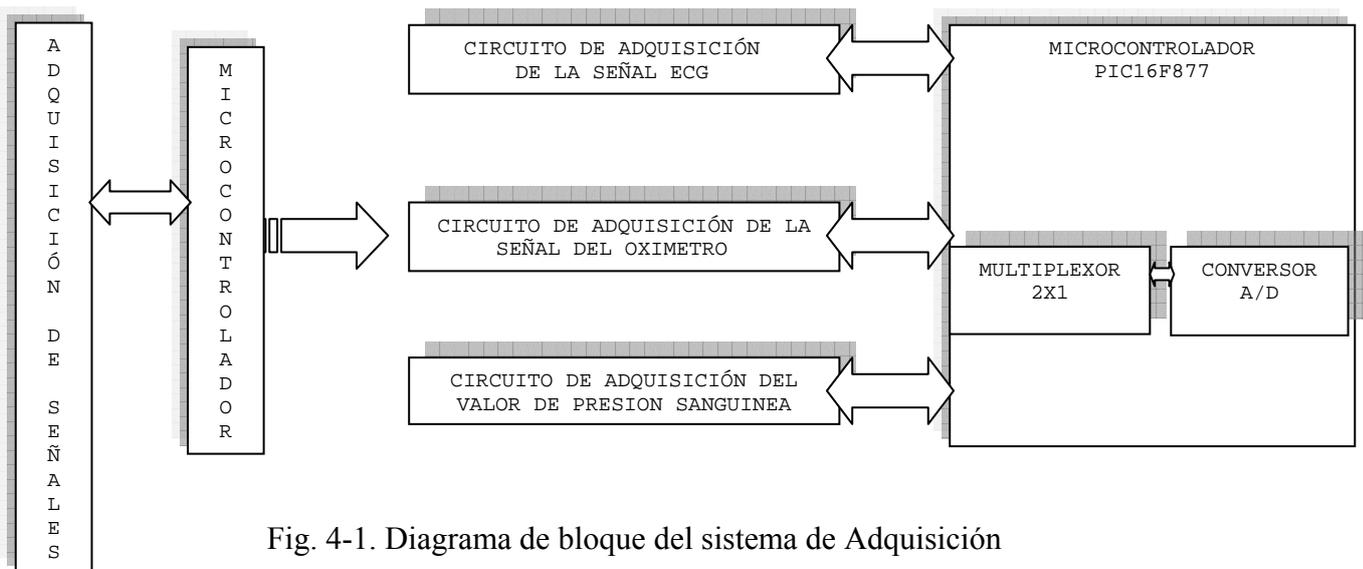


Fig. 4-1. Diagrama de bloque del sistema de Adquisición

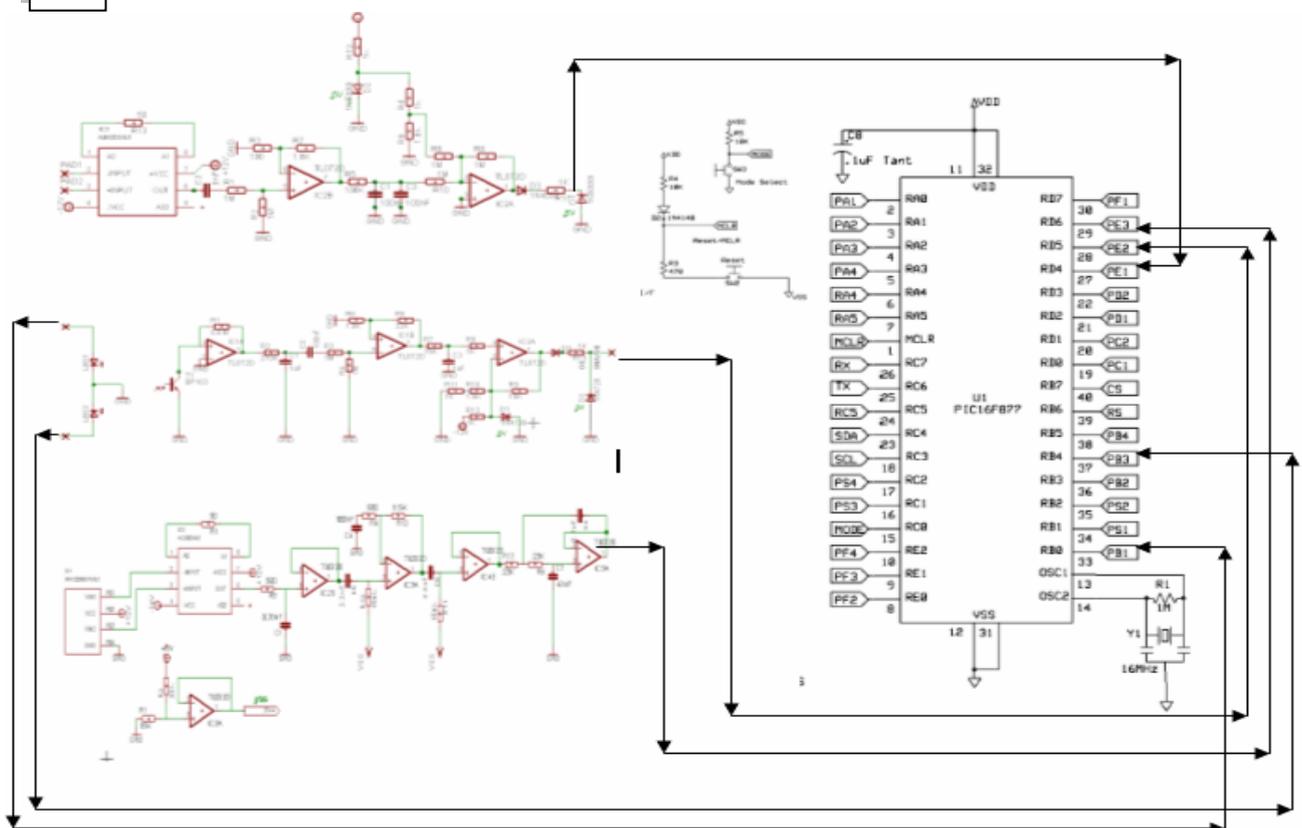


Fig. 4-2. Diagrama Electrónico del Hardware de Adquisición.

4.1. ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL ECG

Los valores que se registran en estudios de ECG son de un valor muy pequeño, del orden de 0.5 a 4 milivoltios y una frecuencia de 0.01 a 250 Hz. Los valores anteriores de frecuencia y voltaje representan un problema para su visualización directa, ya que a dichos niveles de voltaje hacen susceptible a la señal a la interferencia y el ruido. Por este motivo dichas señales se deben amplificar, aislar y filtrar para tener una correcta lectura de los puntos de interés.

El modo de medida de la señal de ECG es de manera diferencial, ya que se registran como la diferencia de potencial eléctrico entre dos puntos. La señal de ECG es muy susceptible a ser afectada por diferentes tipos de señales eléctricas, algunas de carácter externo al circuito de medida y otras de carácter interno. Se denominan señales de origen interno a aquellas ajenas a la señal de interés que son susceptibles a provocar un error en el sistema de medida Ruido, e Interferencia a las señales con las mismas características que son de origen externo.

Los electrodos usados para la captura de la señal son los electrodos desechables, los cuales son sensibles al potencial eléctrico de la piel que se encuentra entre 0.5 y 4mV.

La tensión en los electrodos es llevada por unos cables especiales al Bio-amplificador.

La elección o diseño del amplificador de entrada es tal vez la parte mas crucial del circuito, es él quien tiene contacto directo con la señal y las principales fuentes de distorsión; el resto de las etapas son, sin perder importancia, etapas de amplificación y filtrado.

La señal de entrada al amplificador estará compuesta por la suma de dos señales, la señal diferencial (v_d) y la señal modo común (v_{cm}), las cuales serán amplificadas (tal como se muestra en la figura 5.1), obteniendo a la salida:

$$V_{sal} = V_0 + e_0 = A_d \cdot v_d + A_{cm} \cdot v_{cm}$$

Donde e_0 es la señal media de salida debido a los componentes de entrada en modo común y V_0 es la señal media de salida debido a la entrada en modo diferencial, A_d es la amplificación efectuada por el circuito amplificador a la señal v_d y A_{cm} es la amplificación que es efectuada por el mismo circuito a al señal v_{cm} .

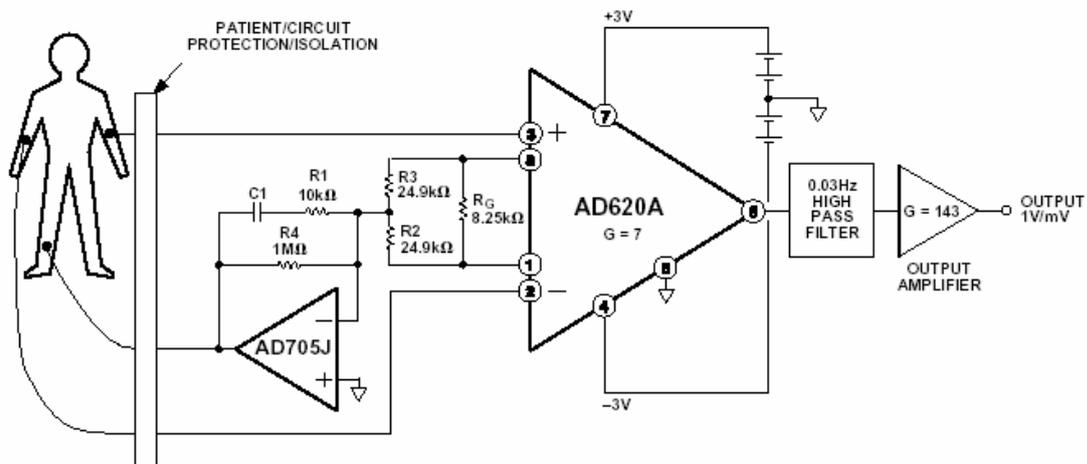


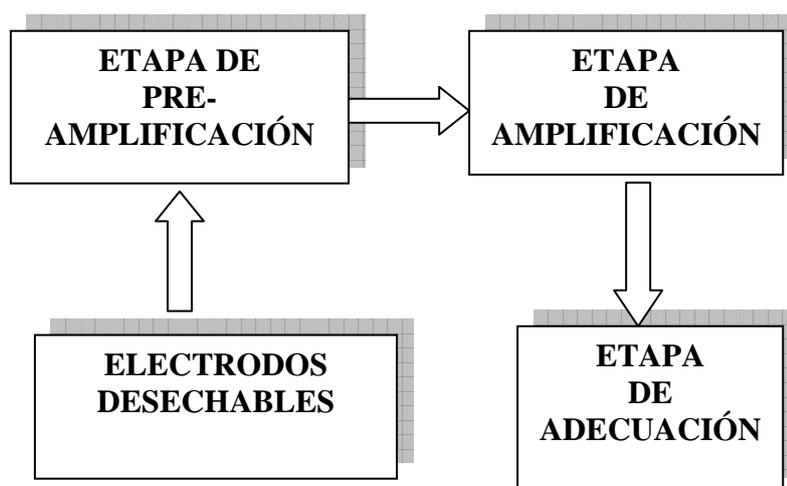
Fig. 4-3: Modo de captura de la señal de ECG en modo diferencial

El CMRR o índice de rechazo en modo común se define como:

$$CMRR = \frac{Ad}{Acm}$$

Y nos determina cuanto la señal diferencial se amplifica respecto a la amplificación de la señal modo común. Si el CMRR es grande, la señal de interés se amplificará mucho más que la señal modo común. Se puede utilizar para el caso en que deseemos asegurar a la salida un error menor a un porcentaje dado de la señal de interés.

4.1.1. DIAGRAMA DEL CIRCUITO



A continuación se detallan cada una de las etapas del circuito:

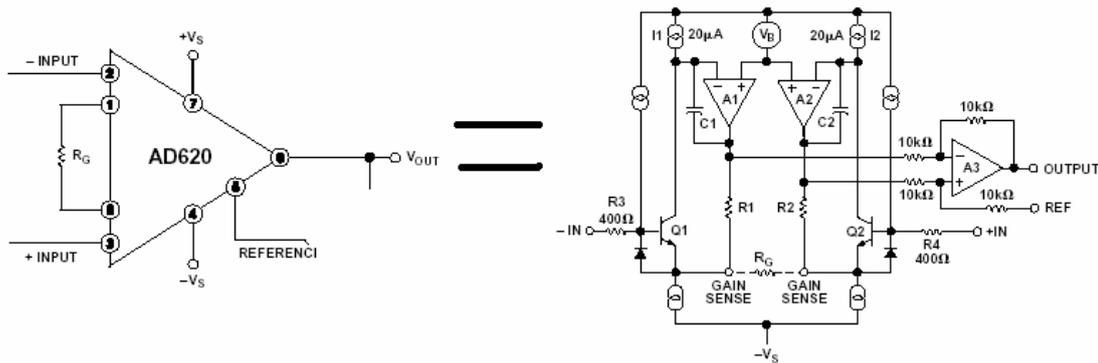


Fig. 4-4: Circuito de Bio-amplificador de la señal de ECG

El circuito del AD620 se conecta directamente con los electrodos que son colocados al paciente al momento de realizar la medición de la señal del ECG.

La primera etapa de amplificación debe de tener poca ganancia ya que de lo contrario los potenciales de continua generados por contacto entre los electrodos y la piel más los generados por las corrientes de bias (al pasar por las resistencias de contacto); al ser amplificados son capaces de hacer saturar los amplificadores operacionales. El desacople capacitivo de la señal de continua se realizará en etapas posteriores de amplificación.

En esta primera etapa de Pre-amplificación el valor de ganancia que se utiliza es de $A=10$ y una $R_G = 5.1K\Omega$. R_G es la que determina el valor de ganancia a usar, y se calcula de la siguiente manera:

$$R_G = \frac{49.9K\Omega}{G-1} = \frac{49.9K\Omega}{10-1} = 5.1K\Omega$$

La ganancia modo común se debe en su mayoría al ajuste de los elementos que intervienen en la amplificación, tales como las resistencias y ajustes internos del operacional. Este problema no existiría si el operacional fuera ideal y las resistencias fueran exactas y no tuviesen un rango de incertidumbre.

La señal de entrada es de 1mV y la señal de salida de 0.01V. El desacople capacitivo de la señal de continua se realizará en etapas posteriores de amplificación.

4.1.2.2. ETAPA DE AMPLIFICACIÓN

Se introduce un capacitor de desacople que permitirá eliminar la componente de continua y amplificar nuevamente la señal sin que los operacionales saturen debido a dicha señal. Aquí la señal es amplificada con el ruido obtenido de la adquisición de la señal, manejando una alta impedancia de entrada para eliminar las corrientes parásitas generadas por la etapa anterior; usando un condensador de desacople de 500nF.

Esta etapa se implemento usando 2 amplificadores operacionales TL072CN¹², que manejan las siguientes ganancias:

$$A_1 = \frac{R_f}{R_1} = \frac{5.6M\Omega}{470K\Omega} = 13$$

$$A_2 = \frac{R_f}{R_1} = \frac{5.6M\Omega}{1M\Omega} = 5.6$$

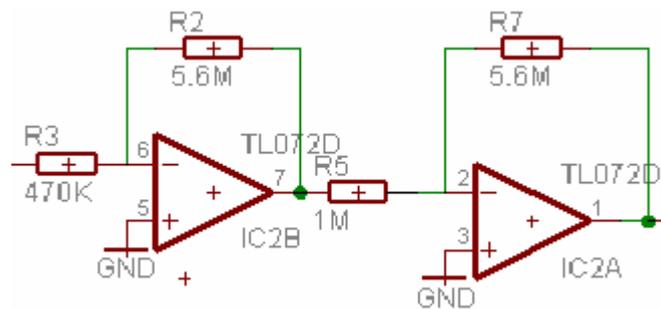


Figura 4-5: Detalle del amplificador de amplificación

4.1.2.3. ETAPA DE ADECUACIÓN

En esta etapa a la señal se le adiciona un offset de 1.76 Voltios para poder ser introducida al convertidor A/D del PIC, debido a que la señal presenta parte positiva y negativa. El convertidor solo acepta voltaje positivo; si al convertidor le llega voltaje negativo, los canales de conversión se queman. Se utiliza un circuito sumador inversor con una ganancia $A = 4.7$.

Calculo del amplificador sumador

$$V_0 = -\left(\frac{R_f}{R_1}V_1 + \frac{R_f}{R_2}V_2\right) = -\left(\frac{47K\Omega}{10K\Omega} \times -(0.37) + \frac{47K\Omega}{10K\Omega} \times -(0.67V)\right) = 4.89V$$

¹² Ver información técnica en Anexos

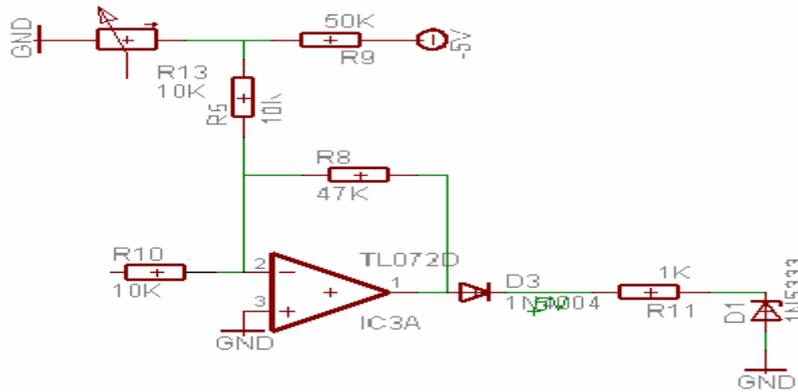


Fig. 4-6 Detalle del circuito de la etapa de adecuación de la señal al convertidor A/D

4.2. ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL DE SATURACIÓN DE OXIGENO

Se establece el diseño de los circuitos que constituyen el Oxímetro de pulso tomando como base que a una longitud de onda de 660 nm, la luz roja visible se absorbe más por la HbR (hemoglobina reducida o desoxigenada) que por la HbO₂ (hemoglobina oxigenada), y a una longitud de onda de 940 nm, la luz infrarroja se absorbe más por la HbO₂ que por la HbR. Estas dos luces de diferente longitud de onda (roja e infrarroja) se hacen pasar a través del árbol arterial y el porcentaje de HbO₂ y HbR son determinados por la medición de la proporción de luz roja e infrarroja transmitida hasta un fototransistor, entonces; la intensidad de la luz se reducirá logarítmicamente con la longitud de la trayectoria conforme lo establece la ley de Beer- Lambert.

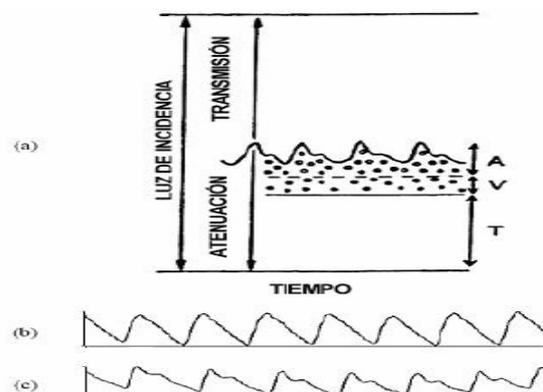
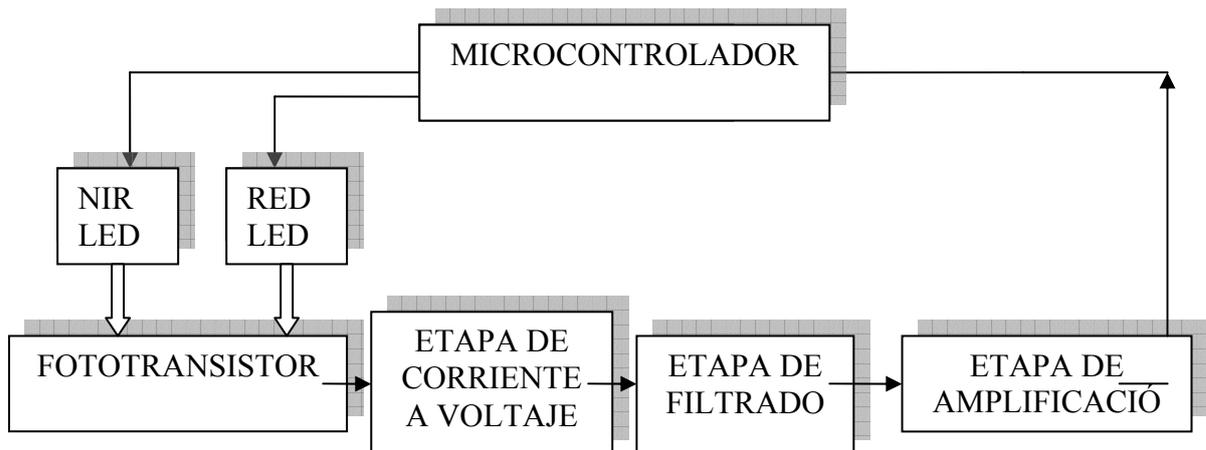


Fig. 4-7 Transmisión de la luz a través de un dedo con las señales táctiles detectadas.

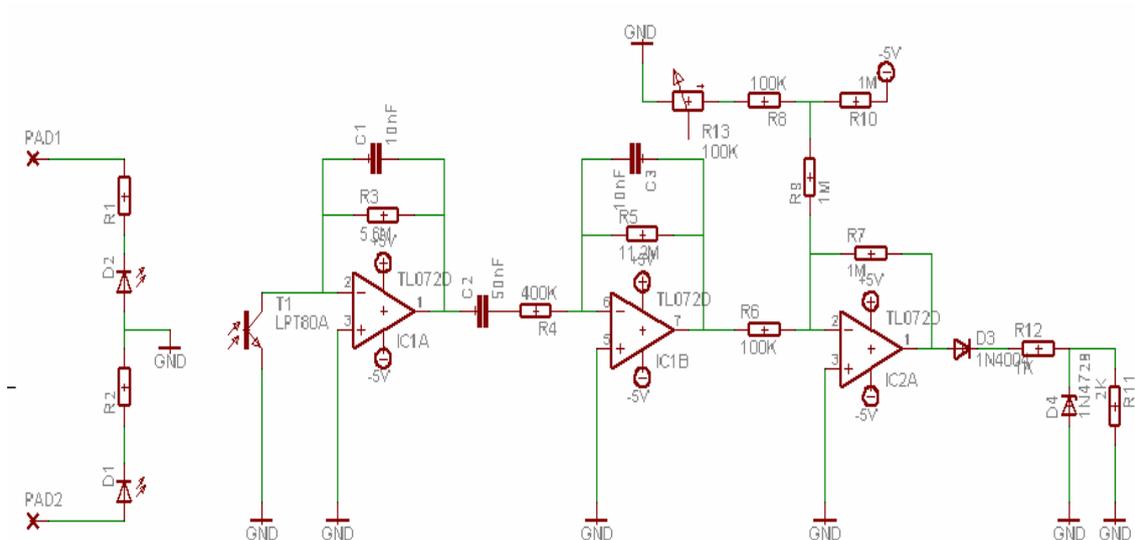
Las señales obtenidas del sensor dedal (Ver figura 4-7), representan por tanto la señal cardiaca síncrona en las formas de ondas que es posteriormente amplificada y convertida en señal digital por el convertidor analógico digital del PIC.

4.2.1. DIAGRAMA DE BLOQUE DEL OXÍMETRO



A continuación se detallan cada una de las etapas de implementación del sistema de adquisición de la señal del Oxímetro y su circuito.

4.2.2. CIRCUITO DE ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL DEL OXÍMETRO



4.2.2.1. LEDS Y FOTOTRANSISTOR

Para poder llevar acabo las pruebas ya sea en el dedo de la mano como en lóbulo de la oreja de forma no invasiva se necesitan LEDs y un fototransistor miniatura. Los detectores deben ser de alta sensibilidad ya que deben ser capaces de registrar la débil emisión que logra atravesar por los tejidos. Este problema puede solucionarse con LEDs de propósito especial que han sido fabricados con un sistema interno de lentes que permiten una alta intensidad lumínica de salida, adicionalmente han sido diseñados para operarse en esquemas de pulsos de corriente donde es posible manejar una potencia promedio elevada.

Si se aplican pulsos en ambas fuentes de luz, se puede emplear un único fototransistor. Dado que la frecuencia de 1KHz es suficiente mayor a la frecuencia del pulso arterial, se elige ésta, así como anchos de pulsos de $50\mu s$. Ver figura

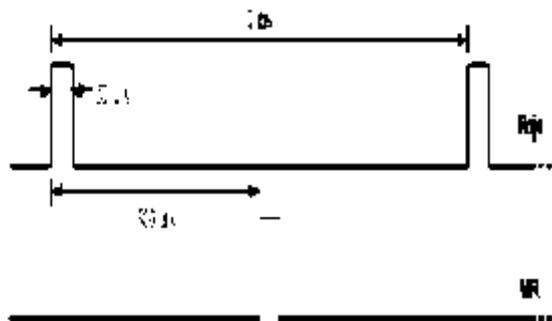


Fig. 4-8 Señales de temporización para la excitación de los LEDs.

En este modo de operación se pueden obtener salidas de alta intensidad luminosa empleando corrientes de hasta 1Amp debido al ciclo de trabajo reducido. La luz transmitida que es detectada es posteriormente amplificada y convertida a voltaje empleando circuitos operacionales configurados como convertidor de corriente a voltaje. En este punto en el circuito, la señal es enviada a un filtro pasa bajas activo de primer orden que operará a una frecuencia de corte $F_c = 40\text{Hz}$ destinado para eliminar la componente DC así como ruido de alta frecuencia. Así mismo, el microcontrolador controla la temporización de excitación de ambos LEDs.

4.2.2.2. CONVERTIDOR DE CORRIENTE A VOLTAJE

El elemento receptor óptico más sensible a la luz es el fototransistor. Los fototransistores están diseñados para aprovechar la característica de ser sensibles a la luz. Existen transistores FET (e efecto de campo), que son muy sensibles a la luz...



Fig. 4-10 Fototransistor de unión npn

Al exponer el fototransistor a la luz, los fotones entran en contacto con la base que hace que el transistor entre la región activa, y se presente una corriente de colector a emisor. Es decir, los fotones en este caso, reemplazan la corriente de base que normalmente se aplica eléctricamente. Es por este motivo que a menudo la patilla correspondiente a la base está ausente del transistor. La característica más sobresaliente de un fototransistor es que permite detectar la luz y amplificar mediante el uso de un solo dispositivo.

El resultado es que la iluminación es vista como un incremento en la corriente inversa.

Para propósitos de amplificación de la señal, la fotocorriente debe ser transformada en voltaje con una moderada impedancia de salida. Para llevar acabo esto, se propone el circuito de la figura 4-11, el cual presenta un amplificador operacional implementado como convertidor de corriente a voltaje.

Dado que el voltaje de salida será $- I \times R_L$, se debe emplear una resistencia de retroalimentación de valor elevado, por ejemplo algunas decenas de $M\Omega$.

Calculo del amplificador de corriente:

$$V_0 = (R \times I) = (5.6M\Omega \times 2.5nA) = 0.014V$$

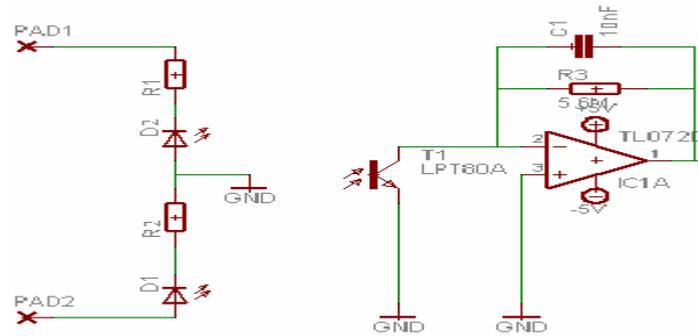


Fig. 4-11. Circuito convertidor de corriente a voltaje.

Se coloca un capacitor de 10nF en paralelo a la resistencia de 5.6MΩ, para minimizar el ruido en el voltaje de salida.

4.2.2.3. CIRCUITO DE AMPLIFICACIÓN

El voltaje obtenido del convertidor de corriente a voltaje es posteriormente conducido a una sección de amplificación y filtrado de ruido, usando un capacitor de 10nF y un amplificador inversor. La señal resultante, representa la información cardiaca sincrónica en las formas de onda que es al mismo tiempo amplificada con una ganancia de:

$$A = \frac{R_f}{R_1} = \frac{11.2M\Omega}{400K\Omega} = 28 \quad V_0 = 0.014V \times 28 = 0.4V$$

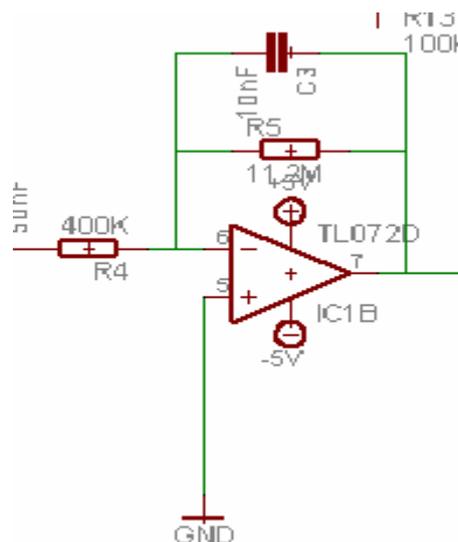


Fig. 4-12 Detalle del circuito de amplificación del Oxímetro

4.2.2.4. ETAPA DE ADECUACIÓN

Después de ser filtrada y amplificada la señal, pasa por la etapa de adecuación que al igual que en el circuito del ECG, se le adiciona un offset de 1.7Voltios, usando un amplificador sumador inversor con una ganancia de $A = 10$.

Calculo del amplificador sumador:

$$V_0 = -\left(\frac{R_f}{R_1}V_1 + \frac{R_f}{R_2}V_2\right) = -\left(\frac{1M\Omega}{100K\Omega} \times -(0.39) + \frac{1M\Omega}{100K\Omega} \times -(0.67V)\right) = 4.89V$$

Además cuenta con un diodo zener de 5 Voltios, que evita el paso de voltaje de mayor valor.

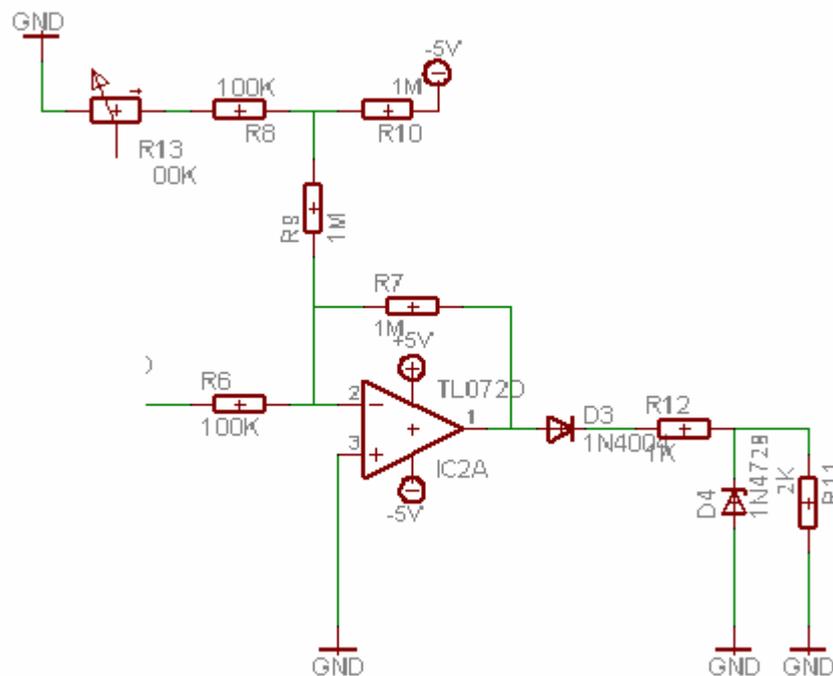
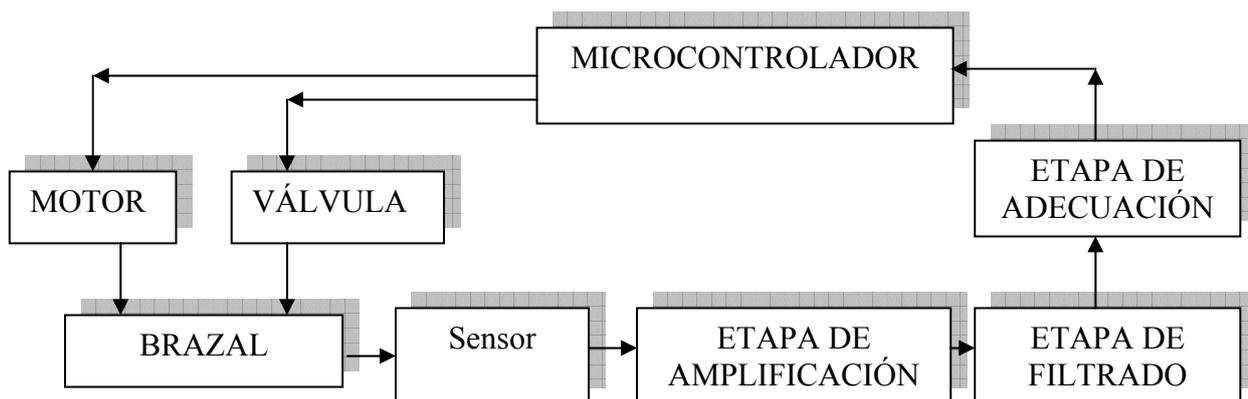


Fig. 4-13 Detalle del circuito de Adecuación.

4.3. ADQUISICIÓN DE LA PRESIÓN SANGUÍNEA

El método que se emplea para la adquisición de la presión sanguínea es el método oscilométrico, que requiere de la aplicación de un manguito en el brazo. En la actualidad estos aparatos son pequeños, de poco peso, silenciosos y precisos. El manguito se hincha hasta ocluir la circulación arterial, y a medida que se va deshinchando se detectan las oscilaciones producidas al reinstaurarse la circulación. Para ello usamos el sensor de presión MPX2050DP, el Bio-amplificador AD620 descrito anteriormente para la adquisición de la señal ECG.

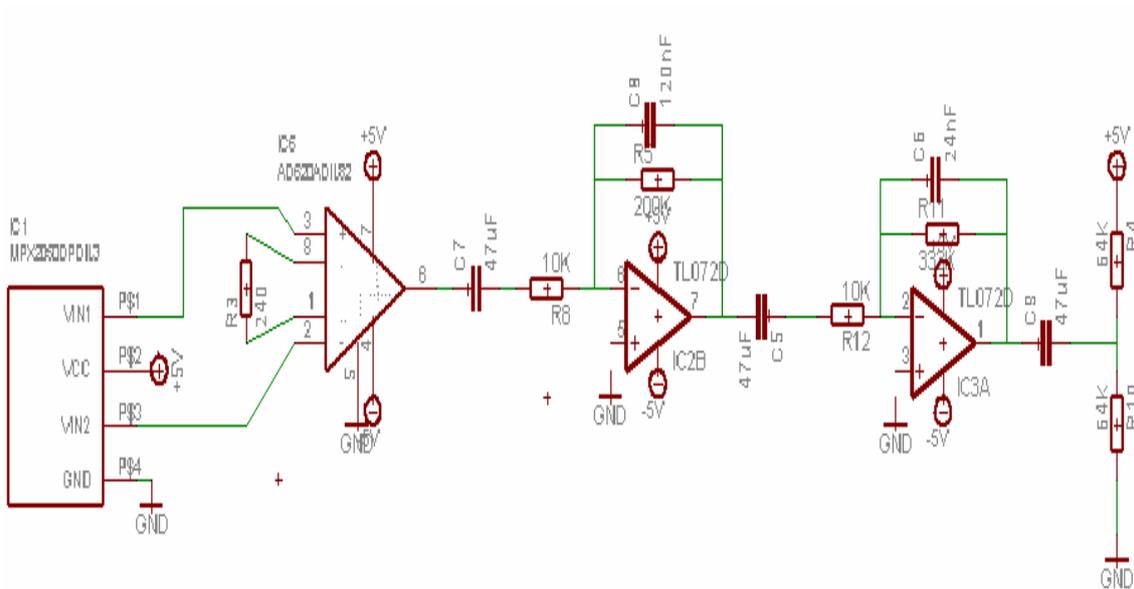
4.3.1. DIAGRAMA DE BLOQUES PARA LA PRESIÓN SANGUÍNEA



El dispositivo está compuesto por tres partes principales: hardware externo (como brazalete, motor y válvula), circuitos analógicos y microcontrolador. El circuito analógico convierte el valor de presión en el interior del brazalete. El MCU realiza la conversión A / D de manera que además se pueden hacer los cálculos.

A continuación se muestra el circuito y cada una de las etapas de adquisición de la presión sanguínea.

4.3.2. CIRCUITO DE ADQUISICIÓN DE LA PRESIÓN SANGUÍNEA



4.3.2.1. SENSOR DE PRESIÓN MPX2050DP.

El dispositivo utilizado es de la serie de sensores de presión piezoresistivos de Motorola que proporcionan un rendimiento de voltaje muy exacto y lineal, directamente proporcional a la presión aplicada. El voltaje diferencial de salida del sensor es directamente proporcional a la diferencia de presión aplicada. El voltaje de la salida diferencial o del sensor mismo, aumenta con el aumento de la presión aplicada en P1 en relación al conector P2 que está vacío; similarmente, si se aplica vacío en el conector P2 con respecto a P1, la tensión de salida aumentará. En nuestro caso, se deja al conector P2 a la presión atmosférica y trabajamos con P1.

Utilizamos el transductor de presión MPX2050DP de Motorola, para medir la presión ejercida por el brazalete. El transductor de presión produce una tensión de salida proporcional a la presión de entrada. Conectamos el tubo del brazalete a una de las entradas y la otra entrada sin conectar. De este modo, la tensión de salida será proporcional a la diferencia entre la presión en el brazalete y la presión del aire. La característica de transferencia se muestra en la figura 4-14.

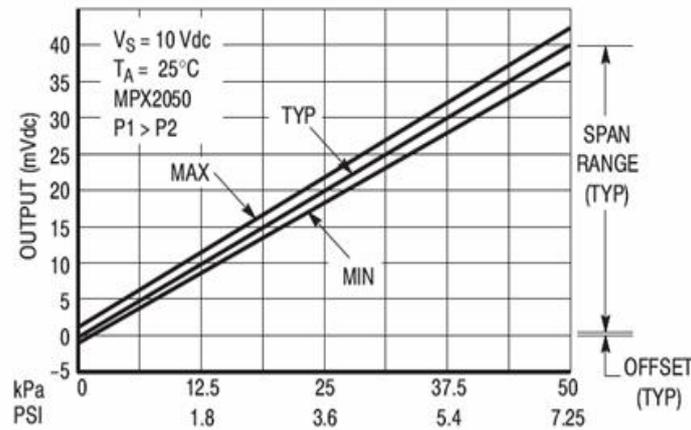


Fig. 4-14 Tensión de salida vrs Tensión de entrada diferencial

4.3.2.2. ETAPA DE AMPLIFICACIÓN

Para esta etapa, al igual que en circuito del ECG usamos el AD620, dado que la tensión de salida del transductor de presión es muy pequeña, tenemos que amplificar la señal para su posterior procesamiento. La resistencia de R_G se utiliza para determinar la ganancia de los amplificadores de acuerdo a la ecuación.

$$R_G = \frac{49.9K\Omega}{G-1} = \frac{49.9K\Omega}{200-1} = 240\Omega$$

Puesto que la necesidad de obtener una ganancia $A = 200$, calculamos la resistencia $R_G = 240\Omega$. El amplificador se muestra en la figura 4-15.

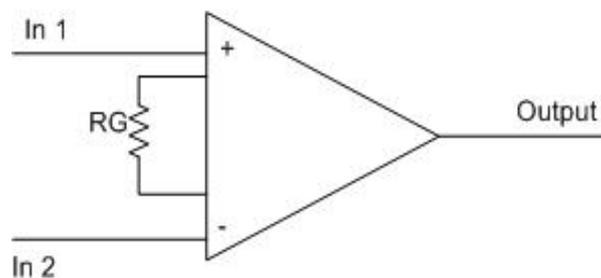


Fig. 4- 15 Esquema del amplificador AD620

4.3.2.3. ETAPA DE FILTRADO

El sensor nos proporciona dos señales, la señal de oscilación (1 Hz) montada en la señal de la manga CP (<0.04 Hz). Dos filtros de dos polos pasa banda en cascada, se diseñan para bloquear la señal de presión de la manga antes de la amplificación de la señal de la oscilación. Si la señal de la manga no se atenúa apropiadamente, el básico de la oscilación no será constante y la amplitud de cada oscilación no tendrá la misma referencia para la comparación. El filtro consiste en dos redes RC conectadas que determinan dos cortes de frecuencias; estos dos polos se escogen cuidadosamente para asegurar que el signo de la oscilación no se tuerza o se pierda. Los dos cortes de frecuencias pueden ser aproximados a:

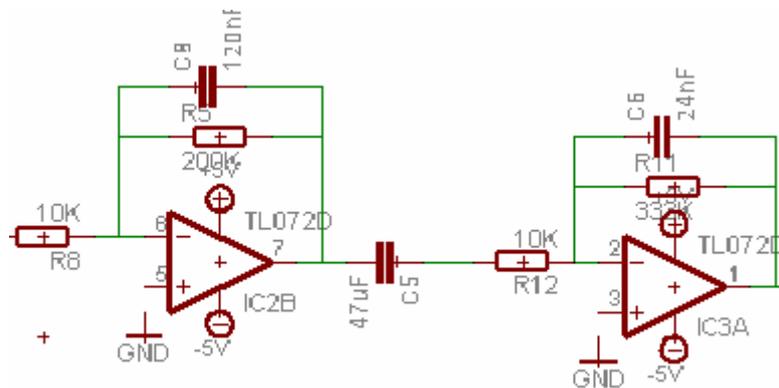


Fig. 4-16 Detalle del circuito de filtrado de la Presión Sanguínea

a) Primer filtro Pasa Banda:

Menor frecuencia de corte:

$$f_{low} = \frac{1}{2\pi(47\mu F)(10k)} = 0.338 Hz$$

Mayor frecuencia de corte:

$$f_{high} = \frac{1}{2\pi(200nF)(120k)} = 6.631 Hz$$

Ganancia de amplificación:

$$A = -\frac{120k}{10k} = -12$$

b) Segundo filtro Pasa Banda:

Menor frecuencia:

$$f_{low} = \frac{1}{2\pi(47\mu F)(10k)} = 0.338 Hz$$

Mayor frecuencia:

$$f_{high} = \frac{1}{2\pi(24nF)(333k)} = 19.91 Hz$$

Ganancia de amplificación:

$$A = -\frac{333k}{10k} = -33.3$$

4.3.2.4. ETAPA DE ADECUACIÓN

Esta etapa de adecuación se utiliza para proporcionar un nivel de DC a la señal AC. Queremos que el valor DC de la forma de onda pueda ser localizada aproximadamente a la mitad Vdd, que es de 2,5 V.

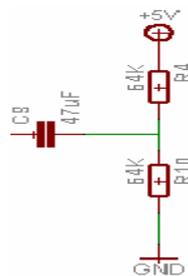


Fig. 4-17 Esquema del circuito de adecuación

4.4. MICROCONTROLADOR PIC16F877

El Microcontrolador PIC16F877 es el encargado de digitalizar las señales fisiológicas, usando su convertidor analógico- digital y transmitir las vía serie utilizando el estándar RS-232¹³ hacia el módulo Bluetooth. El PIC 16F877 posee las siguientes características:

- ✓ Procesador o CPU (del inglés Central Processing Unit o Unidad Central de Proceso).
- ✓ Memoria para el programa tipo ROM.
- ✓ Memoria RAM para contener los datos.
- ✓ Líneas de E/S para comunicarse con el exterior.
- ✓ Contiene en un solo dispositivo el convertidor análogo-digital y el puerto serie que necesitamos.
- ✓ Contiene temporizadores y modos de funcionamiento que permiten definir con precisión la frecuencia de muestreo a utilizar.
- ✓ Es capaz de funcionar hasta 20MHz y dispone de 8 canales de conversión A/D, con lo que sería posible trabajar con frecuencias de muestreo de hasta 4MHz con cada canal, frecuencia que supera con mucho la necesaria para las aplicaciones biomédicas en las que se puede plantear su uso.
- ✓ Dispone de una memoria Flash EPROM que permite su sencilla y rápida programación. Esto evita tener que recurrir a dispositivos emuladores y permite que se pueda reprogramar fácilmente por cualquier operador, pudiendo actualizar el software para nuevas aplicaciones.

¹³ Ver información en el capítulo 5 y Anexos



Fig.4-18 Chip del Microcontrolador PIC16F877

Los microcontroladores se programan en un lenguaje de programación llamado Ensamblador (en inglés Assembler) cuya principal característica es su altísima complejidad.

Los lenguajes de programación se clasifican según el “Nivel” de programación en:

- ✓ Lenguaje de “**Alto Nivel**”: permite que los algoritmos se expresen en un nivel y estilo de escritura fácilmente legible y comprensible por el hombre. En la actualidad se trata de lenguajes de tipo visual.
- ✓ Lenguaje de “**Bajo Nivel**”: el usuario se acerca un poco más al lenguaje de máquina. Permiten un acceso más amplio al control físico de la máquina (hardware).
- ✓ Lenguaje **Ensamblador**: Podríamos considerarlo el lenguaje de más bajo nivel. El usuario escribe código en el mismo “idioma” del procesador. Se tiene control total del sistema. Es necesario un conocimiento de la arquitectura mecánica del procesador para realizar una programación efectiva.

Podemos decir que los lenguajes de alto Nivel se asemejan más al lenguaje humano y que los lenguajes de bajo Nivel se asemejan más al lenguaje de máquina y en el lenguaje ensamblador el usuario debe programar en el propio “idioma del procesador”.



Fig. 4-19 Niveles de Lenguajes de Programación

A continuación se presenta un resumen del proceso de desarrollo del código y grabación de un microcontrolador:

- ✓ Escribir el código Assembler. Se genera un archivo con extensión ASM.
- ✓ Compilar el código Assembler. Se genera un archivo con extensión HEX.
- ✓ Grabar (transferir) el programa desde la PC al microcontrolador mediante un programador.

4.4.1. CONVERTIDOR ANALÓGICO DIGITAL DEL PIC16F877

El PIC16F877 posee un Convertidor Analógico Digital, con 10 bits y 8 canales de entrada. Para la configuración del convertidor analógico en el PIC16F877 se efectúa a través del registro ADCON1 localizado en la dirección 9FH de la RAM; mientras que su control depende de la manipulación del registro ADCON0, posicionado en la dirección 01FH del mismo bloque. Adicionalmente, el ADC del PIC tiene asociado un registro en la posición 1EH de la RAM, el cual se identifica como ADRES y sirve como depositario del resultado de cada conversión.

Los canales de conversión están divididos en 2 puertos: puerto A y puerto E, que son los bits bajos de cada puerto. Los canales de conversión usados son los del Puerto E, de manera que es necesario configurar el uso de estos pines, ya sea para el tratamiento de señales digitales o la aceptación de señales analógicas que es nuestro caso. Esto se logra escribiendo el par de bits menos significativos de ADCON1. Las cuatro posibilidades se describen en la figura 4-20 y figura 4-21.

U-0	U-0	U-0	U-0	U-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0
—	—	—	—	—	PCFG2	PCFG1	PCFG0
bit7							bit0

Fig. 4-20 ADCON1

PCFG3: PCFG0	AN7 ⁽¹⁾ RE2	AN6 ⁽¹⁾ RE1	AN5 ⁽¹⁾ RE0	AN4 RA5	AN3 RA3	AN2 RA2	AN1 RA1	AN0 RA0	VREF+	VREF-	CHAN/ Refs ⁽²⁾
0000	A	A	A	A	A	A	A	A	VDD	VSS	8/0
0001	A	A	A	A	VREF+	A	A	A	RA3	VSS	7/1
0010	D	D	D	A	A	A	A	A	VDD	VSS	5/0
0011	D	D	D	A	VREF+	A	A	A	RA3	VSS	4/1
0100	D	D	D	D	A	D	A	A	VDD	VSS	3/0
0101	D	D	D	D	VREF+	D	A	A	RA3	VSS	2/1
011x	D	D	D	D	D	D	D	D	VDD	VSS	0/0
1000	A	A	A	A	VREF+	VREF-	A	A	RA3	RA2	6/2
1001	D	D	A	A	A	A	A	A	VDD	VSS	6/0
1010	D	D	A	A	VREF+	A	A	A	RA3	VSS	5/1
1011	D	D	A	A	VREF+	VREF-	A	A	RA3	RA2	4/2
1100	D	D	D	A	VREF+	VREF-	A	A	RA3	RA2	3/2
1101	D	D	D	D	VREF+	VREF-	A	A	RA3	RA2	2/2
1110	D	D	D	D	D	D	D	A	VDD	VSS	1/0
1111	D	D	D	D	VREF+	VREF-	D	A	RA3	RA2	1/2

A = Analog input D = Digital I/O

Fig. 4-21 Configuración los bits del Puerto E, asociados con el ADC

En cuanto al ADCON0 (figura 4-22) se tiene que siete de sus ocho bits cumplen estas funciones:

- ADON: Habilita (1) o inhibe (0) la operación del Conversor.
- Go/Done: Este pin cumple un doble rol. Cuando se le activa da inicio al proceso de conversión; y cuando esta culmina, automáticamente asume un nivel bajo.
- CHS2, CHS0: Con este trío de bits se selecciona uno de los cuatro canales de entrada.
- ADCS1, ADCS0: Las combinaciones de estos bits establecen la frecuencia de reloj para el conversor (figura 4-23).

ADCON0 0x1F

R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	U-0	R/W-0
ADCS1	ADCS0	CHS2	CHS1	CHS0	GO/DONE	—	ADON
bit 7							bit 0

Fig. 4-22 Bits del Registro ADCON0

ADCS1	ADCS0	Tad
0	0	Fosc/2
0	1	Fosc/8
1	0	Fosc/32
1	1	Osc. RC

Fig. 4-23 Configuración del reloj del ADC.

El ADC es configurado con los siguientes parámetros:

- ✓ El uso del puerto Analógico (Puerto A y E) del cual se usan los siguientes canales:
 - PE0 para la señal ECG
 - PE1 para la señal del Oxímetro
 - PE3 para la señal DC de la Presión sanguínea.
 - PA0 para la señal AC de la Presión sanguínea.

Address	Name	Bit 7	Bit 6	Bit 5	Bit 4	Bit 3	Bit 2	Bit 1	Bit 0	Value on: POR, BOR	Value on all other RESETS
09h	PORTE	—	—	—	—	—	RE2	RE1	RE0	---- -xxx	---- -uuu
89h	TRISE	IBF	OBF	IBOV	PSPMODE	—	PORTE Data Direction Bits			0000 -111	0000 -111
9Fh	ADCON1	ADFM	—	—	—	PCFG3	PCFG2	PCFG1	PCFG0	--0- 0000	--0- 0000

Legend: x = unknown, u = unchanged, - = unimplemented, read as '0'. Shaded cells are not used by PORTE.

Fig. 4-24 Configuración de los Registros del Puerto E.

- ✓ Configuración de Reloj Fosc/32 (Ver figura 4-23)
- ✓ Configuración de los bits del Puerto E y A : canales analógicos(Ver figura 4-21)

Los datos son almacenados en registro ADDRESSH: ADDRESSL, y son enviados al módulo Bluetooth.

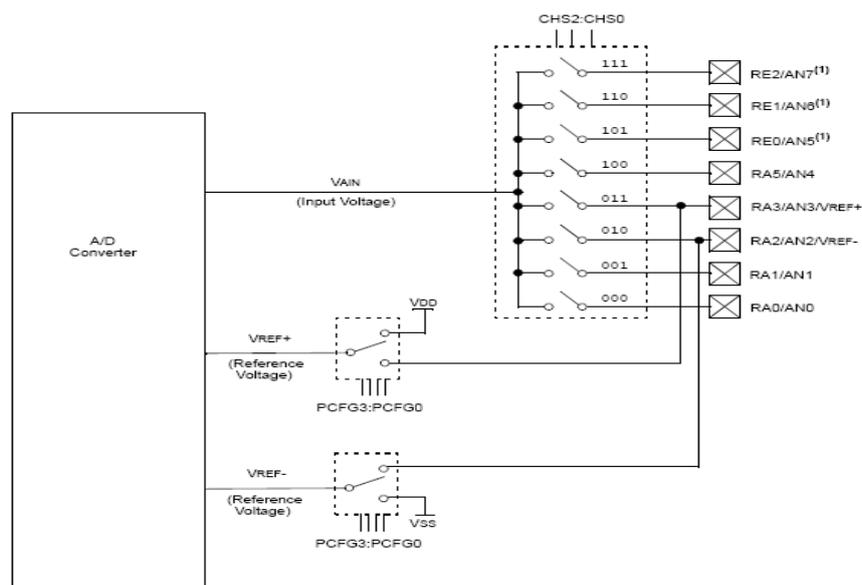


Fig. 4-25 Esquema general del Convertidor Analógico

4.5. SOFTWARE DE ADQUISICIÓN

4.5.1. PROGRAMA¹⁴ DIGITALIZADOR DE LA SEÑAL DEL ECG

Para digitalizar la señal del ECG, la frecuencia de muestreo debe cumplir el Criterio de Nyquist, que indica que la frecuencia de muestreo debe ser al menos del doble del ancho de banda de la señal a muestrear. Por tanto, si nuestro ECG es de 0-250Hz será necesario que el muestreo se realice al menos de 500Hz. Al no hacerse así, podríamos perder información de la señal. Para ello, hemos procedido a elaborar una interrupción a partir del timer, que cada 10ms envíe el dato convertido a través del puerto serie.

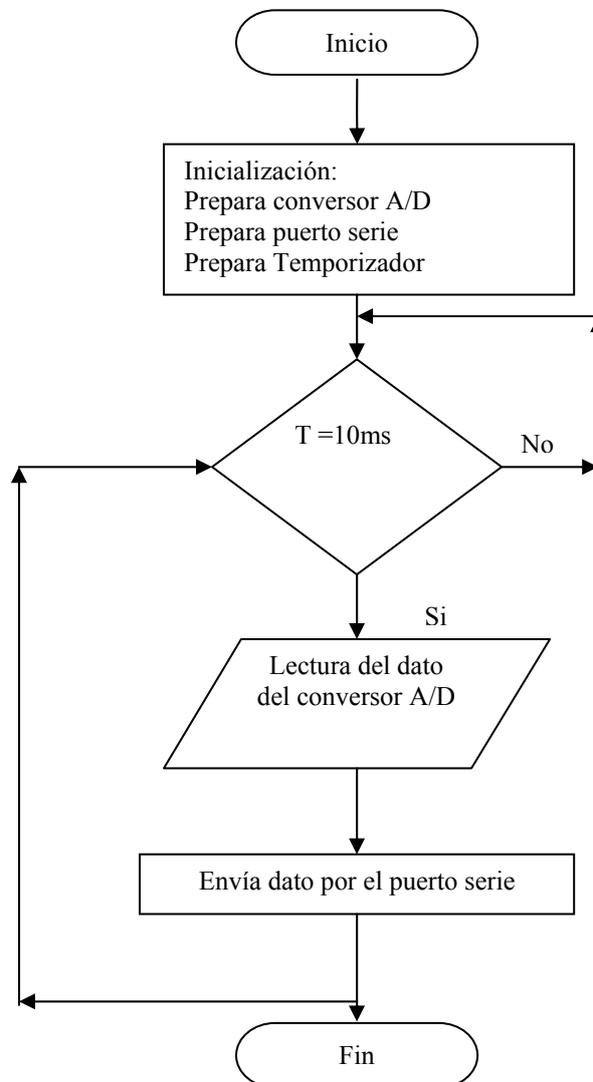


Fig. 4-21 Diagrama de bloques del programa digitalizador en el PIC para la señal del ECG

¹⁴ Ver en Anexos los códigos de programas de adquisición en lenguaje Ensamblador del PIC16F877

También, ha sido necesario especificar una frecuencia para el conversor. Dicha frecuencia, debe ser mas rápida que la velocidad a la que se envían los datos de tal modo que no use repercusión alguna en la transmisión. Es decir, debe hacer un dato cuya conversión haya finalizado antes de poder ser enviado. Hemos optado por elegir una frecuencia de 4MHz/64 para el conversor, ya que convierte con suficiente velocidad las muestras.

Por una parte el temporizador 0 se programa para generar una interrupción, por tanto el tiempo de muestreo (T) será 10ms que es una frecuencia de 100Hz. Cuando el temporizador cuenta 10ms, lee la señal presente en el convertidor análogo digital usando el canal 0 (Puerto E0) y la almacena en el buffer de envío para ser transmitida por el puerto serie módulo Bluetooth.

4.5.2. PROGRAMA DE ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL DEL OXÍMETRO

El programa de adquisición del microcontrolador PIC 16F877 para la señal del Oxímetro es muy similar con el programa de la señal ECG, solo con la diferencia que es el PIC tiene que controlar los Leds rojo e infrarrojo del sensor dedal.

Al igual que en el programa del ECG, el temporizador 0 se programa para generar 2 interrupciones; una para activar el Led rojo y la otra para activar el Led infrarrojo; solo que aquí el tiempo de muestreo (T) es de 5ms y una frecuencia de 200Hz. Si necesitamos una frecuencia de muestreo menor o mayor es el programa de la PC el encargado de reducir o aumentar la frecuencia.

También cuando el temporizador cuenta 5ms, se ejecuta la rutina de tratamiento de las interrupciones, usando el puerto B para la activación de los Leds. Además lee la señal presente en el convertidor análogo digital usando el canal 1 (Puerto E1) y la almacena en el buffer de envío para ser transmitida por el puerto serie.

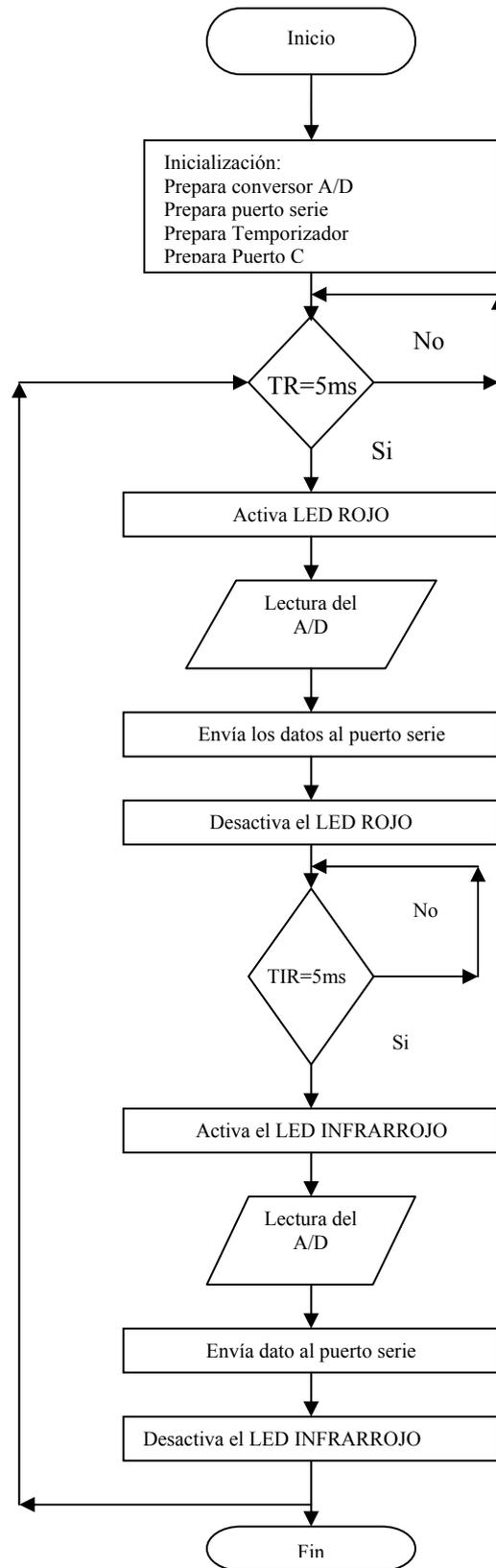


Fig. 4-22 Diagrama de bloque del programa digitalizador en el PIC de la señal del Oxímetro.

4.5.3. PROGRAMA DE ADQUISICIÓN DE LA PRESIÓN SANGUÍNEA NO INVASIVA.

Para lograr lo expresado en el diagrama de bloques Fig. 4-2 se debe de configurar el PIC16F877 para que realice las funciones de multiplexeo, conversión analógica-digital, y codificación para poder visualizar el dato en la PC

Después de que el motor bombea la presión en el brazalete hasta 160 mmHg, que es aproximadamente más de la presión sistólica normal de las personas sanas, comienza a desinflar el brazalete. En este estado, el programa analiza la forma de onda de AC (Ver figura 4-24) en el convertidor A/D. Cuando la presión en el brazalete se reduce a un determinado valor, la sangre empieza a fluir a través del brazo. En este momento, la presión sistólica se puede obtener.

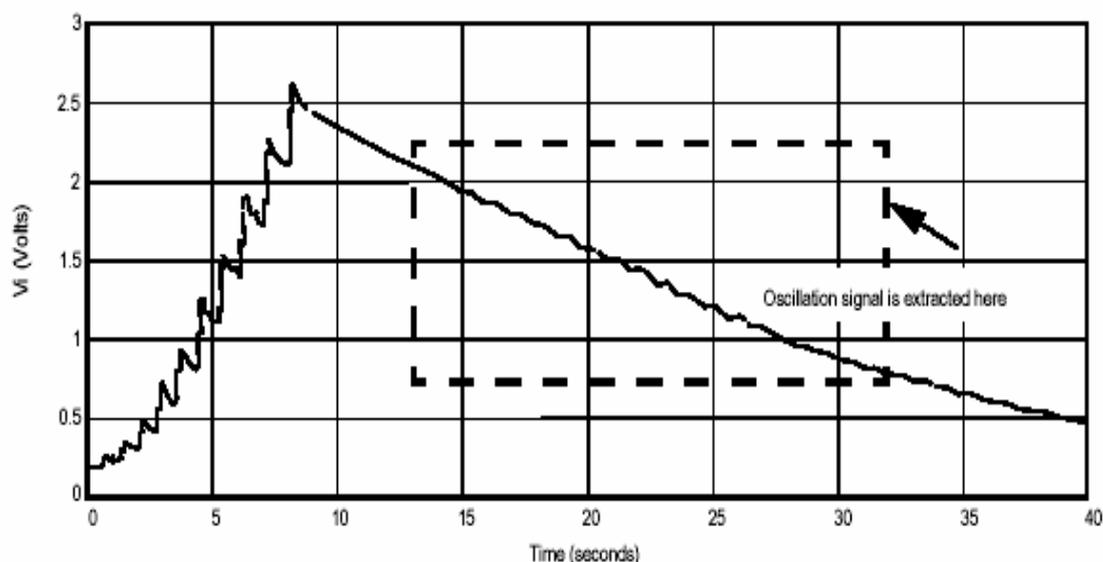


Fig. 4-23 Señal DC a la salida del Sensor MPX2050DP

Para ello hemos fijado un umbral de voltaje de 4V de la forma de onda de CA. Al comienzo, no hay pulso y la tensión en el A/D es constante en aproximadamente 2,5 V. Luego, cuando la presión en el brazalete se reduce hasta alcanzar el valor de la presión sistólica, la oscilación comienza y crece. A continuación, cuenta el número de pulsos de valores máximos por encima del umbral de tensión. Si el programa cuenta con un máximo de 4, el programa registra el voltaje DC en el A/D. Luego se convierte este valor de voltaje DC (Ver figura 4-23) a la presión en el brazalete para determinar la presión sistólica del paciente.

Fórmula para convertir el voltaje DC a la presión en el brazalete como

$$Pr esión _ mmHg = \frac{SalidaA / D}{Ganancia} \times 9375$$

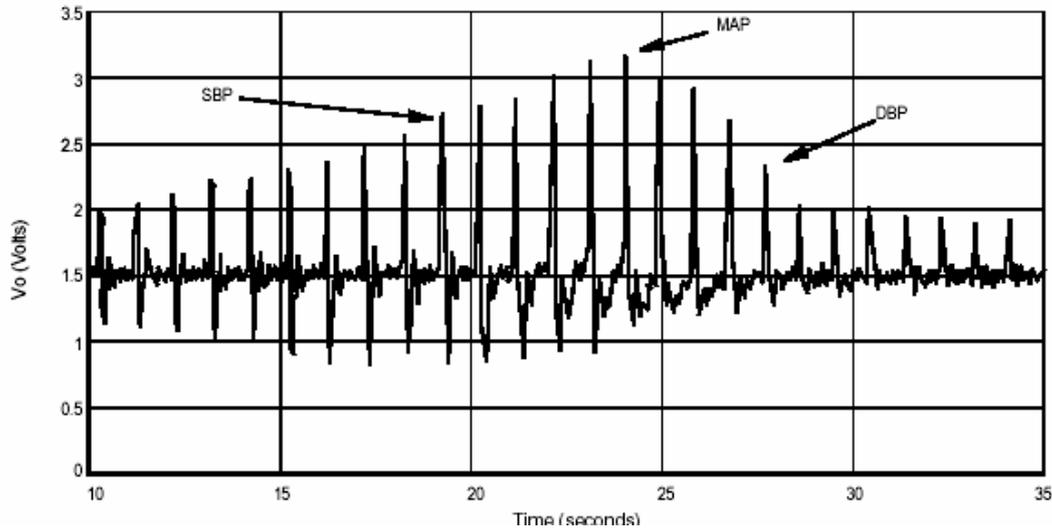


Fig. 4-23 Salida de las oscilaciones del circuito amplificador

A continuación, se mide la presión diastólica. Si bien el brazalete se desinfla, en algún momento antes de que la presión llegue a la presión diastólica, la amplitud de la oscilación se reducirá. Para determinar la presión diastólica, registramos el valor de la señal DC en el momento en que la amplitud de la oscilación disminuye por debajo del umbral de tensión. Esto se hace buscando en el intervalo de tiempo de 2 segundos. Si la forma de onda AC no va por encima del umbral de 2 segundos, que significa la amplitud de la oscilación es, en realidad, por debajo del umbral. El valor DC puede ser convertido de nuevo a la presión del brazalete utilizando el mismo procedimiento que se describe en la sección Medición de la presión sistólica.

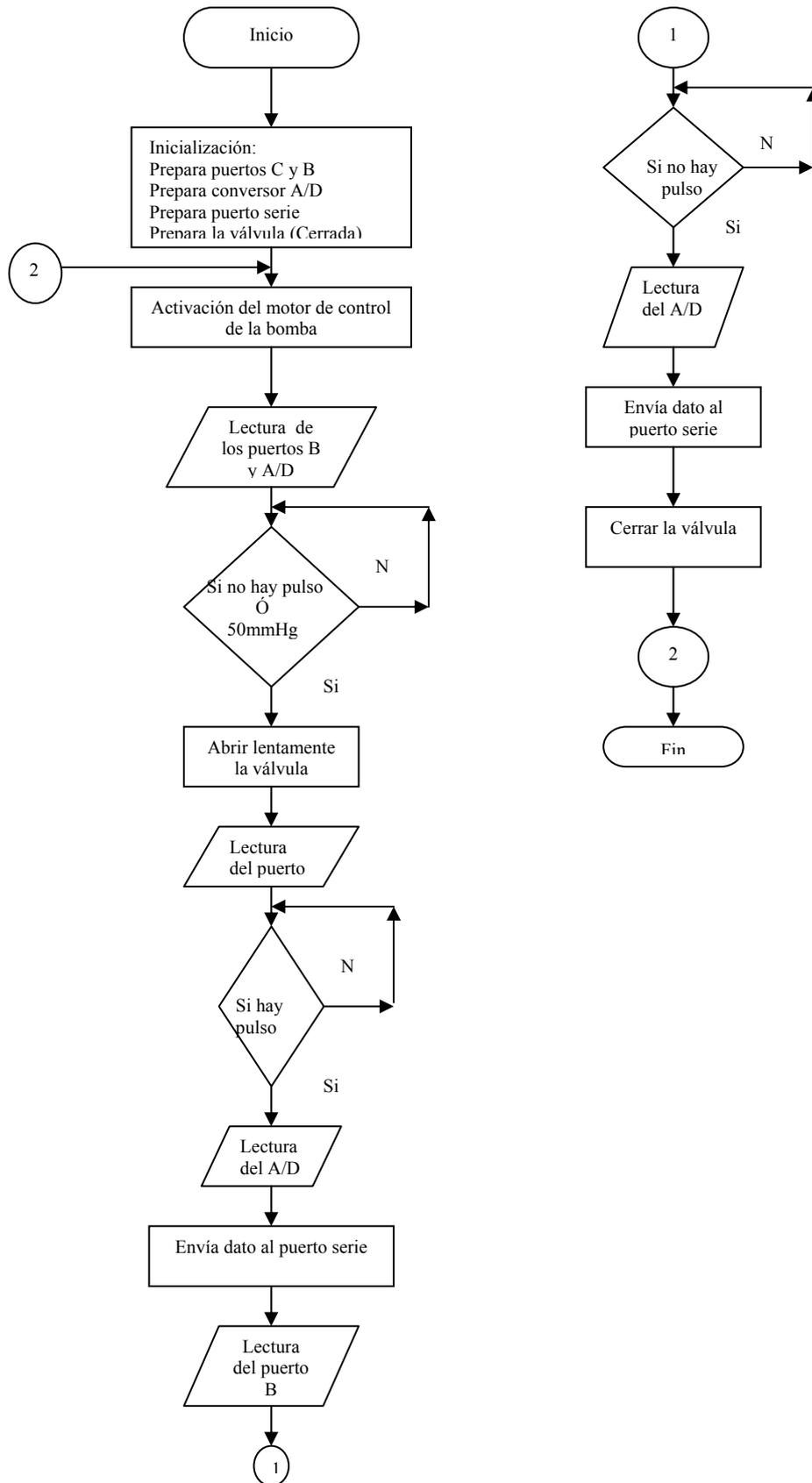


Figura 4-24 Diagrama de bloque del programa de digitalización de la SPO2 en el PIC

Capítulo 5

5. HARDWARE DE TRANSMISIÓN

A continuación se muestra el diagrama de bloque del sistema de transmisión de los signos vitales usando el PIC16F877 y el módulo Bluetooth.

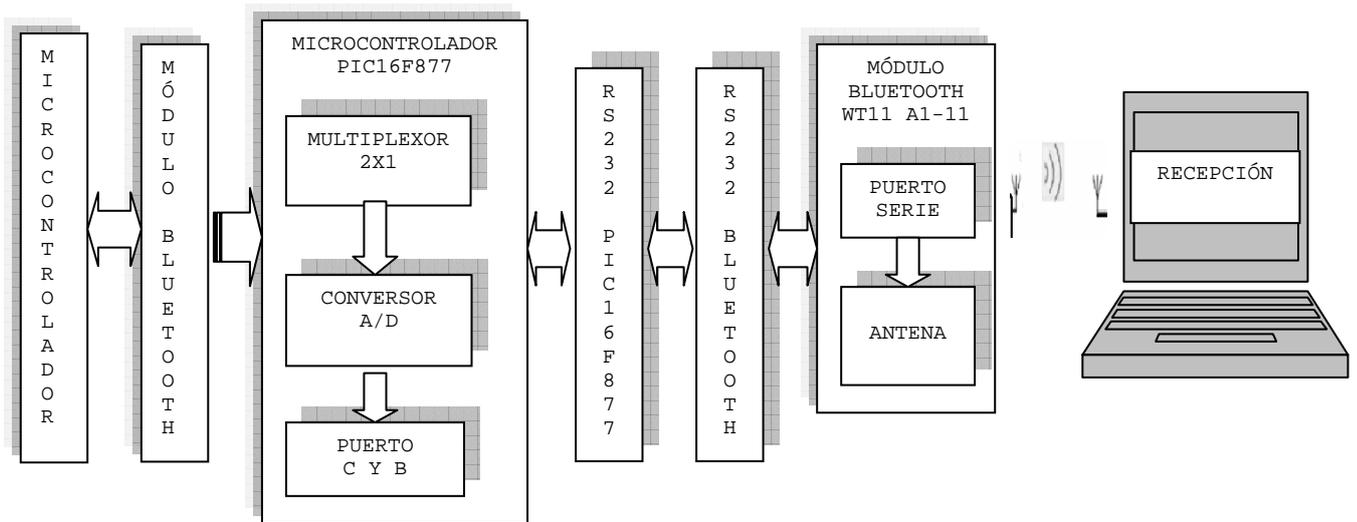


Fig. 5-1. Diagrama de bloque del sistema de Transmisión

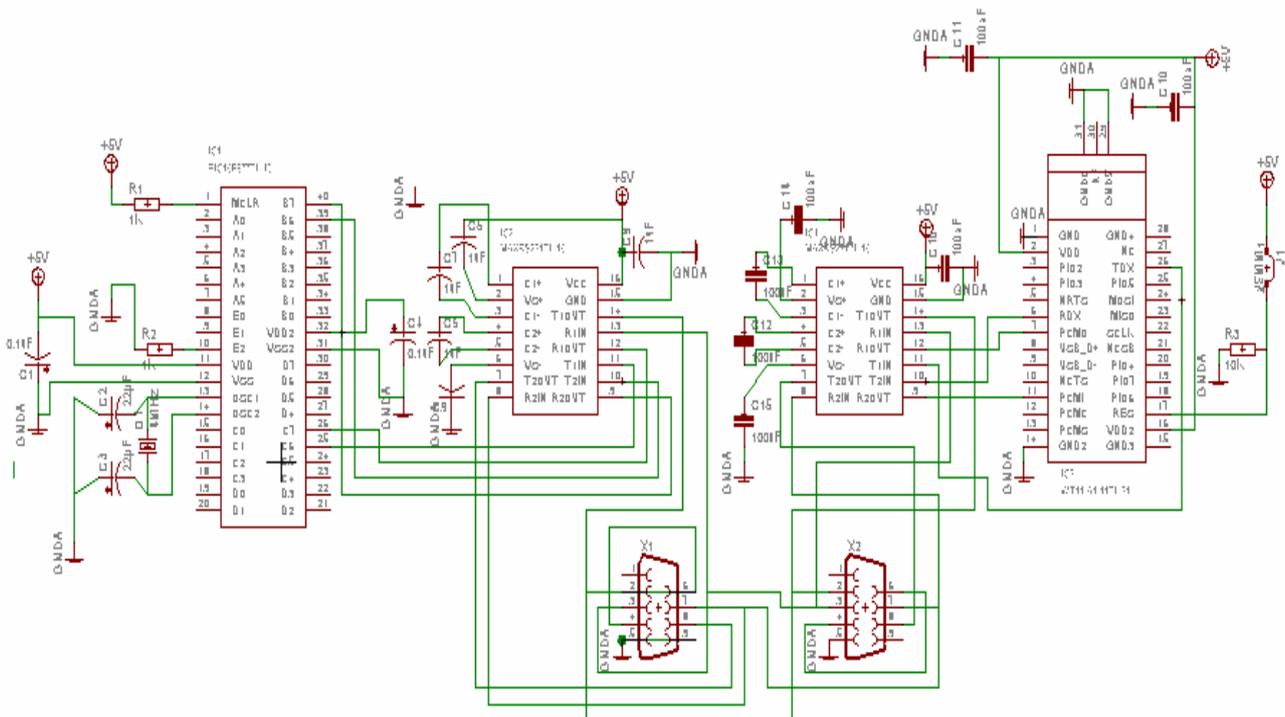


Fig. 5-2. Diagrama Electrónico del sistema de Transmisión

5.1. ESTANDAR DE COMUNICACIONES RS232

La comunicación entre los dispositivos es vital, es por eso que usaremos el estándar RS32 para la comunicación entre el PIC16F877 y el WT11.

El RS232 es un conector DB/9 de 9 pines. Las señales con que trabaja este puerto serie son digitales, de +12V (0 lógico) y -12V (1 lógico), para la entrada y salida de datos, y a la inversa en las señales de control. El estado de reposo en la entrada y salida de datos es -12V. Cada pin puede ser de entrada o de salida, teniendo una función específica cada uno de ellos. Las más importantes son:

Pin	Señal	Función
3	TXD	(Transmitir Datos)
2	RXD	(Recibir Datos)
4	DTR	(Terminal de Datos Listo)
6	DSR	(Equipo de Datos Listo)
7	RTS	(Solicitud de Envío)
8	CTS	(Libre para Envío)
1	DCD	(Detección de Portadora)
5	SG	(Signal Ground)
9	RI	(Ring Indicador)

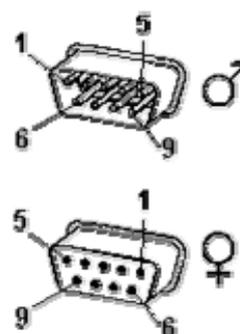


Fig. 5-3 Descripción de los pines del conector DB/9

Para ello usamos el MAX232¹⁵, el cual genera el protocolo de comunicación RS232. Este protocolo especifica las conexiones entre terminales y módems. Un esquema básico para la conexión entre 2 puertos RS232 involucra 3 alambres conectados entre ellos. Dos de estos alambres envían y reciben datos en direcciones opuestas, donde el tercer alambre es el común a tierra. Para evitar que dos dispositivos envíen y reciban datos en la misma línea, los dispositivos se dividen en dos grupos:

- ✓ Los dispositivos que usan el pin 2 como salida son conocidos como DTE (DATA TERMINAL EQUIPMENT)
- ✓ Los dispositivos que usan el pin 2 como entrada son conocidos como DCE (DATA COMMUNICATIONS EQUIPMENT)

¹⁵ Ver información técnica en Anexos

Los dispositivos DTE son llamados maestros y los DCE esclavos.

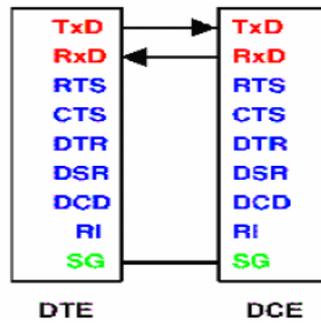


Fig. 5-4 Funcionamiento Básico del RS232

Los dispositivos que usan el protocolo RS232 operan en modo full dúplex, lo que significa que ambos dispositivos pueden transmitir y recibir datos simultáneamente. Los conectores DB/9 tienen la opción de conectar línea de control bajas, que pasan a estado alto cuando cada dispositivo esta listo para transmitir.

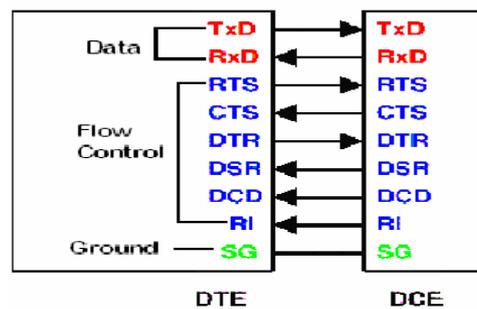


Fig. 5-5 Pines de transmisión del RS323 Full

En primer lugar, el estado del pin de envío mientras no se está enviando es fijo (deber ser '1'). Así, cuando se empieza la transmisión, enviamos un bit de inicio (que es un '0'). Después, se acuerda entre emisor y receptor cuantos bits van a conformar los datos: 5, 6, 7 u 8. Lo normal es 8 (un byte). Se envían respetando los tiempos de cada bit. Una vez enviados los datos, el siguiente bit es opcional y se usa como mecanismo para evitar errores: la paridad. Consiste en un bit que indicar si el número de unos o ceros en los datos es par o impar. Aquí no lo usaremos.

Para terminar, enviamos uno o dos bits de parada, de forma que el pin de transmisión se quede en el nivel lógico '1'. Así, se termina la transmisión de nuestro dato. Nos quedamos con la velocidad (9600 bps), los bits de datos (8bits), la paridad (N) y el bit de stop (1): 9600 8N1

Podemos verlo todo un poco más claro en el siguiente cronograma:

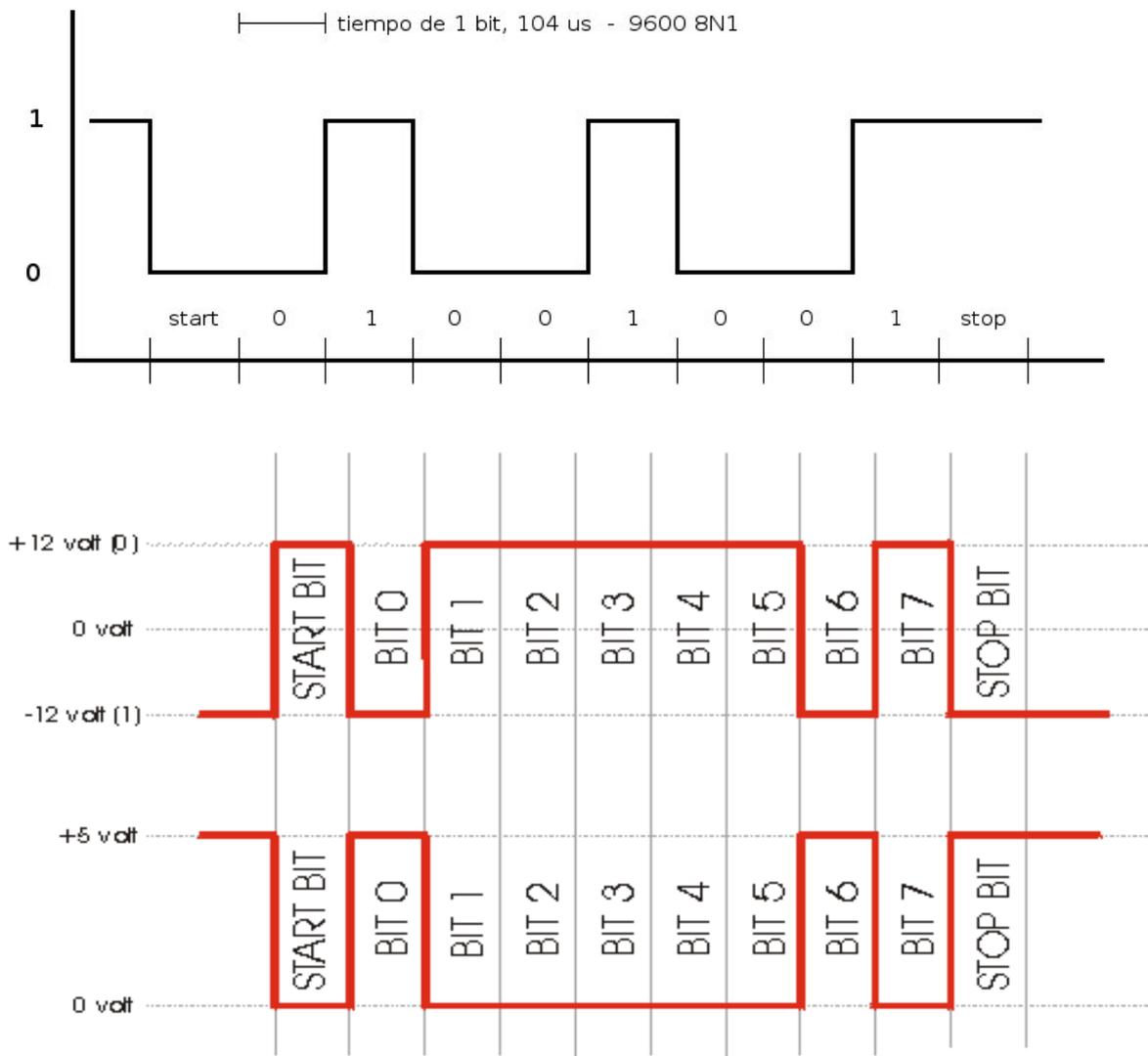


Fig.5-6 Cronograma de las señales de comunicación del protocolo RS232

5.2. MÓDULO BLUETOOTH WT11

En la década de los 90's comenzaron a aparecer algunos standards para interconexión inalámbrica de equipos. Uno de ellos, es Bluetooth. Si bien se trata de un stack de protocolo que requiere una considerable cantidad de recursos del procesador, no necesariamente dicho stack debe correrse en el procesador principal. De igual modo que para Ethernet existe un controlador, y para USB existe una interfaz, para Bluetooth existen módulos, que permiten a cualquier procesador con UART acceder al mundo Bluetooth, mediante SPP (Serial Port Profile), es decir, simulando una conexión serie.

Los módulos contienen un procesador con todo el stack Bluetooth, el cual se encarga de todas las tareas relacionadas con éste; el procesador principal lo controla mediante comandos AT extendidos, a través de un puerto serie. Según el módulo, existe además una cantidad de pines de I/O adicionales, que pueden ser controlados mediante los mismos comandos. Los módulos funcionan a 3,3V e incluyen la RF y una antena integrada.

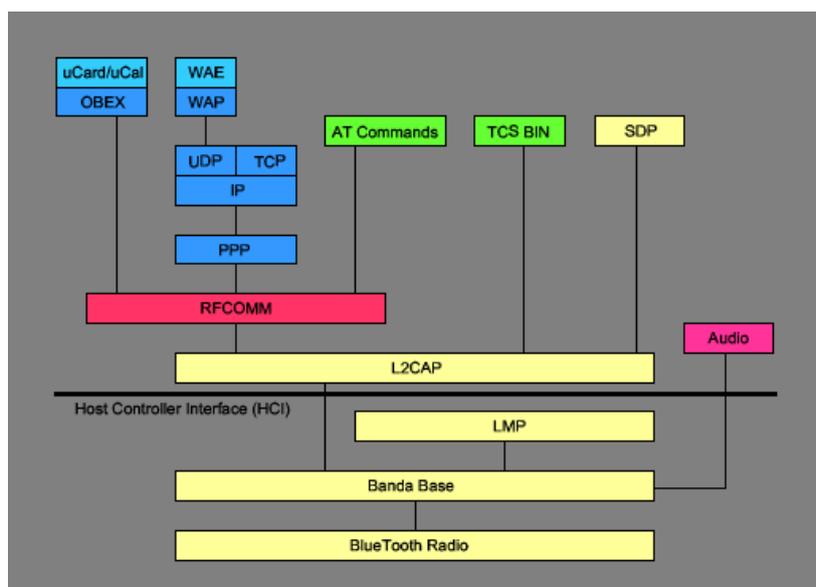


Fig. 5-7 Stacks de protocolos Bluetooth

La Figura 5.7 muestra los stacks de protocolos de Bluetooth. En la especificación Bluetooth se especifican las siguientes:

Radio. Describe los requisitos necesarios para un módulo Bluetooth operando en la banda de frecuencia de 2,4 GHz.

Banda base. Se especifica el controlador de enlace Bluetooth (BLC), que se encarga de implementar los protocolos de la banda base y otras rutinas de enlace a bajo nivel. En esta capa se definen los protocolos de autenticación y encriptación utilizados por Bluetooth.

LMP. Acrónimo en inglés de *Link Manager Protocol*, es el encargado de establecer y controlar los enlaces con otros dispositivos Bluetooth.

HCI. Siglas de *Host Controller Interface*, esta capa proporciona una interfaz de comandos para poder comunicar con el LMP y banda base, y permite ver el estado del hardware y los registros de control.

L2CAP. Es el *Logical Link Control and Adaptation Protocol*, da soporte para protocolos de multiplexado de alto nivel, segmentación y reensamblado de paquetes y acuerdo de la calidad de la comunicación.

RFCOMM. Este protocolo emula puertos serie sobre la capa anterior L2CAP. Sobre este protocolo puede ir el protocolo PPP (*Point-to-Point Protocol*), que da acceso a su vez a TCP/IP, proporcionando de esta manera la posibilidad establecer una comunicación estándar basada en este último.

SDP. Acrónimo de *Service Discovery Protocol*, proporciona los medios para que las aplicaciones puedan obtener los servicios que estén disponibles en la red Bluetooth. También permite obtener las características de dichos servicios.

Para la programación de la transmisión Bluetooth, el módulo cuenta con el protocolo iWRAP¹⁶. El programa se encuentra almacenado en la memoria flash del módulo.

El **WT11** implementa el estándar SPP (puerto serie) de Bluetooth. El módulo se comporta como un puerto serie esclavo detectable por cualquier dispositivo Bluetooth maestro. Cuando es detectado el módulo pregunta por una contraseña (PIN) y si ésta es correcta se establece una comunicación transparente cifrada por el estándar Bluetooth.

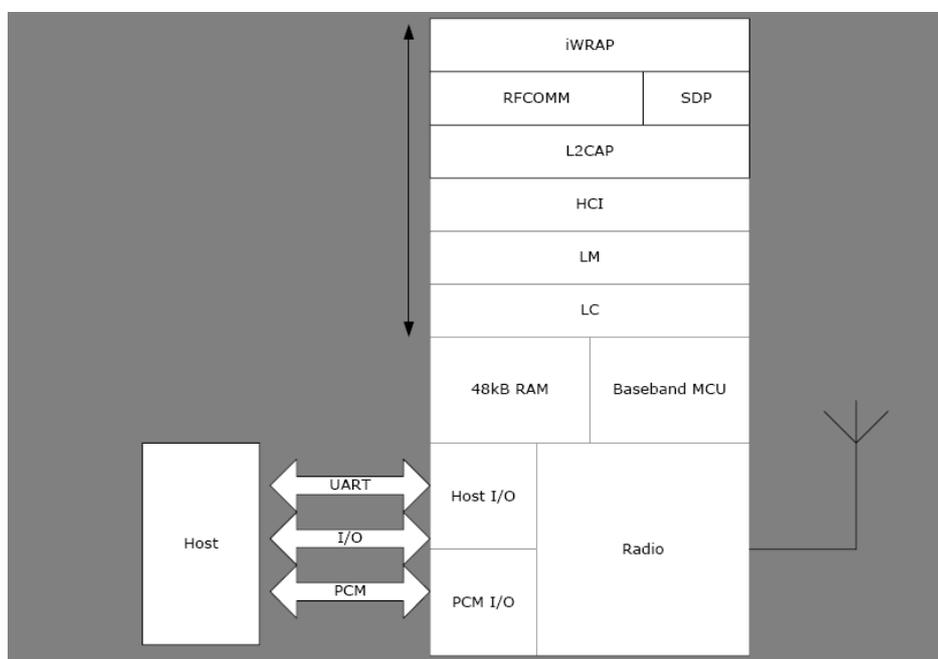


Fig. 5-8 Stack iWRAP que utiliza WT11

¹⁶ iWRAP software o protocolo de comunicación, configura la programación de Bluetooth

El módulo Bluetooth WT11, posee sencillez y bajo consumo. Además si tiene implementada la especificación RFCOMM y pertenece al perfil SPP es posible utilizar el protocolo PPP y sobre éste último TCP/IP. Las principales características de éste módulo son:

- ✓ Bluetooth clase 1
- ✓ 8 Mbits de memoria Flash
- ✓ iWrap. interfaz de comandos para acceder a Bluetooth
- ✓ Puerto serie conforme al perfil Bluetooth SPP, velocidad de hasta 2-3Mbps, protocolo hardware/software.
- ✓ Voltaje de alimentación: entre 3.2-3.4V
- ✓ Rango de operación: 100 m.
- ✓ Consumo aproximado: 1,8 mA en Stand by, 60,9 mA emitiendo.
- ✓ Frecuencias de emisión: de 2.400 MHz hasta 2.483,5 MHz.
- ✓ Programable mediante comandos estándar AT.
- ✓ Conexión UART y RS-232.



Fig. 5-9 Aspecto del módulo WT11

5.3. COMUNICACIÓN ENTRE PIC16F877 Y EL WT11

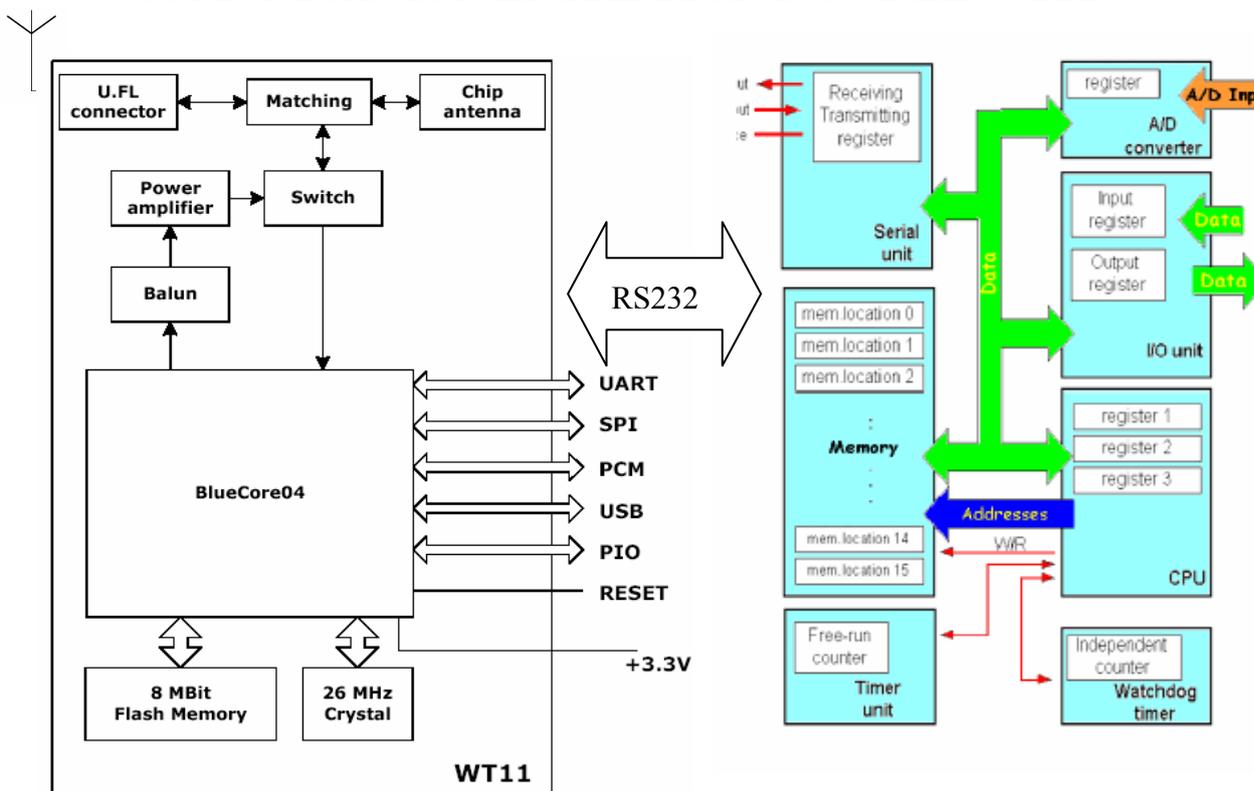


Fig. 5-10 Diagrama de bloques entre el WT11 y PIC16F877

5.3.1. CONFIGURACIÓN DE LA TRANSMISIÓN

El protocolo de comunicación RS232, es el encargado de transferir la información entre el PIC16F877 y el módulo WT11. Se configura por medio de hardware y el programa de recepción de datos de la computadora.

El programa de recepción de datos, es el que maneja el protocolo de la comunicación, se enlaza con el módulo WT11, para que se inicie la comunicación con el PIC y empezar la transferencia de los datos¹⁷. Una vez iniciada la comunicación entre ellos, las señales de los signos vitales, son visualizadas en el programa.

Para la transferencia de datos, el microcontrolador PIC posee dos formas de configurar la comunicación serial dentro del módulo RC40¹⁸ (Ver figura 5-11), el cual proporciona el hardware para poder usar los puertos de comunicación serial de la siguiente manera:

¹⁷ Ver información en el Capítulo 6

¹⁸ Ver información en Anexos

- ✓ Serial síncrona (MSSP)¹⁹, que se caracteriza porque los pulsos de sincronización deben ser transmitidos a lo largo de la línea de comunicación entre el transmisor y el receptor, además determina la comunicación entre Maestro y Esclavo.
- ✓ Serial asíncrona, en este tipo de comunicación tanto el transmisor como el receptor tienen incluido el reloj de sincronización de tal forma que no se transmite a lo largo de la línea de comunicación.

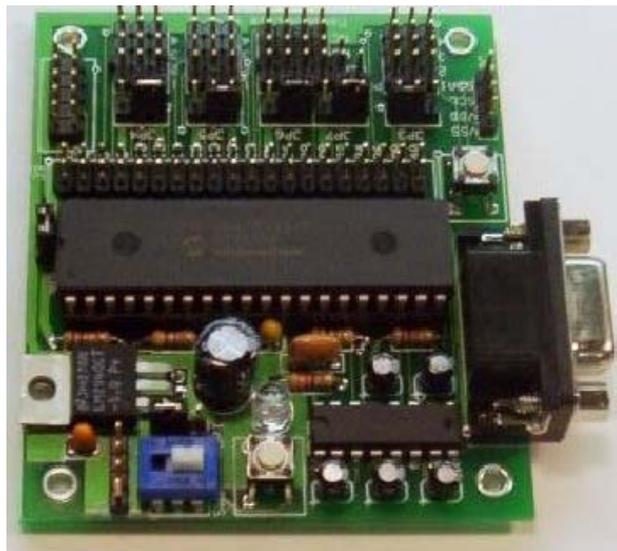


Fig. 5-11 Tarjeta RC40 Robot Controller

El tipo de comunicación que usamos para nuestro proyecto es serial asíncrona, que es la que usa el protocolo RS232. Para la transferencia de datos, tanto con el WT11 y el PIC están configurados como DCE y la PC como DTE²⁰. Para poder usar este tipo de comunicación es necesario programar la UART²¹ del PIC, que se encuentra dentro del módulo USART²², en la tarjeta RC40.

Las funciones principales de la UART son de manejar las interrupciones de los dispositivos conectados al puerto serie y de convertir los datos en formato paralelo, transmitidos al bus de sistema, a datos en formato serie, para que puedan ser transmitidos a través de los puertos y viceversa.

¹⁹ MSSP: The Master Synchronous Serial Port

²⁰ Ver Subtitulo 5.1

²¹ UART (Siglas en Ingles): Receptor - transmisor Universal Asíncrono

²² USART(Siglas en Ingles)Receptor-transmisor Universal Síncrono Asíncrono o también conocido como Interfas de Comunicación serial o SCI en Ingles.)

5.3.1.1. PASOS PARA CONFIGURAR LA USART Ó SCI

1. Módulo en modo asíncrono, transmitiendo 8 bits y transmisión con velocidad alta-> TXSTA²³

TXSTA: TRANSMIT STATUS AND CONTROL REGISTER (ADDRESS 98h)

R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	U-0	R/W-0	R-1	R/W-0
CSRC	TX9	TXEN	SYNC	—	BRGH	TRMT	TX9D
bit 7						bit 0	

2. Se habilitan los pines del puerto serie, recibiendo 8 bits y con recepción continua -> RCSTA²⁴

RCSTA: RECEIVE STATUS AND CONTROL REGISTER (ADDRESS 18h)

R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R-0	R-0	R-x
SPEN	RX9	SREN	CREN	ADDEN	FERR	OERR	RX9D
bit 7						bit 0	

3. Generador de baudios configurado para 57,600 con velocidad alta (high baud rate) -> SPBRG²⁵. partiendo del reloj de 4 MHz disponible en el microcontrolador.

SYNC	BRGH = 0 (Low Speed)	BRGH = 1 (High Speed)
0	(Asynchronous) Baud Rate = $F_{osc}/(64(X+1))$	Baud Rate = $F_{osc}/(16(X+1))$
1	(Synchronous) Baud Rate = $F_{osc}/(4(X+1))$	N/A

X = value in SPBRG (0 to 255)

$$Vel.transmisión(57,600baudios) = \frac{F_{osc}}{16(X+1)}$$

4. Carga en el registro SPBRG -> X sustituyendo el valor de la frecuencia del oscilador $f_{osc} = 4\text{MHz}$, se obtiene: $X = 3.34$, cargando 3 en SPBRG la velocidad real de transmisión sería 62,500 baudios (error relativo de 0,3%)
5. Se habilitan interrupciones en el momento en que se complete una recepción: máscara particular (RCIE en PIE) a 1 y máscara global y de periféricos (PEIE, GIE) en INTCON
6. Se programa el TMR0 con preescaler de 256 para realizar las temporizaciones que permitan la grabación interna en la EEPROM una vez que se envíe el bit de STOP.

²³ Registro de Transmisión

²⁴ Registro de Recepción

²⁵ Registro de la velocidad de transmisión

5.3.1.2. COMUNICACIÓN SERIE

Serie nos indica *uno detrás de otro*, y en efecto, cuando transmitimos algo en serie, lo hacemos bit a bit. En el caso del PIC, si queremos transmitir algo, hemos de usar uno de los pines configurado como salida. Para transmitir un '1' lógico, ponemos el pin en nivel alto (+5V por ejemplo) y si queremos enviar un '0', ponemos el pin en nivel bajo (cerca del nivel GND). Usamos 2 pines del puerto C para la comunicación, PC7 como RX y PC6 como TX. Así, variando en el tiempo el estado del pin, podemos enviar todos los datos que queramos.

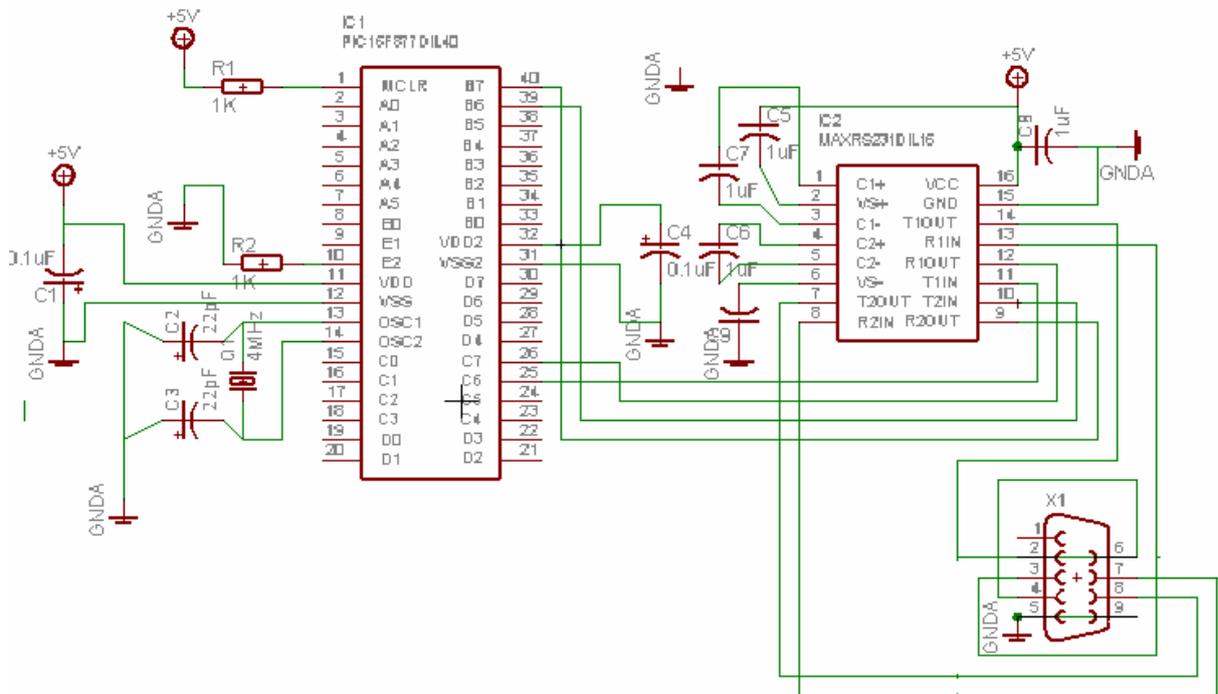


Fig. 5-12 Esquema Electrónico entre el PIC16F877 y MAX232

Así, tenemos diferentes velocidades 'estándar': 600, 1200, 2400... En nuestro caso usamos 57600 bps.

En primer lugar, el estado del pin de envío mientras no se está enviando es fijo (deber ser '1'). Así, cuando se empieza la transmisión, enviamos un bit de inicio (que es un '0'). Después, se acuerda entre emisor y receptor cuantos bits van a conformar los datos: 5, 6, 7 u 8. En nuestro caso es 8 (un byte). Se envían respetando los tiempos de cada bit. Una vez enviados los datos, el siguiente bit es opcional y se usa como mecanismo para evitar

5.4. SOFTWARE DE TRANSMISIÓN

El software de transmisión, es el encargado de manejar el protocolo de comunicación por hardware, debido a que el microcontrolador PIC no cuenta con una UART compleja. La UART del PIC solo maneja dos señales, TX y RX, no posee el RTS y CTS, estas dos últimas son utilizadas por el protocolo Handshaking²⁶, que es el que posee la PC. El programa²⁷ en el PIC se encarga de generar las señales RTS y CTS, para poder usar el protocolo Handshaking. Para esto hacemos uso de dos pines del Puerto B, usando el PB6 como RTS y PB7 como CTS.

El Programa del Protocolo Handshaking realiza las siguientes funciones:

- ✓ Client Hello: El cliente se presenta (WT11). Le pide al servidor (Microcontrolador PIC) que se presente (certifique quien es) y le comunica que algoritmos de encriptación soporta y le envía un número aleatorio para el caso que el servidor no pueda certificar su validez y que aun así se pueda realizar la comunicación segura.
- ✓ Server Hello: El PIC se presenta. Le responde al WT11 con su identificador, su llave pública, el algoritmo que se usará, y otro número aleatorio.
- ✓ Aceptación del cliente: El WT11 recibe el identificador digital del PIC, usando la llave pública también recibida
- ✓ Verificación: Ahora tanto el WT11 y el PIC conocen la llave aleatoria. Para asegurar que nada ha cambiado, ambas partes se envían las llaves. Si coinciden, el Handshake concluye y comienza la transmisión.

En nuestro caso la llave que se maneja es la palabra JESSY. Si el PIC la reconoce, desde ese momento los datos son transmitidos al el módulo WT11.

El módulo WT11 a diferencia del PIC, si cuenta con una UART compleja que maneja las cuatro señales, TX, RX, RTS, CTS. No necesita ser programada.

²⁶ Handshaking : Apretón de manos

²⁷ Ver código de programa en Anexos

Capítulo 6

6. SOFTWARE DEL SISTEMA.

6.1. PROTOCOLO DE RED TCP/IP

Es un protocolo ARPA²⁸ que proporciona transmisión fiable de paquetes de datos sobre redes. El nombre TCP / IP Proviene de dos protocolos importantes de la familia, el Transmission Control Protocol (TCP) y el Internet Protocol (IP). Todos juntos llegan a ser más de 100 protocolos diferentes definidos en este conjunto.

FTP, SMTP, TELNET	SNMP, X-WINDOWS, RPC, NFS
TCP	UDP
IP, ICMP, 802.2, X.25	
ETHERNET, IEEE 802.2, X.25	

Fig. 6-1 Protocolos TCP/IP

Una red TCP/IP transfiere datos mediante el ensamblaje de bloques de datos en paquetes, cada paquete comienza con una cabecera que contiene información de control; tal como la dirección del destino, seguido de los datos. Cuando se envía un archivo por la red TCP/IP, su contenido se envía utilizando una serie de paquetes diferentes. El Internet protocol (IP), un protocolo de la capa de red, permite a las aplicaciones ejecutarse transparentemente sobre redes interconectadas. Cuando se utiliza IP, no es necesario conocer que hardware se utiliza, por tanto ésta corre en una red de área local que es nuestro caso.

El Transmisión Control Protocol (TCP); un protocolo de la capa de transporte, asegura que los datos sean entregados, que lo que se recibe, sea lo que se pretendía enviar y que los paquetes que sean recibidos en el orden en que fueron enviados. TCP terminará una conexión si ocurre un error que haga la transmisión fiable imposible

Para que la transmisión TCP/IP de nuestro prototipo esté activa, es necesario que el terminal o cliente cuente con los siguientes requisitos:

²⁸ ARPA: Agencia de programas avanzados de investigación

1. Obtener la dirección IP pública del Servidor y el password de la base de datos, que en nuestro caso es “tesis”.
2. Instalar las siguientes utilidades en el sistema remoto el Cliente:
 - ✓ Conector de MySQL²⁹
 - ✓ Programa de Visualización del historial del paciente. El programa se encarga de realizar la configuración y ejecución para TCP/IP.
3. Conectarse a la red existente LAN.
4. Si la red tiene acceso a Internet, los datos pueden ser visto por cualquier computadora dentro de la red.(Dependerá en gran medida de las configuración del firewall que tenga la red a usar)

La condición de open source de MySQL, hace que su utilización sea gratuita e incluso se pueda modificar con total libertad, pudiendo descargar su código fuente.[21]

También es necesario que el servidor posea instalado el servidor de MySQL, para configurar la base de datos, que el cliente puede accederla usando TCP/IP

A continuación se muestra el diagrama de bloque del sistema de recepción y acceso de los signos vitales a la red usando TCP/IP.

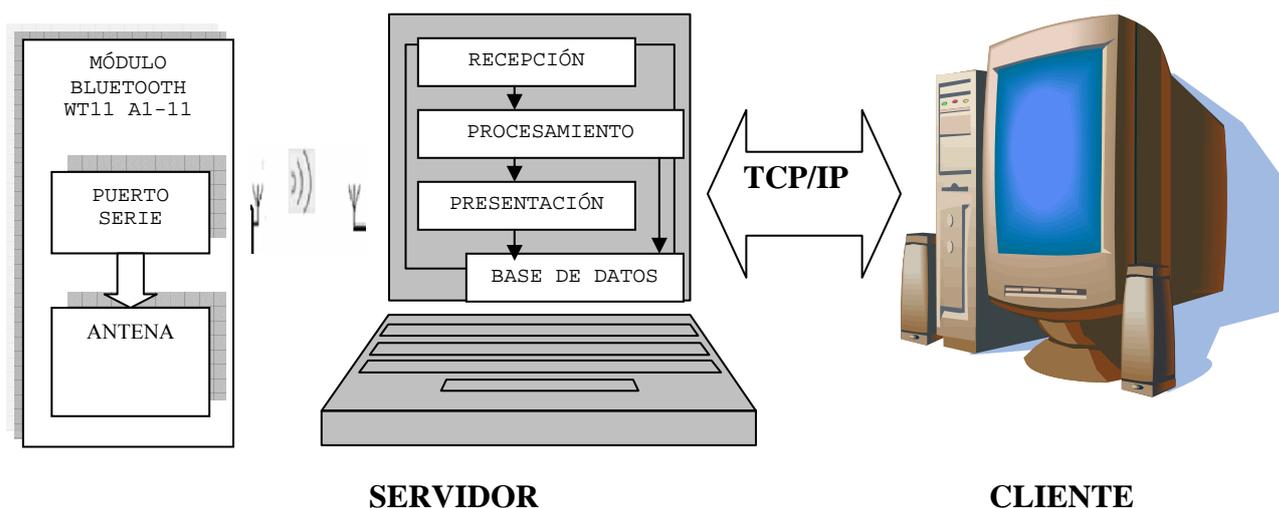


Fig. 6-2. Diagrama de bloque del sistema de Recepción y acceso TCP/IP.

²⁹ MySQL: Sistema de Gestión de Base de Datos.

6.2. FLUJOGRAMA DEL SOFTWARE DEL SISTEMA³⁰

El flujoograma del sistema, muestra como están relacionaos los subsistemas de Adquisición, Transmisión, Recepción y Acceso de datos entre si. Además el flujoograma se divide en cuatro partes que trabajan en paralelo, que corresponden a cada uno de los subsistemas del sistema.

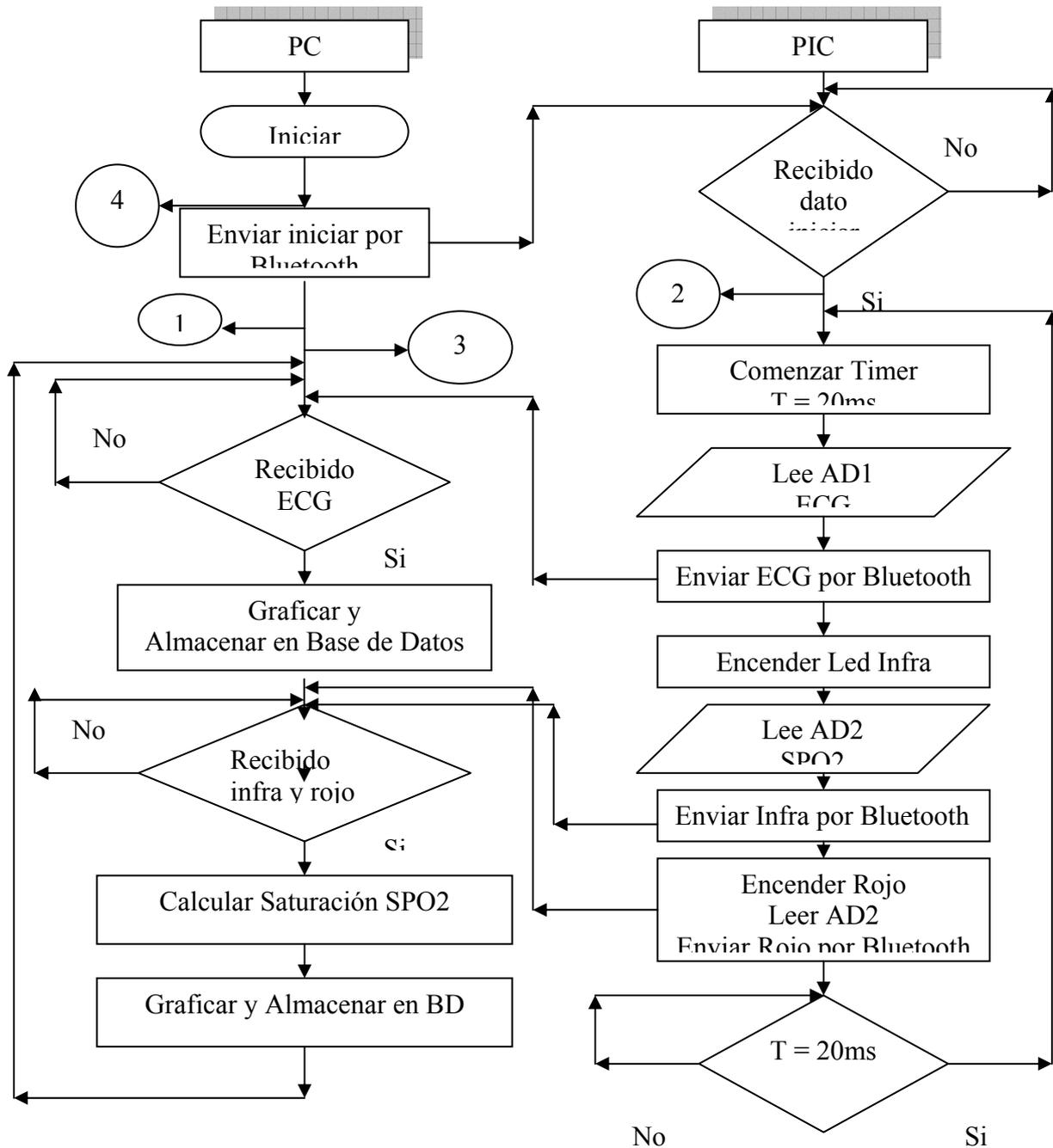


Fig. 6-3 Flujoograma de Sistema # 1

³⁰ Ver código de programa en Anexos

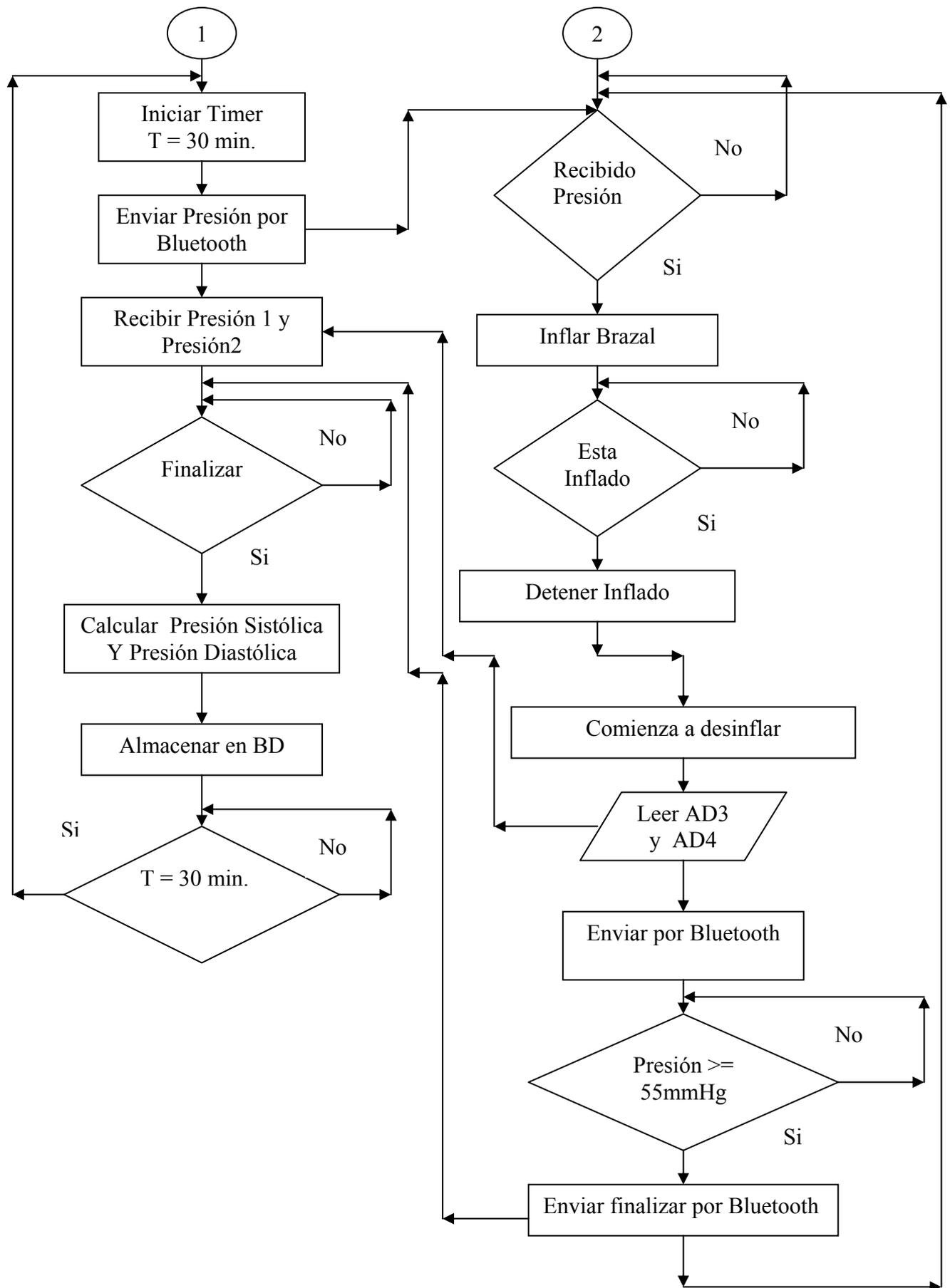


Fig. 6-4 Flujoograma de Sistema #2

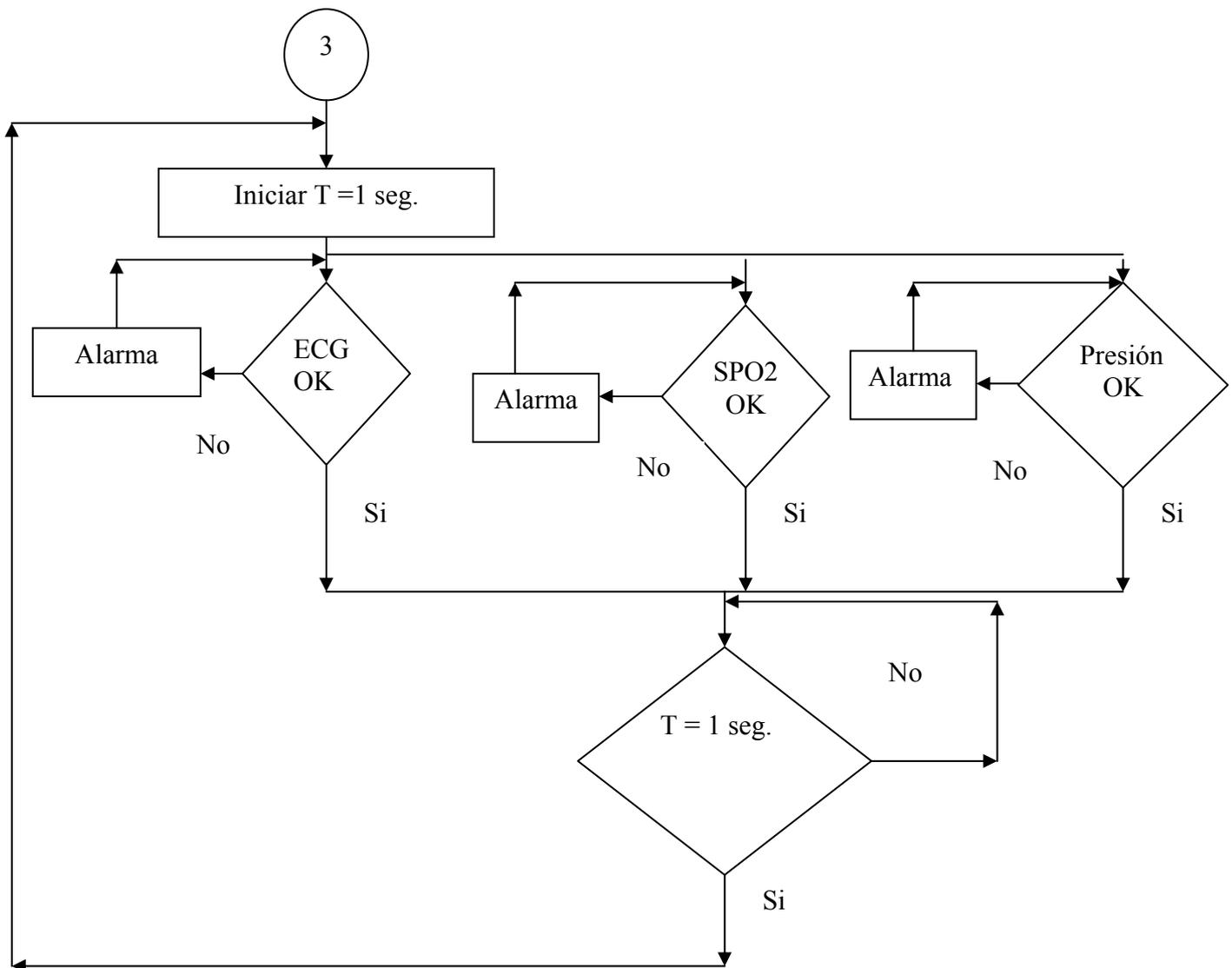


Fig. 6-5 Flujoograma de Sistema #3

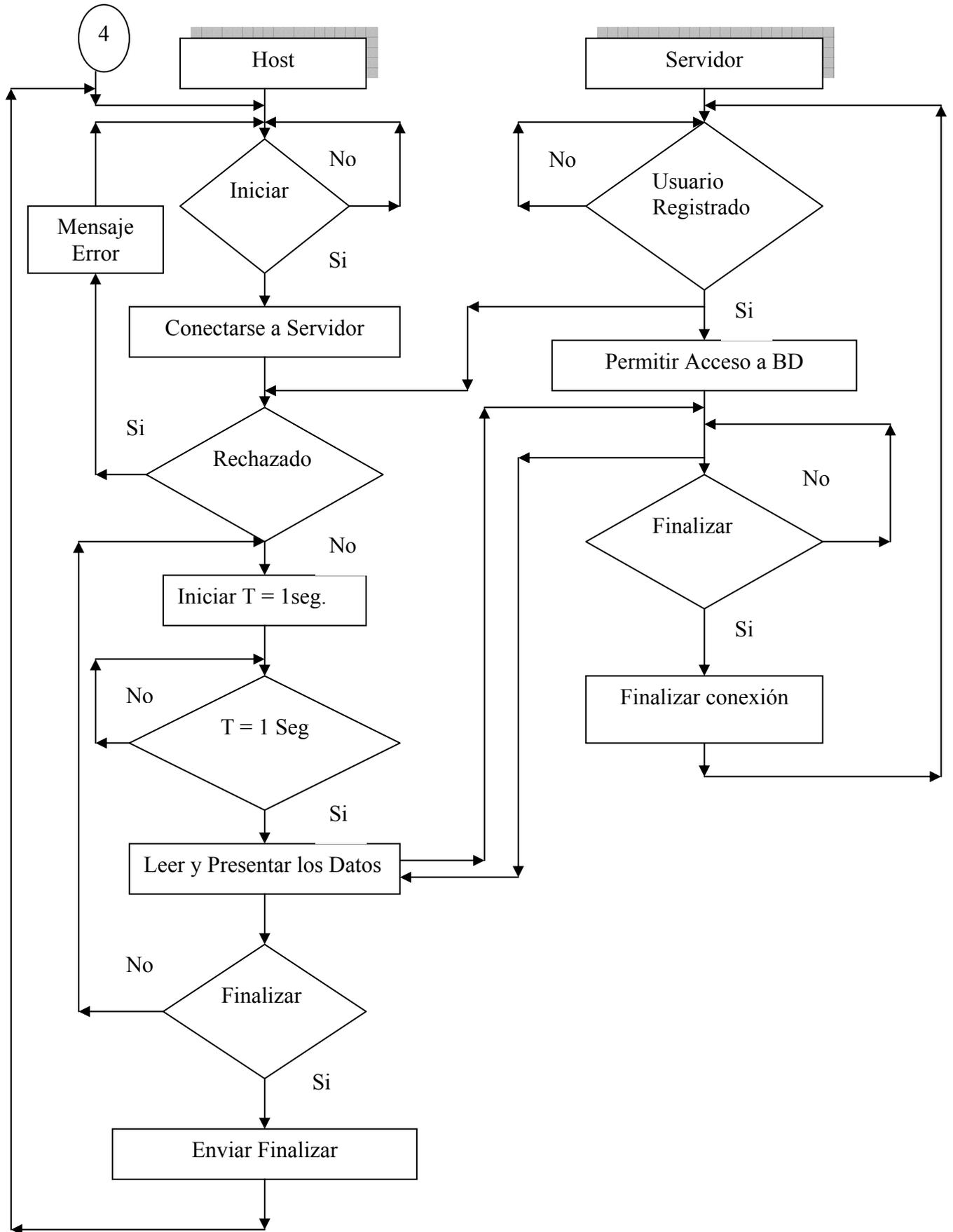


Fig. 6-6 Flujoograma de Sistema #4

CAPITULO 7

7. RESULTADOS DEL PROTOTIPO

7.1. VISUALIZACIÓN DE DATOS ADQUIRIDOS

El programa cuenta con una interfaz sencilla, con la cual se demuestra la adquisición de la señal cardiaca (ECG) y de saturación de oxígeno (SPO2) vía Bluetooth.

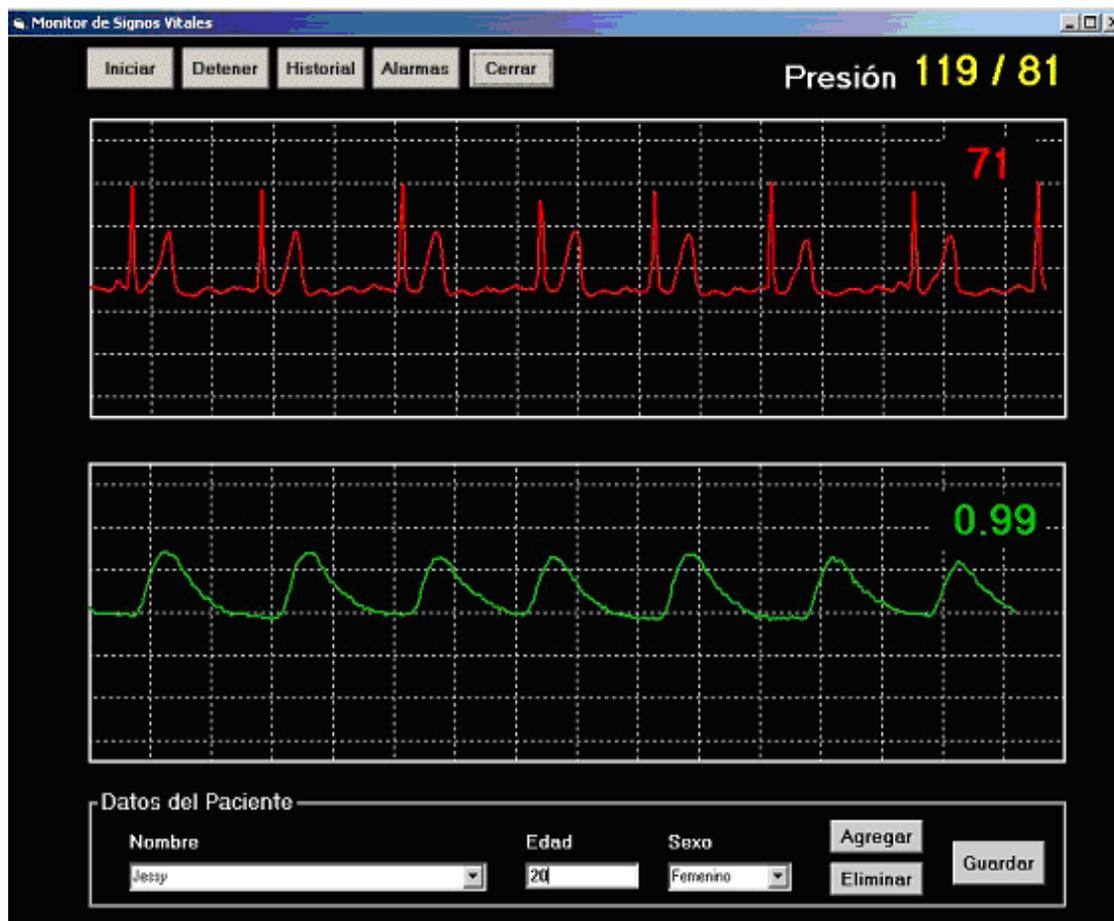


Fig. 7-1 Interfaz Gráfica de Usuario en el Servidor.

El programa operara de dos formas:

- ✓ Cuando el programa se inicia, muestra una interfaz de visualización (Ver figura 7-2), donde el botón iniciar esta deshabilitado, por el hecho de que no se ha iniciado la conexión vía Bluetooth. El programa permite consultar el historial de datos del paciente sin estar conectado al sistema de adquisición de signos vitales. El servidor debe tener instalado el MySQL de de base de datos.

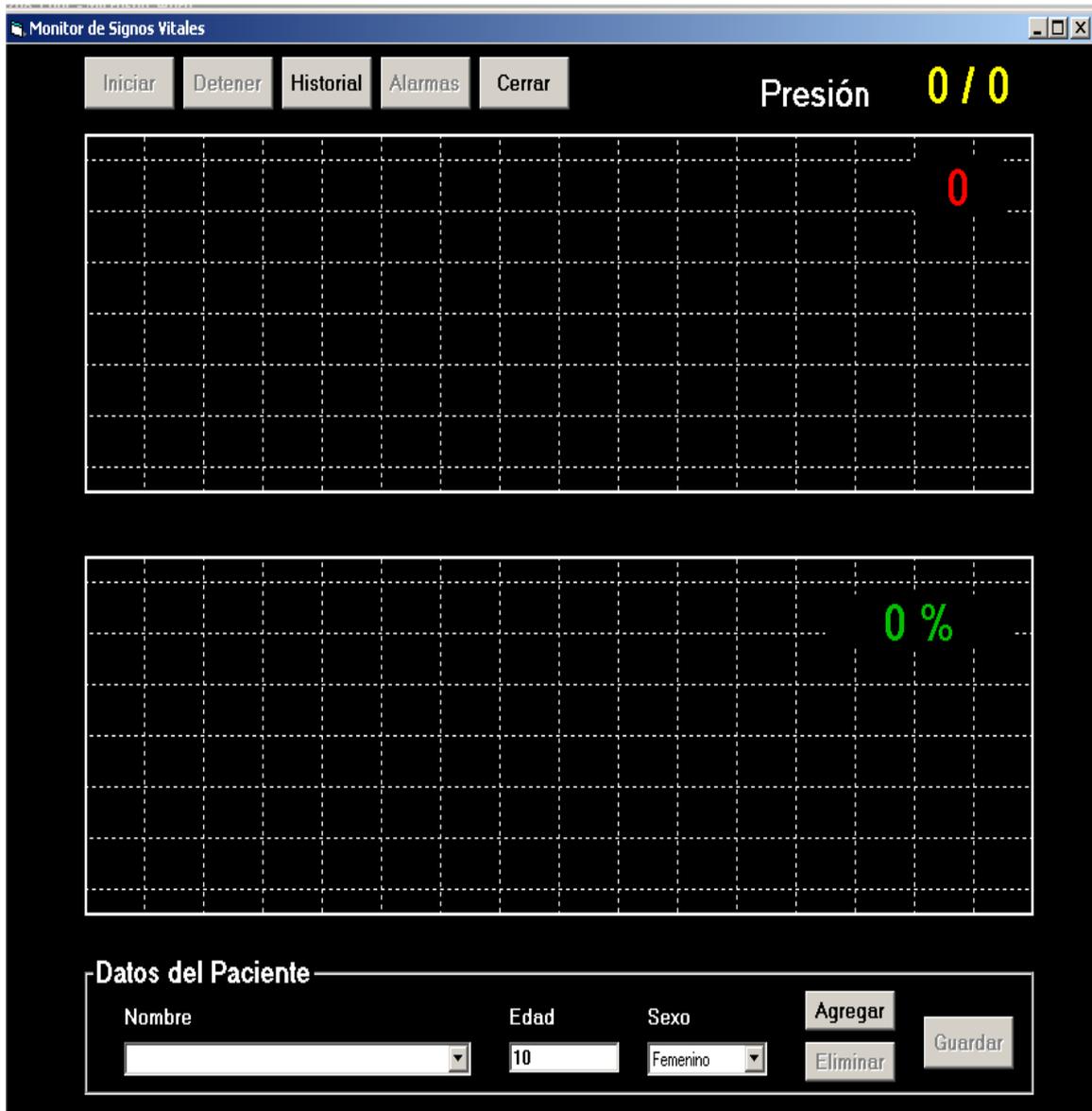


Fig. 7-2 Interfaz Gráfica de Usuario en el Servidor cuando inicia el Programa.

- ✓ Para iniciar la captura de datos, introducimos el nombre, edad y sexo del paciente que se monitoriza; el botón de inicio se habilita (Ver figura 7-3), y se procede a la captura de datos. El servidor debe tener instalado el programa de adquisición de signos vitales vía Bluetooth.

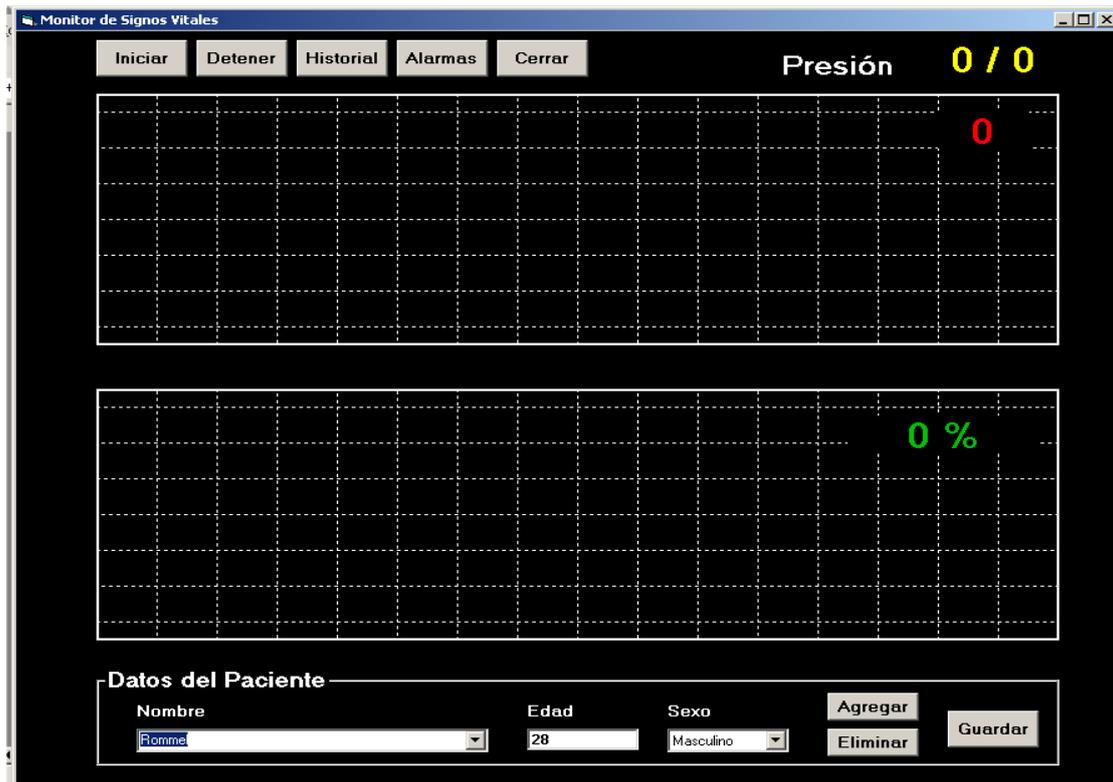


Fig. 7-3 Interfaz Gráfica de Usuario en el Servidor cuando inicia el Programa

La Interfaz cuenta con las siguientes partes:

- Visualización de las señales y medición: Como puede apreciar, muestra:
 - ✓ Señal del ECG (Color Rojo) con su respectivo valor de Frecuencia cardiaca
 - ✓ Señal de SPO2 (Color Verde) con su respectivo valor de Saturación de Oxígeno
 - ✓ El Valor de la Presión sanguínea, que es la relación de la Presión Sistólica/Presión Diastólica (Color Amarillo), en la esquina superior derecha.
- Ingresar datos generales del Paciente: como puede observar en la parte inferior de la pantalla, solo se digitaran 3 datos del paciente: Nombre, Edad y Sexo, que son almacenados en la base de datos.
- Botones de Aplicaciones: Donde

Iniciar

: Inicio de la adquisición de los signos vitales.

Detener : Fin de la adquisición de los signos vitales.

Historial : Muestra el historial del paciente, el comportamiento de los signos vitales que se almacenan en la base de datos. El historial es visto por el usuario del servidor de dos diferentes formas:

- ✓ Cuando no esta conectado con el sistema de adquisición de signos vitales: donde puede consultar los datos ya almacenados del paciente y selecciona el periodo de monitorización.
- ✓ Cuando el botón **Historial** es presionado (Ver figura 7.4), para ver la tendencia de los signos vitales medido, se introduce el nombre del paciente, la fecha junto con el periodo de monitorización y luego presionar **Graficar**.

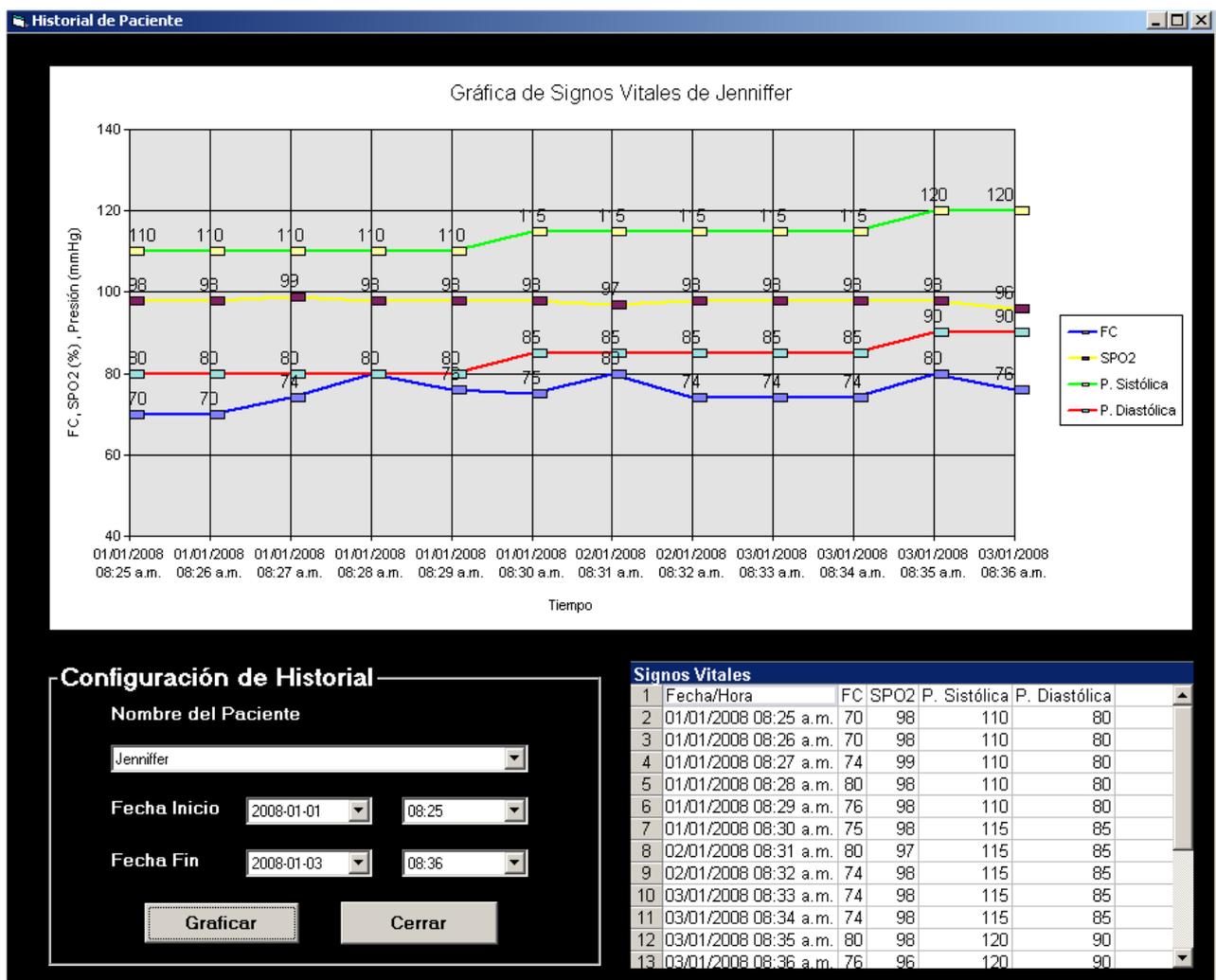


Fig. 7-4 Interfaz Gráfica de Usuario del Historial Cuando no esta Conectado.

- ✓ Cuando esta conectado al sistema de adquisición de signos vitales, la pantalla de visualización cambia (Ver figura 7.5), donde los datos se actualizan dependiendo del signo vital.

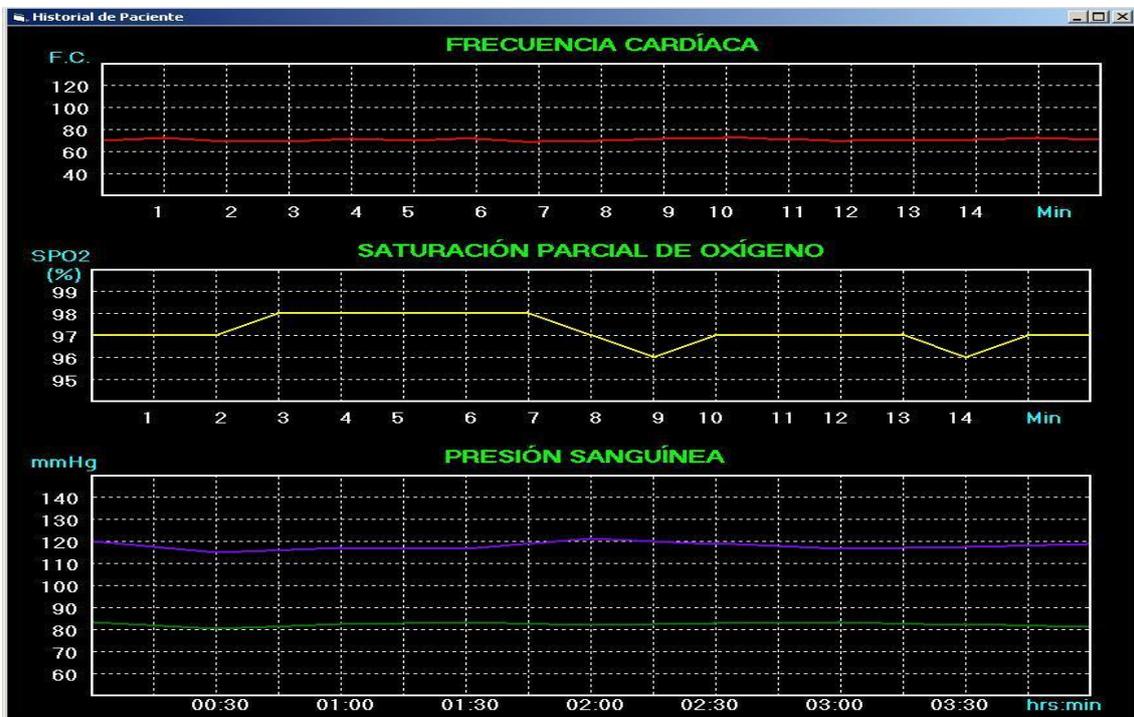


Fig. 7-5 Interfaz Gráfica del Historial del Paciente.

Alarmas

: Permite modificar los valores pre-determinados de los máximos y mínimos de los signos vitales, para que se activen las alarmas, como se muestra a continuación:

The screenshot shows a dialog box titled 'Establecer alarmas' with several input fields for setting alarm thresholds. The fields are:

- Valor Mínimo de SPO2 (Ej. 95): 95
- Valor Mínimo de F.C. (Ej. 40): 40
- Valor Máximo de F.C. (Ej. 100): 100
- Valor Mínimo de P. Sistólica (Ej. 90): 90
- Valor Máximo de P. Sistólica (Ej. 140): 140
- Valor Mínimo de P. Diastólica (Ej. 60): 60
- Valor Máximo de P. Diastólica (Ej. 100): 100

At the bottom of the dialog box are two buttons: 'Cancelar' and 'Ok'.

Fig. 7-6 Interfaz grafica para establecer las alarmas

Si se presiona botón , los valores introducidos no son tomados en cuenta, y se dejan los valores anteriormente establecidos. Si se presiona el botón , los valores anteriormente establecidos son cambiados por los nuevos valores introducidos.

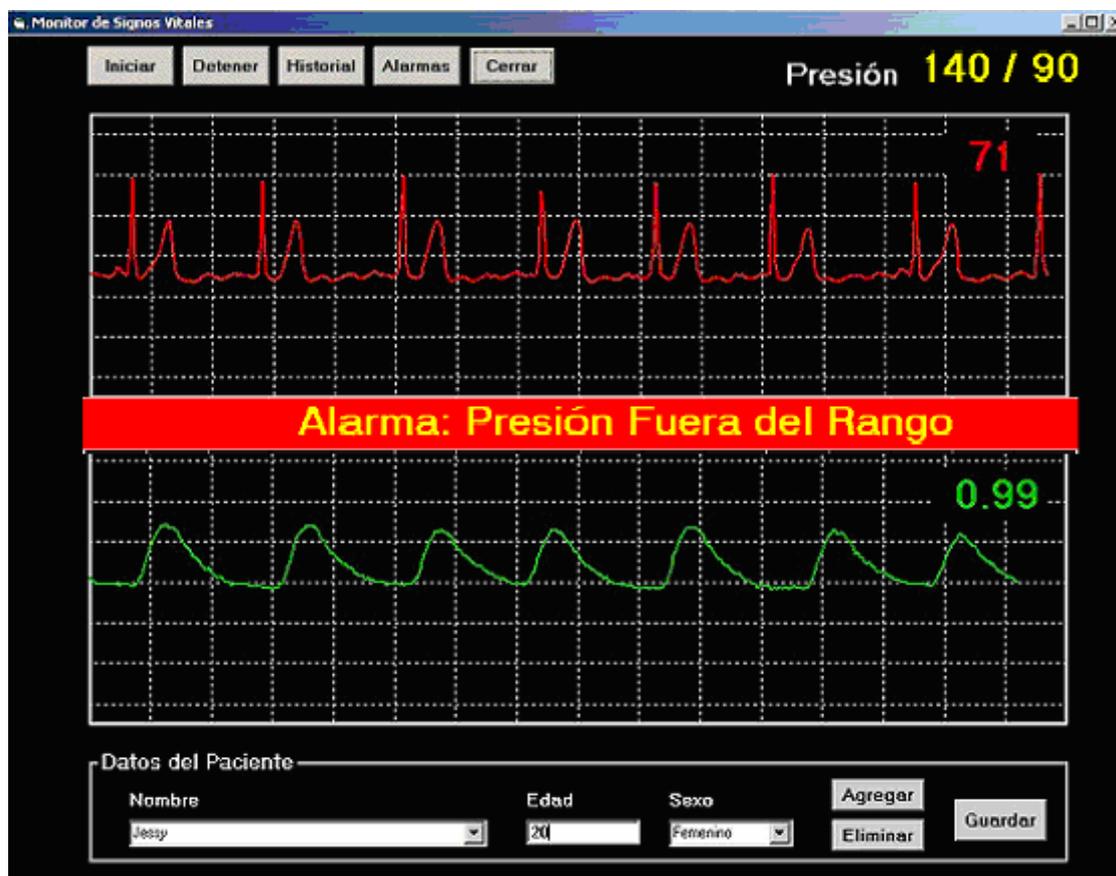


Fig. 7-7 Interfaz grafica del mensaje de alarma

Una vez establecidos los valores en los cuales se activan las alarmas y el programa registre esos valores aparece en la pantalla un mensaje diciendo “Valor fuera del rango” y un sonido de alarma. Para todos los valores introducidos como máximos y mínimos aparece el mismo mensaje, solo que dependiendo del de signo vital detectado fuera del rango, cambia el nombre del signo vital que produce la alarma, y el valor de la medición cambiara de color y emite un sonido (Ver figura 7-7).

: Cancela la Ejecución del Programa del Sistema.

: Permite introducir los datos del paciente. El cursor se coloca dentro del campo de dato a ingresar.

: Permite borrar o modificar los datos del paciente.

Guardar : Guarda los datos del paciente en la base de datos.

Los valores de la frecuencia cardiaca, saturación de oxígeno y presión sanguínea, son almacenados en la base de datos, desde el momento que se presiona el botón **Iniciar**

La Base de datos es creada en MySQL, y el programa en Visual Basic 6.0, contiene los comandos que hacen posible esta operación.

id_paciente	paciente	sexo	edad
1	Jennifer	Femenino	15
2	Yo	Masculino	21
3	Jessy	Femenino	2
4	Michelle	Femenino	3
*	(NULL)	(NULL)	(NULL)

id_sigmos2	id_pacientel	hora	dia	ox	frec
*	1	1:30	10	98	70

id_pres	id_pacientel	dia	hora	sistolica	diastolica
*	1	10	1:30	110	80

Fig. 7-8 Interfaz Gráfica de la Base de Datos del Paciente

En el usuario remoto (Cliente), se usa otra tipo de interfaz gráfica para visualizar los datos adquiridos, debido a que solo los valores de frecuencia cardiaca, saturación de oxígeno y presión sanguínea son accesados por TCP/IP.

Fig. 7-9 Interfaz Gráfica del Usuario Remoto (Cliente)

Los botones de aplicaciones en esta interfaz usuario cliente, tienen las mismas funciones de la interfaz de usuario servidor.

7.2. ARMADO DEL CIRCUITO ELECTRÓNICO

Luego de haber recopilado información sobre los elementos necesarios para el armado del circuito electrónico, se procedió a la compra de los mismos y de acuerdo al circuito de Hardware de Adquisición (Ver figura 4-2) y Hardware de Transmisión (Ver figuras 5-2), se unieron y se soldaron los componentes en tarjetas perforadas, para realizar las pruebas.

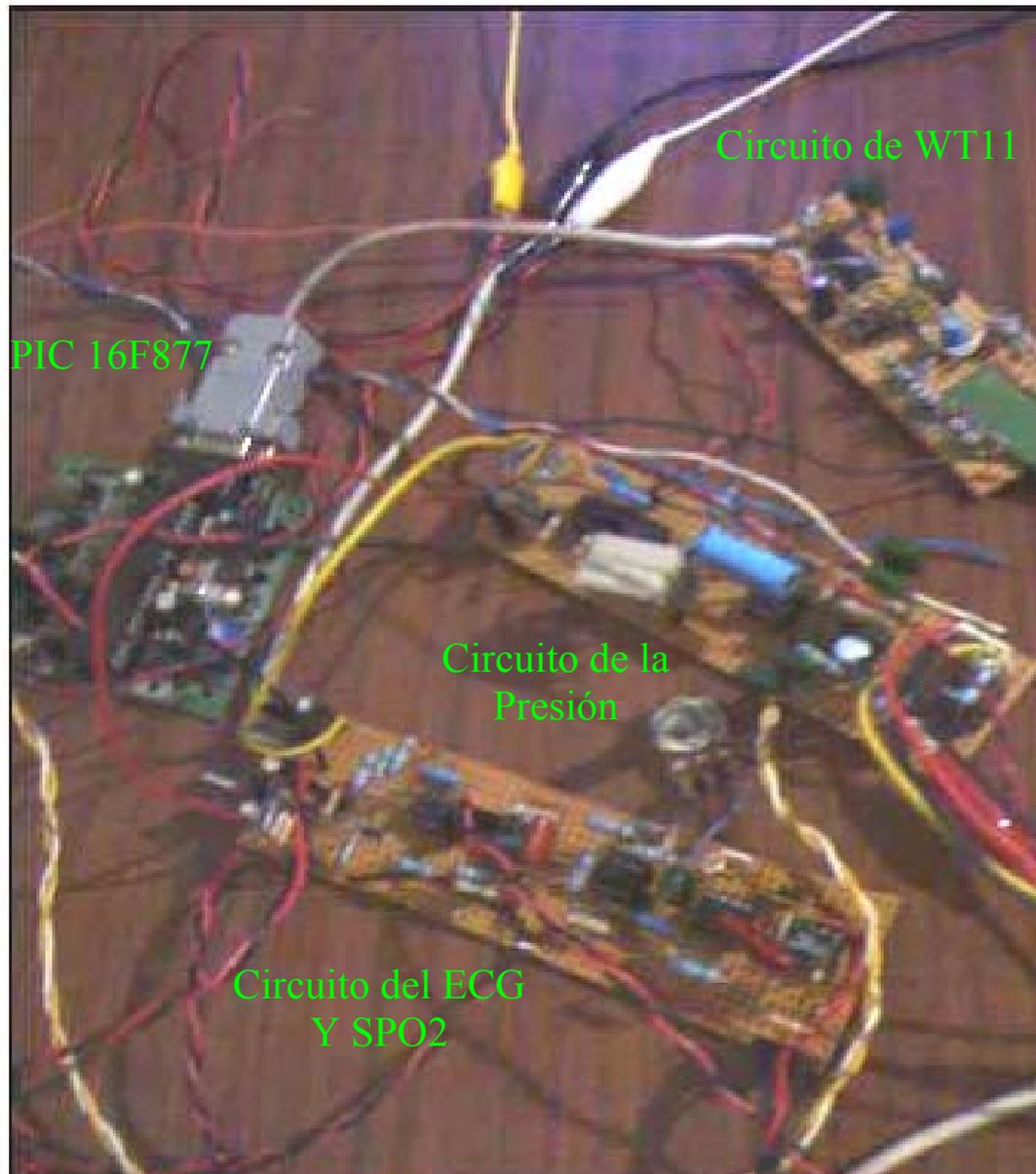


Fig. 7-10 Implementación del circuito del prototipo

CAPITULO 8

8. RECOMENDACIONES PARA REALIZAR LAS MEDICIONES.

8.1. RECOMENDACIONES GENERALES.

- ✓ Para cada una de las mediciones, el paciente tiene que estar relajado y cómodo.
- ✓ Antes de encender el equipo, el paciente debe tener colocados los sensores de medición.
- ✓ Recordar que sólo un practicante de medicina está calificado para interpretar lo resultados de las mediciones.
- ✓ Este dispositivo no se debe emplear para sustituir exámenes médicos regulares.
- ✓ Recomendaciones para medir la señal ECG y frecuencia cardiaca

La frecuencia cardiaca es medida a partir de la señal ECG. Es por eso que medimos la derivación II, utilizando el triangulo de Einthoven. Los electrodos son colocados de la misma forma que aparece en la figura 7-1.

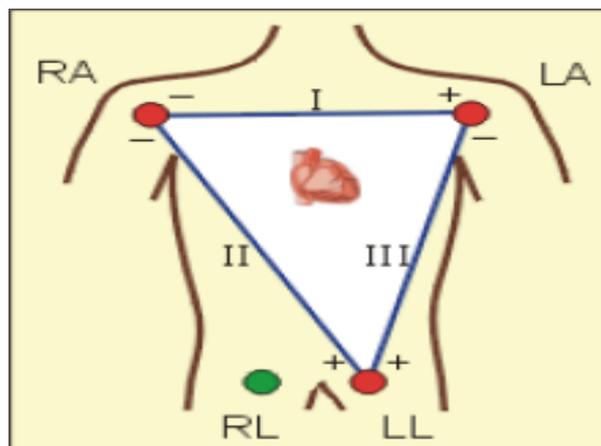


Fig. 8-1 Triangulo de Einthoven.

Colocados los electrodos, procedemos a la medición la frecuencia cardiaca.

Normalmente, el corazón late entre 60 y 100 veces por minuto. En las personas que hacen ejercicio habitualmente o que toman medicamentos para reducir el ritmo cardíaco, la frecuencia puede caer por debajo de 55 latidos por minuto.

Si la frecuencia cardíaca es muy rápida (más de 100 latidos por minuto), se denomina taquicardia, mientras que una frecuencia cardíaca inusualmente lenta se denomina bradicardia.

- ✓ Las palpitaciones a menudo no son graves. Sin embargo, depende de si las sensaciones representan un ritmo cardíaco anormal (arritmia) o no.

Se debe llamar al médico de inmediato si:

- ✓ La persona siente latidos cardíacos adicionales con frecuencia (más de 6 por minuto o en grupos de 3 o más).
- ✓ El pulso es de más de 100 latidos por minuto (sin ejercicio, ansiedad ni fiebre).

8.2. RECOMENDACIONES PARA MEDIR SPO2:

- ✓ Se debe masajear el dedo donde se coloca el sensor.
- ✓ Se debe retirar el esmalte de la uña (Si esta pintada).
- ✓ Luego se coloca el sensor dedal y se empieza a medir la saturación parcial de oxígeno SPO2.



Fig. 8-2 Colocación del sensor dedal

A continuación se muestra una tabla de medición de SPO2

Clasificación	Saturación
Normosaturación	> 95%
Desaturación leve	93%-95%
Desaturación moderada	88%-92%
Desaturación grave	< 88%

Fig. 8-3 Tabla de medición SPO2.

Se debe llamar a un medico de inmediato.

- ✓ Si los valores medidos son <88%.
- ✓ Si los valores medidos son >99%.

8.3. RECOMENDACIONES PARA MEDIR LA PRESIÓN SANGUÍNEA.

- ✓ Sentarse cómodamente con el brazo izquierdo descansando
- ✓ Colocarse el brazal de muñeca en el brazo, con la palma de la mano hacia arriba. El brazalete debería quedar apretado pero no demasiado.

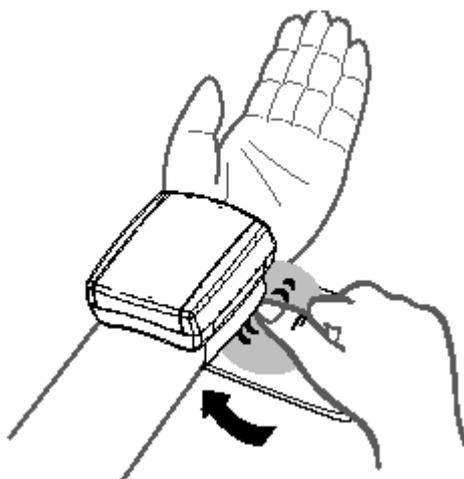


Fig. 8-4 Colocación del brazal de muñeca.

- ✓ El brazalete debe estar al mismo nivel del corazón (Ver figura 7-5).
- ✓ Relajarse 5 minutos antes de tomar la medición, relajando su muñeca y dedos.



Fig. 8-5 Correcta postura.

Colocado correctamente el brazalete, se mide la presión.

Si quiere medir nuevamente la presión, debe relajarse y esperar 10 minutos para permitir que la sangre vuelva a fluir normalmente por el brazo

A continuación se muestran las mediciones de presión sanguínea (sin considerar la edad):

Categoría	Sistólica (mmHg)	Diastólica (mmHg)
Óptima	<120	<80
Normal	<130	<85
Normal alta	130 - 139	85 - 89
Hipertensión		
Fase 1	140 - 159	90 - 99
Fase 2	160 - 179	100 - 109
Fase 3	≥180	≥110

Fig. 8-6 Valores de mediciones de Presión Sanguínea.

El Equipo cuenta con la limitante de no poder inflar más de 170 mmHg, por lo que no puede medir un valor de presión mayor a 140 mmHg.

Consultar al médico si tiene alguna duda sobre los resultados obtenidos.

CAPITULO 9

9. CONCLUSIONES

- El presente proyecto, aportar un equipo que permite medir los signos vitales de una forma rápida y segura, ya que es alimentado por medio de baterías y no tiene que estar conectado a una alimentación AC.
- El prototipo puede ser utilizado en lugares como: a) Salas de atención médica ,b) En el hogar, etc.
- La información es centralizada en un PC monitor, luego los datos son accedados por otra máquina cliente por medio de TCP/IP.
- Es imprescindible que tanto el Servidor y el Cliente cuente con el programa MySQL, para tener acceso a la base de datos del paciente.
- El Sistema de procesamiento de los datos, cuenta con alarmas que se activan cuando se registran valores fuera del rango normal de los signos vitales y desconexión de los sensores.
- Se ha implementado un sistema capaz de adquirir los signos vitales vía Bluetooth, a través de un programa con una interfaz sencilla y fácil de manejar por el usuario..
- Se demostró la utilización del uso del microcontrolador PIC y módulo WT11, para la adquisición y transmisión de los datos, que destaca su bajo costo, capacidad de visualizar los datos desde cualquier PC dentro de la red.
- Sin embargo, el sistema necesita para su futuro desarrollo una interacción entre usuarios (Pacientes y Médicos) y profesionales de la salud para definir con exactitud los requisitos que debe cumplir. Rediseñar el sistema, para dotarlo de un protocolo más robusto de comunicaciones, poder enlazar los datos en la red Internet, y enviar la información digitalizada a una PDA.

CAPITULO 10

10. PRESUPUESTO.

10.1. COMPONENTES ELECTRÓNICOS

1. TL072CN	\$ 5,00
2. AD620	\$50,00
3. LT1112	\$10,00
4. HA17741	\$5,00
5. LM317	\$2,00
6. Resistencias, Capacitores, diodos	\$25,00
7. MPX2050DP	\$10,00
8. MAX232	\$6,00
9. Conectores serial hembra y macho	\$5,00
10. Tarjetas para soldar	\$20,00
11. Sensor dedal	\$150,00
12. Sensores ECG	\$100,00
13. Brazal de muñeca, Electrovalvula, Bomba y Motor	\$60,00
14. Electroodos desechables	\$25,00
15. WT11	\$50,00
16. RC40	\$40,00
17. Otros componentes	\$20,00
18. Tarjeta USB Bluetooth	\$20,00
19. Total	\$609,00

10.2. MATERIAL DE PRUEBA.

20. Computadora	\$1000,00
21. Osciloscopio	\$5,320,00
22. Fuentes de alimentación	\$22,80
23. Soldador	\$15,00
24. Total	\$6,357,80

10.3. MATERIAL SOFTWARE

MPLAB	\$775,00
Visual Basic 6,0	\$850,00
MySQL	\$200,00
Total	\$1,625,00

10.4. TOTAL GLOBAL

\$8,791.00

CAPITULO 11

11. ANEXOS

11.1. CODIGOS DE PROGRAMA DEL PIC

11.1.1. SEÑAL ECG

```

;*****
;   PROTOTIPO DE SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SIGNOS VITALES VÍA
;   BLUETOOTH
;   Programa para adquisición de señal ECG y envío por puerto Serial RS232
;   Ver 2
;   10-MARZO-2008
;*****
; Inicialización

        list p=PIC16F877
        include "P16F877.INC"

INDIRECTO EQU 0
Banco_0_RAM EQU 0x20 ; RAM
        cblock Banco_0_RAM ; Variables auxiliares
            AUX
            TMP
        endc
        org 0 ; Dirección de Reset
        goto INICIO

; *****
; Configuración de puerto serie y puertos del Pic
; Puerto A = analógico, referencia a 5V
; Puerto B = salidas digitales
; UART: 9600, sin paridad, 1 bit stop, sin control de flujo
; Interrupciones: deshabilitadas

INICIO
        bsf STATUS,RPO
        movlw b'00000100'
        movwf ADCON1
        movlw b'00001111'
        movwf TRISA
        movlw b'11111110'
        movwf TRISB

        movlw b'00000111'
        movwf OPTION_REG

```

```

    bcf          PIE1,RCIE
    movlw d'103'
    movwf SPBRG

    movlw b'10100100'
    movwf TXSTA
    bcf          STATUS,RPO
    movlw b'10000001'
    movwf ADCON0
    bcf          PIR1,ADIF
    movlw b'10010000'
    movwf RCSTA
    movlw b'00000000'
    movwf INTCON
    bcf          STATUS,RPO
    clrf  PORTB

; *****
; Rutina principal
; Espera ~10ms y mide el puerto analógico
; Envía el dato por el puerto
; *****

LAZO
    call  Temporiza
    incf  PORTB,f
    bsf   ADCON0,GO
FINCONV1
    btfss PIR1,ADIF
    goto  FINCONV1
    movf  ADRESH,W
    call  ENVIAR
    bcf   PIR1,ADIF
    goto  LAZO

; *****
; Subrutina: envío de byte por puerto serie
; se envía el byte cargado en W

ENVIAR    movwf TXREG
          bsf   STATUS,RPO
LAZO1    btfss TXSTA,TRMT
          goto  LAZO1
          bcf   STATUS,RPO
          return

; *****
; Subrutina de Delay

```

```

; tiempo: ~10ms (9.98ms)

Temporiza
    movlw d'100'
    movwf TMRO
    bcf      INTCON,T0IF
    nop
SIGO
    btfss INTCON,T0IF
    goto  SIGO
    return
END

```

11.1.2. SEÑAL OXÍMETRO

```

;*****
;   PROTOTIPO DE SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SIGNOS VITALES VÍA ; ;
;   BLUETOOTH
;
;   Programa para adquisición de señal del Oxímetro y envío por puerto Serial RS232
;   Ver 2
;   10.-MARZO-2008
;*****
;Inicialización

    list p=PIC16F877
    include "P16F877.INC"

INDIRECTO EQU 0
Banco_0_RAM EQU 0x20
    cblock Banco_0_RAM ; Variables en RAM
        AUX
        TMP
    endc
    org 0 ; Dirección de Reset
    goto INICIO

; *****
; Configuración de puerto serie y puertos del Pic
; Puerto A = analógico, referencia a 5V
; Puerto B = salidas digitales
; UART: 9600, sin paridad, 1 bit stop, sin control de flujo
; Interrupciones: deshabilitadas

INICIO
    bsf      STATUS,RPO
    movlw b'00000100'
    movwf ADCON1
    movlw b'00001111'

```

```

movwf TRISA
movlw b'11110000'
movwf TRISB

movlw b'00000111'
movwf OPTION_REG

bcf      PIE1,RCIE
movlw d'103'
movwf SPBRG

movlw b'10100100'
movwf TXSTA
bcf      STATUS,RPO
movlw b'10000001'
movwf ADCON0
bcf      PIR1,ADIF
movlw b'10010000'
movwf RCSTA
movlw b'00000000'
movwf INTCON
bcf      STATUS,RPO
movlw d'00'
movwf PORTB
clrf  AUX

```

```

; *****
;
; Rutina principal
; Se enciende alternadamente el led infrarrojo y rojo
; cada ~20ms y mide el puerto analógico
; Envía el dato por el puerto
; *****

```

LAZO

```

btfsc AUX,0
goto  INFRA

movlw d'01' ; rojo
movwf PORTB
movwf AUX
movlw d'250'
call  ENVIAR
movlw d'250'
call  ENVIAR
goto  CONV1

```

INFRA

```

movlw d'08' ; Infra
movwf PORTB
movwf AUX
movlw d'251'

```

```

                call    ENVIAR
                movlw  d'251'
                call    ENVIAR

```

```

CONV1
    call    Temporiza
    bsf     ADCON0,GO

```

```

FINCONV1
    btfss  PIR1,ADIF
    goto   FINCONV1
    movf   ADRESH,W
    call   ENVIAR
    bcf    PIR1,ADIF
    goto   LAZO

```

```

; *****
;
; Subrutina: envío de byte por puerto serie
; se envía el byte cargado en W

```

```

ENVIAR    movwf  TXREG
          bsf    STATUS,RPO
LAZO1    btfss  TXSTA,TRMT
          goto   LAZO1
          bcf    STATUS,RPO
          return

```

```

; *****
;
; Subrutina de Delay
; tiempo: ~20ms

```

```

Temporiza
    movlw  d'200'
    movwf  TMRO
    bcf    INTCON,TOIF
    nop

```

```

SIGO
    btfss  INTCON,TOIF
    goto   SIGO
    return

```

```

END                ;fin del fichero

```

11.1.3. VALOR PRESIÓN SANGUÍNEA

```

;*****
;   PROTOTIPO DE SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SIGNOS VITALES VÍA
;   BLUETOOTH
;   Programa para adquisición de señal ECG y envío por puerto Serial RS232
;   Ver 2
;   10-MARZO-2008
;*****
; Inicialización

        list p=PIC16F877
        include "P16F877.INC"

INDIRECTO EQU 0
Banco_0_RAM EQU 0x20 ; RAM
        cblock Banco_0_RAM ; Variables auxiliares
                AUX
                TMP
        endc
        org 0 ; Dirección de Reset
        goto INICIO

; *****
; Configuración de puerto serie y puertos del Pic
; Puerto A = analógico, referencia a 5V
; Puerto B = salidas digitales
; UART: 9600, sin paridad, 1 bit stop, sin control de flujo
; Interrupciones: deshabilitadas

INICIO
        bsf STATUS,RPO
        movlw b'00000100'
        movwf ADCON1
        movlw b'00001111'
        movwf TRISA
        movlw b'11111110'
        movwf TRISB

        movlw b'00000111'
        movwf OPTION_REG

        bcf PIE1,RCIE
        movlw d'103'
        movwf SPBRG

        movlw b'10100100'
        movwf TXSTA
        bcf STATUS,RPO

```

```

movlw b'10000001'
movwf ADCON0
bcf      PIR1,ADIF
movlw b'10010000'
movwf RCSTA
movlw b'00000000'
movwf INTCON
bcf      STATUS,RPO
clrf    PORTB

```

```

; *****
; Rutina principal
; Espera ~10ms y mide el puerto analógico
; Envía el dato por el puerto
; *****

```

LAZO

```

call    Temporiza
incf    PORTB,f
bsf     ADCON0,GO

```

FINCONV1

```

btfss  PIR1,ADIF
goto   FINCONV1
movf   ADRESH,W
call   ENVIAR
bcf    PIR1,ADIF
goto   LAZO

```

```

; *****
; Subrutina: envío de byte por puerto serie
; se envía el byte cargado en W

```

```

ENVIAR    movwf TXREG
          bsf    STATUS,RPO
LAZO1    btfss  TXSTA,TRMT
          goto   LAZO1
          bcf    STATUS,RPO
          return

```

```

; *****
; Subrutina de Delay
; tiempo: ~10ms (9.98ms)

```

Temporiza

```

movlw  d'100'
movwf  TMRO
bcf    INTCON,TOIF
nop

```

```

SIGO
    btfss INTCON,T0IF
    goto  SIGO
    return
END

```

11.2. CÓDIGO DE SOFTWARE EN VISUAL BASIC 6.0

PROGRAMA PRINCIPAL

Declaración de variables Globales

```

*****
Option Explicit
Dim conn As ADODB.Connection
Dim rs As ADODB.Recordset
Dim vxADVolt As Variant
Dim vxADStr As Variant
Dim vxADStr2 As Variant
Dim ComEvReceive, i, ii, ixHeartCout, iii As Integer
Dim x, xx, y, yy, w, wx, z As Integer
Dim n, nn As Integer
Dim ixADVolt As Integer
Dim blxPik, blxPik2 As Boolean
Dim Tseg, Tmin As Integer
Dim OxMax, OxMin, OxProm As Integer

```

Inicio del programa de adquisición de datos

```

*****
Private Sub cmd2_Click()
    ixHeartCout = 0
    lbl3.Caption = CStr(ixHeartCout)
    blxPik = False: blxPik2 = False
    Tseg = 0: Tmin = 0
    iii = 0
    OxMax = 0: OxMin = 256
End Sub

```

Preparación para una nueva adquisición

```

*****
Private Sub cmdBorr_Click()
    txt1.Text = ""
    txt2.Text = ""
End Sub

```

Detener la adquisición de Datos

```
Private Sub cmdDet_Click()
    MSComm1.Output = "NO CARRIER 0 ERROR 0" + vbCrLf
End Sub
```

Agregar nuevo Paciente

```
Private Sub Command3_Click()
    rs.Open "SELECT * FROM paciente", conn, adOpenDynamic, adLockOptimistic
    rs.AddNew
        rs!Paciente = cbxHst1.Text
        rs!sexo = Combo1.Text
        rs!edad = Text2.Text
    rs.Update
    rs.MoveLast
    rs.Close
    Paciente
End Sub
```

Acceso Remoto a la Base de Datos por el Servidor

```
Private Sub Form_Load()
```

```
'connect to MySQL server using MySQL ODBC 3.51 Driver
Set conn = New ADODB.Connection
conn.ConnectionString = "DRIVER={MySQL ODBC 3.51 Driver};" _
    & "SERVER=localhost;" _
    & " DATABASE=tesis;" _
    & "UID=root;PWD=jens; OPTION=3" "'SERVER=localhost;"
```

Acceso Remoto a la Base de Datos por el cliente (TCP/IP)

```
' Para NocSSAT2.exe
'conn.ConnectionString = "DRIVER={MySQL ODBC 3.51 Driver};" & _
    "SERVER=192.168.1.230;" & _
    "DATABASE=noc;" & _
    "USER=cliente;" & _
    "PASSWORD=cliente;OPTION=3"
conn.Open
Set rs = New ADODB.Recordset
rs.CursorLocation = adUseClient 'adUseServer

MSComm1.PortOpen = True
ComEvReceive = 2
i = 0
ii = 0
lbl3.Caption = "0"
blxPik = True
```

```

vxADStr = ""
vxADStr2 = ""
x = 0: y = 0: z = 0: xx = 127: yy = 127
Tseg = 0: Tmin = 0
lbleg = Tmin
OxMax = 0: OxMin = 256
Paciente
End Sub

```

Parar la adquisición de datos

```

*****
Private Sub CmdCerrar_Click()
    MSComm1.PortOpen = False
End Sub
End Sub

```

Recepción de datos de Bluetooth
Protocolo RS232 y Handshaking

```

*****
Private Sub MSComm1_OnComm()
    If MSComm1.CommEvent = ComEvReceive Then
        vxADStr2 = MSComm1.Input
        txt1.Text = txt1.Text & vxADStr2

        Select Case vxADStr2
            Case "J"
                If n = 0 Then
                    n = 1
                End If
            Case "E"
                If n = 1 Then
                    n = 2
                ElseIf n < 5 Then
                    n = 0
                End If
            Case "S"
                If n = 2 Or n = 3 Then
                    n = n + 1
                ElseIf n < 5 Then
                    n = 0
                End If
            Case "Y"
                If n = 4 Then
                    n = 5
                ElseIf n < 5 Then
                    n = 0
                End If
        End Select
    End Select
End Sub

```

```

If n >= 5 And n <= 9 Then
  If n = 6 Then x = Asc(vxADStr2)
  If n = 7 Then x = Asc(vxADStr2)
  If n = 8 Then y = Asc(vxADStr2)
  n = n + 1
  If n = 10 Then
    w = Asc(vxADStr2)
    If w = 0 Then w = 1
    wx = x / w
    'lbl10.Caption = Format(wx, "###0.00")
    z = 1
    n = 0
  End If
End If

If z = 1 Then

  If Len(txt1.Text) > 10000 Then
    txt1.Text = ""
    txt2.Text = ""
  End If
  ii = i
  i = i + 1
  If i > 400 Then
    i = 1
    ii = 0
    Pict1.Cls
    Pict2.Cls
  End If

  'x = 256 - x
  Pict1.Line (ii, xx)-(i, x)
  xx = x
  y = 256 - y
  Pict2.Line (ii, yy)-(i, y)
  yy = y

  lbl8.Caption = x
  lbl9.Caption = y
  txt2.Text = txt2.Text & y & vbCrLf

  If blxPik Then iii = iii + 1
  If y > 175 And blxPik And iii < 4 Then
    blxPik = False
    blxPik2 = True
  ElseIf y < 160 And blxPik2 And iii < 8 Then
    blxPik2 = False
    ixHeartCout = ixHeartCout + 1
    lbl3.Caption = CStr(ixHeartCout)

```

```

ElseIf y < 120 Then
    blxPik = True
    blxPik2 = False
    iii = 0
End If

If wx < OxMin Then OxMin = wx
If wx > OxMax Then OxMax = wx
Tseg = Tseg + 1
If Tseg > 55 Then
    Tseg = 0
    OxProm = (OxMax + OxMin) / 2
    lblOx.Caption = Format(OxMin + 0.02, "##0.00")
    lbl10.Caption = Format(OxMax, "##0.00")
    lbl11.Caption = Format(OxMin, "##0.00")
    OxMax = 0
    OxMin = 256
    Tmin = Tmin + 1
    lblseg = Tmin
    If Tmin > 59 Then
        lblHmin = ixHeartCout
        ixHeartCout = 0
        Tmin = 0
    End If
End If
End If
z = 0
End If
End If
End Sub

Private Sub Command1_Click()

    MSComm1.Output = "INIT" + vbCrLf
    x = 0: y = 0: z = 0: xx = 0: yy = 0
    ii = i
    i = i + 1
    If i > 100 Then
        i = 1
        ii = 0

    End If
    Pict1.Cls
    Pict2.Cls
End Sub

```

Almacenar los valores de los signos vitales

```
Private Sub Paciente()
    rs.Open "SELECT DISTINCT * FROM paciente ORDER BY paciente", conn
    cbxHst1.Clear
    Do Until rs.EOF
        cbxHst1.AddItem rs!Paciente
        rs.MoveNext
    Loop
    rs.Close
End Sub
```

Almacenar datos generales del paciente

```
Private Sub cbxHst1_Click()
    rs.Open "SELECT * FROM paciente WHERE paciente = '" & cbxHst1.Text & "'", conn
    'cbxHst1.AddItem rs!paciente
    Combo1.Text = rs!sexo
    Text2.Text = rs!edad
    rs.Close
End Sub
```

11.3. HOJAS DE ESPECIFICACIONES

11.3.1. HOJA DE ESPECIFICACIONES DEL PIC 16F877



PIC16F87X

28/40-Pin 8-Bit CMOS FLASH Microcontrollers

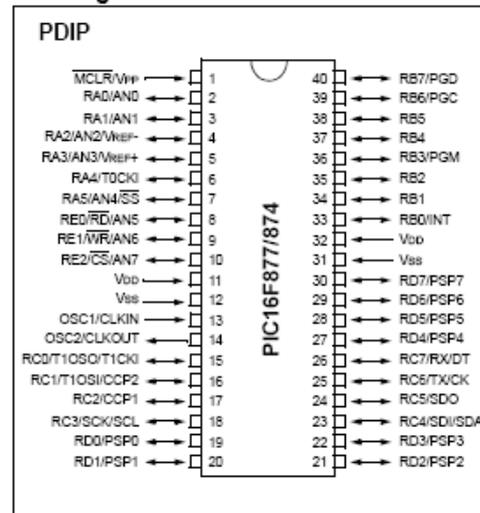
Devices Included in this Data Sheet:

- PIC16F873
- PIC16F876
- PIC16F874
- PIC16F877

Microcontroller Core Features:

- High performance RISC CPU
- Only 35 single word instructions to learn
- All single cycle instructions except for program branches which are two cycle
- Operating speed: DC - 20 MHz clock input
DC - 200 ns instruction cycle
- Up to 8K x 14 words of FLASH Program Memory,
Up to 368 x 8 bytes of Data Memory (RAM)
Up to 256 x 8 bytes of EEPROM Data Memory
- Pinout compatible to the PIC16C73B/74B/76/77
- Interrupt capability (up to 14 sources)
- Eight level deep hardware stack
- Direct, indirect and relative addressing modes
- Power-on Reset (POR)
- Power-up Timer (PWRT) and
Oscillator Start-up Timer (OST)
- Watchdog Timer (WDT) with its own on-chip RC
oscillator for reliable operation
- Programmable code protection
- Power saving SLEEP mode
- Selectable oscillator options
- Low power, high speed CMOS FLASH/EEPROM
technology
- Fully static design
- In-Circuit Serial Programming™ (ICSP) via two
pins
- Single 5V In-Circuit Serial Programming capability
- In-Circuit Debugging via two pins
- Processor read/write access to program memory
- Wide operating voltage range: 2.0V to 5.5V
- High Sink/Source Current: 25 mA
- Commercial, Industrial and Extended temperature
ranges
- Low-power consumption:
 - < 0.6 mA typical @ 3V, 4 MHz
 - 20 µA typical @ 3V, 32 kHz
 - < 1 µA typical standby current

Pin Diagram



Peripheral Features:

- Timer0: 8-bit timer/counter with 8-bit prescaler
- Timer1: 16-bit timer/counter with prescaler,
can be incremented during SLEEP via external
crystal/clock
- Timer2: 8-bit timer/counter with 8-bit period
register, prescaler and postscaler
- Two Capture, Compare, PWM modules
 - Capture is 16-bit, max. resolution is 12.5 ns
 - Compare is 16-bit, max. resolution is 200 ns
 - PWM max. resolution is 10-bit
- 10-bit multi-channel Analog-to-Digital converter
- Synchronous Serial Port (SSP) with SPI™ (Master
mode) and I²C™ (Master/Slave)
- Universal Synchronous Asynchronous Receiver
Transmitter (USART/SCI) with 9-bit address
detection
- Parallel Slave Port (PSP) 8-bits wide, with
external RD, WR and CS controls (40/44-pin only)
- Brown-out detection circuitry for
Brown-out Reset (BOR)

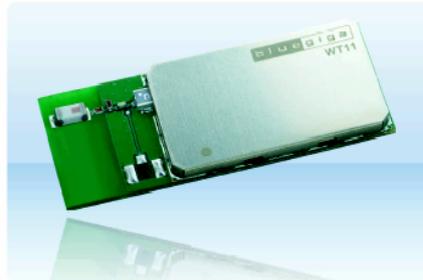
PIC16F87X

Key Features PICmicro™ Mid-Range Reference Manual (DS33023)	PIC16F873	PIC16F874	PIC16F876	PIC16F877
Operating Frequency	DC - 20 MHz			
RESETS (and Delays)	POR, BOR (PWRT, OST)	POR, BOR (PWRT, OST)	POR, BOR (PWRT, OST)	POR, BOR (PWRT, OST)
FLASH Program Memory (14-bit words)	4K	4K	8K	8K
Data Memory (bytes)	192	192	368	368
EEPROM Data Memory	128	128	256	256
Interrupts	13	14	13	14
I/O Ports	Ports A,B,C	Ports A,B,C,D,E	Ports A,B,C	Ports A,B,C,D,E
Timers	3	3	3	3
Capture/Compare/PWM Modules	2	2	2	2
Serial Communications	MSSP, USART	MSSP, USART	MSSP, USART	MSSP, USART
Parallel Communications	—	PSP	—	PSP
10-bit Analog-to-Digital Module	5 input channels	8 input channels	5 input channels	8 input channels
Instruction Set	35 instructions	35 instructions	35 instructions	35 instructions

11.3.2. HOJA DE ESPECIFICACIONES DEL WT11



WRAP THOR WT11 Bluetooth® Module



Key Features

- ▶ Bluetooth® Class 1
- ▶ Two antenna options: integrated chip antenna or U.FL connector
- ▶ Enhanced Data Rates (EDR) with data throughput up to 2-3Mbps
- ▶ Support for Adaptive Frequency Hopping (AFH) and 802.11 co-existence
- ▶ USB version 2.0
- ▶ UART with bypass mode
- ▶ 8Mbits of Flash memory
- ▶ Supported Bluetooth profiles: SPP, DUN, OBEX, Hands Free Profile, Audio Gateway and HCI
- ▶ Industrial temperature range from -40C to +85C
- ▶ RoHS compliant
- ▶ Simple iWRAP™ firmware for controlling Bluetooth® wireless technology
- ▶ Fully qualified end product with Bluetooth® 2.0+EDR, CE and FCC

Description

WT11 is a next-generation, class 1, Bluetooth® 2.0+EDR (Enhanced Data Rates) module. It introduces three times faster data rates compared to existing Bluetooth® 1.2 modules even with lower power consumption! WT11 is a highly integrated and sophisticated Bluetooth® module, containing all the necessary elements from Bluetooth® radio to antenna and a fully implemented protocol stack. Therefore WT11 provides an ideal solution for developers who want to integrate Bluetooth® wireless technology into their design with limited knowledge of Bluetooth® and RF technologies.

WT11 module combined with Bluegiga's complete development, testing and verification service offering and excellent developer support, OEMs and designers ensure that their products reach the market rapidly and cost-effectively in relation to time and resources. Bluegiga has extensive in-house knowledge of both software and hardware offering customers a single point of contact to all Bluetooth® related issues.

By default WT11 module is equipped with powerful and easy-to-use iWRAP firmware. iWRAP enables users to access Bluetooth® functionality with simple ASCII commands delivered to the module over serial interface - it's just like a Bluetooth® modem. Entering the world of wireless Bluetooth® technology could not be easier!

With iWRAP software you have several implementation options:

- iWRAP can be configured to operate autonomously - just like a Bluetooth® cable replacer
- To create sophisticated applications - a host system can be used to control iWRAP with ASCII commands
- The GPIO interface in WT11 module can be used to connect host and iWRAP

Besides the iWRAP firmware Bluegiga also offers several other firmware options for WT11 module. Standard Host Command Interface (HCI) firmware is supported and an ideal solution for systems where the host system is capable running the entire Bluetooth® stack and profiles and WT11 is utilized as the physical radio over UART or USB interface.



Preliminary information – details subject to change

11.3.3. HOJA DE ESPECIFICACIONES TECNICAS DEL MPX2050DP

MOTOROLA Freescale Semiconductor, Inc.
SEMICONDUCTOR TECHNICAL DATA

Order this document
by MPX2050/D

ARCHIVED BY FREESCALE SEMICONDUCTOR, INC. 2005

50 kPa On-Chip Temperature Compensated & Calibrated Silicon Pressure Sensors

The MPX2050 series device is a silicon piezoresistive pressure sensors providing a highly accurate and linear voltage output — directly proportional to the applied pressure. The sensor is a single, monolithic silicon diaphragm with the strain gauge and a thin-film resistor network integrated on-chip. The chip is laser trimmed for precise span and offset calibration and temperature compensation.

Features

- Temperature Compensated Over 0°C to +85°C
- Unique Silicon Shear Stress Strain Gauge
- Easy to Use Chip Carrier Package Options
- Ratiometric to Supply Voltage
- Differential and Gauge Options
- ±0.25% Linearity (MPX2050)

Application Examples

- Pump/Motor Controllers
- Robotics
- Level Indicators
- Medical Diagnostics
- Pressure Switching
- Non-Invasive Blood Pressure Measurement

Figure 1 shows a block diagram of the internal circuitry on the stand-alone pressure sensor chip.

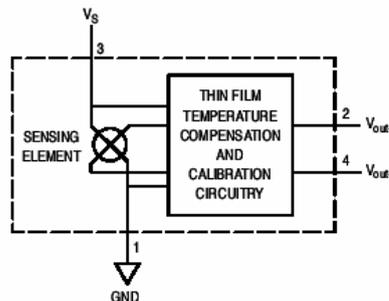


Figure 1. Temperature Compensated Pressure Sensor Schematic

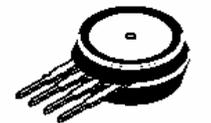
VOLTAGE OUTPUT versus APPLIED DIFFERENTIAL PRESSURE

The differential voltage output of the sensor is directly proportional to the differential pressure applied.

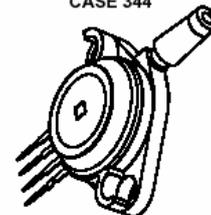
The output voltage of the differential or gauge sensor increases with increasing pressure applied to the pressure side (P1) relative to the vacuum side (P2). Similarly, output voltage increases as increasing vacuum is applied to the vacuum side (P2) relative to the pressure side (P1).

MPX2050 SERIES

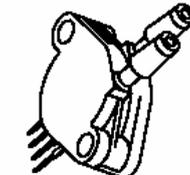
0 to 50 kPa (0 to 7.25 psi)
40 mV FULL SCALE SPAN
(TYPICAL)



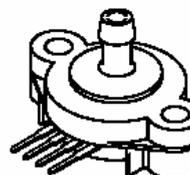
MPX2050D
CASE 344



MPX2050GP
CASE 344B



MPX2050DP
CASE 344C



MPX2050GSX
CASE 344F

PIN NUMBER			
1	Gnd	3	V _S
2	+V _{out}	4	-V _{out}

NOTE: Pin 1 is noted by the notch in the lead.

REV 8

© Motorola, Inc. 2002

For More Information On This Product, Go to: www.freescale.com

digital dna

MPX2050 SERIES**Freescale Semiconductor, Inc.**

ARCHIVED BY FREESCALE SEMICONDUCTOR, INC. 2005

MAXIMUM RATINGS(NOTE)

Rating	Symbol	Value	Unit
Maximum Pressure (P1 > P2)	P _{max}	200	kPa
Storage Temperature	T _{stg}	-40 to +125	°C
Operating Temperature	T _A	-40 to +125	°C

NOTE: Exposure beyond the specified limits may cause permanent damage or degradation to the device.

OPERATING CHARACTERISTICS (V_S = 10 Vdc, T_A = 25°C unless otherwise noted, P1 > P2)

Characteristic	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Pressure Range ⁽¹⁾	P _{OP}	0	—	50	kPa
Supply Voltage ⁽²⁾	V _S	—	10	16	Vdc
Supply Current	I _o	—	6.0	—	mA _{dc}
Full Scale Span ⁽³⁾	MPX2050 V _{FSS}	38.5	40	41.5	mV
Offset ⁽⁴⁾	MPX2050 V _{off}	-1.0	—	1.0	mV
Sensitivity	ΔV/ΔP	—	0.8	—	mV/kPa
Linearity ⁽⁵⁾	MPX2050	-0.25	—	0.25	%V _{FSS}
Pressure Hysteresis ⁽⁵⁾ (0 to 50 kPa)	—	—	±0.1	—	%V _{FSS}
Temperature Hysteresis ⁽⁵⁾ (-40°C to +125°C)	—	—	±0.5	—	%V _{FSS}
Temperature Effect on Full Scale Span ⁽⁵⁾	TCV _{FSS}	-1.0	—	1.0	%V _{FSS}
Temperature Effect on Offset ⁽⁵⁾	TCV _{off}	-1.0	—	1.0	mV
Input Impedance	Z _{in}	1000	—	2500	Ω
Output Impedance	Z _{out}	1400	—	3000	Ω
Response Time ⁽⁶⁾ (10% to 90%)	t _R	—	1.0	—	ms
Warm-Up	—	—	20	—	ms
Offset Stability ⁽⁷⁾	—	—	±0.5	—	%V _{FSS}

NOTES:

- 1.0 kPa (kiloPascal) equals 0.145 psi.
- Device is ratiometric within this specified excitation range. Operating the device above the specified excitation range may induce additional error due to device self-heating.
- Full Scale Span (V_{FSS}) is defined as the algebraic difference between the output voltage at full rated pressure and the output voltage at the minimum rated pressure.
- Offset (V_{off}) is defined as the output voltage at the minimum rated pressure.
- Accuracy (error budget) consists of the following:
 - Linearity: Output deviation from a straight line relationship with pressure, using end point method, over the specified pressure range.
 - Temperature Hysteresis: Output deviation at any temperature within the operating temperature range, after the temperature is cycled to and from the minimum or maximum operating temperature points, with zero differential pressure applied.
 - Pressure Hysteresis: Output deviation at any pressure within the specified range, when this pressure is cycled to and from the minimum or maximum rated pressure, at 25°C.
 - TcSpan: Output deviation at full rated pressure over the temperature range of 0 to 85°C, relative to 25°C.
 - TcOffset: Output deviation with minimum rated pressure applied, over the temperature range of 0 to 85°C, relative to 25°C.
- Response Time is defined as the time for the incremental change in the output to go from 10% to 90% of its final value when subjected to a specified step change in pressure.
- Offset stability is the product's output deviation when subjected to 1000 hours of Pulsed Pressure, Temperature Cycling with Bias Test.

11.3.4. HOJA DE ESPECIFICACIONES TECNICAS DEL AD620



Low Cost, Low Power Instrumentation Amplifier

AD620

FEATURES

EASY TO USE

Gain Set with One External Resistor
(Gain Range 1 to 1000)

Wide Power Supply Range (± 2.3 V to ± 18 V)
Higher Performance than Three Op Amp IA Designs
Available in 8-Lead DIP and SOIC Packaging
Low Power, 1.3 mA max Supply Current

EXCELLENT DC PERFORMANCE ("B GRADE")

50 μ V max, Input Offset Voltage
0.6 μ V/ $^{\circ}$ C max, Input Offset Drift
1.0 nA max, Input Bias Current
100 dB min Common-Mode Rejection Ratio (G = 10)

LOW NOISE

9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$, @ 1 kHz, Input Voltage Noise
0.28 μ V p-p Noise (0.1 Hz to 10 Hz)

EXCELLENT AC SPECIFICATIONS

120 kHz Bandwidth (G = 100)
15 μ s Settling Time to 0.01%

APPLICATIONS

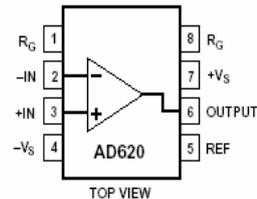
Weigh Scales
ECG and Medical Instrumentation
Transducer Interface
Data Acquisition Systems
Industrial Process Controls
Battery Powered and Portable Equipment

PRODUCT DESCRIPTION

The AD620 is a low cost, high accuracy instrumentation amplifier that requires only one external resistor to set gains of 1 to

CONNECTION DIAGRAM

8-Lead Plastic Mini-DIP (N), Cerdip (Q)
and SOIC (R) Packages



1000. Furthermore, the AD620 features 8-lead SOIC and DIP packaging that is smaller than discrete designs, and offers lower power (only 1.3 mA max supply current), making it a good fit for battery powered, portable (or remote) applications.

The AD620, with its high accuracy of 40 ppm maximum nonlinearity, low offset voltage of 50 μ V max and offset drift of 0.6 μ V/ $^{\circ}$ C max, is ideal for use in precision data acquisition systems, such as weigh scales and transducer interfaces. Furthermore, the low noise, low input bias current, and low power of the AD620 make it well suited for medical applications such as ECG and noninvasive blood pressure monitors.

The low input bias current of 1.0 nA max is made possible with the use of Super β processing in the input stage. The AD620 works well as a preamplifier due to its low input voltage noise of 9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ at 1 kHz, 0.28 μ V p-p in the 0.1 Hz to 10 Hz band, 0.1 pA/ $\sqrt{\text{Hz}}$ input current noise. Also, the AD620 is well suited for multiplexed applications with its settling time of 15 μ s to 0.01% and its cost is low enough to enable designs with one in-amp per channel.

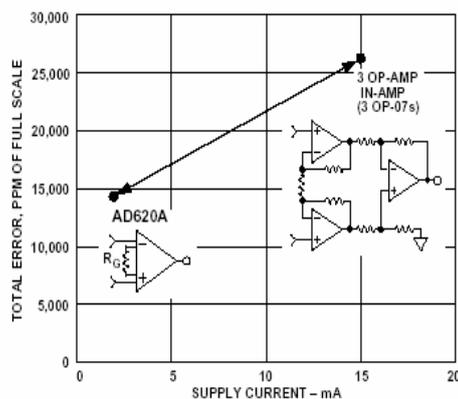


Figure 1. Three Op Amp IA Designs vs. AD620

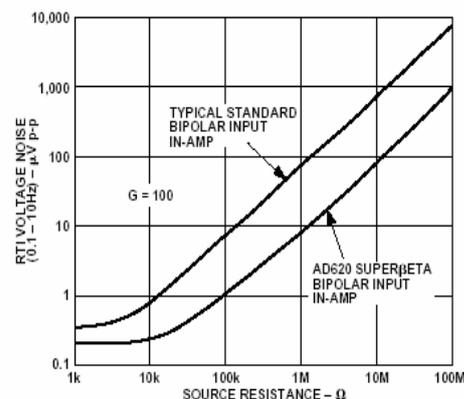


Figure 2. Total Voltage Noise vs. Source Resistance

REV. E

Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties which may result from its use. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices.

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.
Tel: 781/329-4700 World Wide Web Site: <http://www.analog.com>
Fax: 781/326-8703 © Analog Devices, Inc., 1999

AD620

Precision V-I Converter

The AD620, along with another op amp and two resistors, makes a precision current source (Figure 37). The op amp buffers the reference terminal to maintain good CMR. The output voltage V_X of the AD620 appears across R_1 , which converts it to a current. This current less only, the input bias current of the op amp, then flows out to the load.

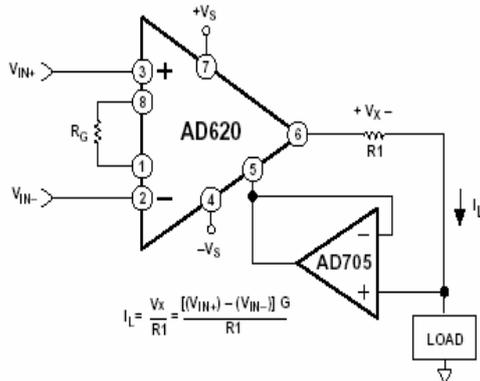


Figure 37. Precision Voltage-to-Current Converter (Operates on 1.8 mA, ±3 V)

GAIN SELECTION

The AD620's gain is resistor programmed by R_G , or more precisely, by whatever impedance appears between Pins 1 and 8. The AD620 is designed to offer accurate gains using 0.1%–1% resistors. Table II shows required values of R_G for various gains. Note that for $G = 1$, the R_G pins are unconnected ($R_G = \infty$). For any arbitrary gain R_G can be calculated by using the formula:

$$R_G = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{G - 1}$$

To minimize gain error, avoid high parasitic resistance in series with R_G ; to minimize gain drift, R_G should have a low TC—less than 10 ppm/°C—for the best performance.

Table II. Required Values of Gain Resistors

1% Std Table Value of R_G , Ω	Calculated Gain	0.1% Std Table Value of R_G , Ω	Calculated Gain
49.9 k	1.990	49.3 k	2.002
12.4 k	4.984	12.4 k	4.984
5.49 k	9.998	5.49 k	9.998
2.61 k	19.93	2.61 k	19.93
1.00 k	50.40	1.01 k	49.91
499	100.0	499	100.0
249	199.4	249	199.4
100	495.0	98.8	501.0
49.9	991.0	49.3	1,003

INPUT AND OUTPUT OFFSET VOLTAGE

The low errors of the AD620 are attributed to two sources, input and output errors. The output error is divided by G when referred to the input. In practice, the input errors dominate at high gains and the output errors dominate at low gains. The total V_{OS} for a given gain is calculated as:

$$\text{Total Error RTI} = \text{input error} + (\text{output error}/G)$$

$$\text{Total Error RTO} = (\text{input error} \times G) + \text{output error}$$

REFERENCE TERMINAL

The reference terminal potential defines the zero output voltage and is especially useful when the load does not share a precise ground with the rest of the system. It provides a direct means injecting a precise offset to the output, with an allowable range of 2 V within the supply voltages. Parasitic resistance should be kept to a minimum for optimum CMR.

INPUT PROTECTION

The AD620 features 400 Ω of series thin film resistance at its inputs, and will safely withstand input overloads of up to ± 15 or ± 60 mA for several hours. This is true for all gains, and power on and off, which is particularly important since the signal source and amplifier may be powered separately. For longer time periods, the current should not exceed 6 mA ($I_{IN} \leq V_{IN}/400 \Omega$). For input overloads beyond the supplies, clamping the inputs to the supplies (using a low leakage diode such as a FD333) will reduce the required resistance, yielding lower noise.

RF INTERFERENCE

All instrumentation amplifiers can rectify out of band signals, and when amplifying small signals, these rectified voltages act small dc offset errors. The AD620 allows direct access to the input transistor bases and emitters enabling the user to apply some first order filtering to unwanted RF signals (Figure 38), where $RC \approx 1/(2 \pi f)$ and where $f \geq$ the bandwidth of the AD620; $C \leq 150$ pF. Matching the extraneous capacitance at Pins 1 and 8 and Pins 2 and 3 helps to maintain high CMR.

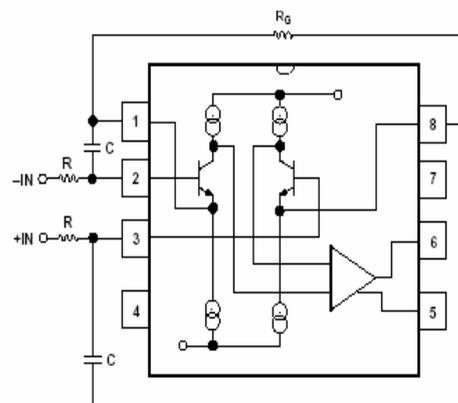


Figure 38. Circuit to Attenuate RF Interference

11.3.5. HOJA DE ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DEL LT1112



LT1112/LT1114

Dual/Quad Low Power
Precision, Picoamp Input Op Amps

FEATURES

- Offset Voltage – Prime Grade: 60 μ V Max
- Offset Voltage – Low Cost Grade (Including Surface Mount Dual/Quad): 75 μ V Max
- Offset Voltage Drift: 0.5 μ V/ $^{\circ}$ C Max
- Input Bias Current: 250pA Max
- 0.1Hz to 10Hz Noise: 0.3 μ V_{p-p}, 2.2pA_{p-p}
- Supply Current per Amplifier: 400 μ A Max
- CMRR: 120dB Min
- Voltage Gain: 1 Million Min
- Guaranteed Specs with \pm 1.0V Supplies
- Guaranteed Matching Specifications
- SO-8 Package – Standard Pinout
- LT1114 in Narrow Surface Mount Package

APPLICATIONS

- Picoampere/Microvolt Instrumentation
- Two and Three Op Amp Instrumentation Amplifiers
- Thermocouple and Bridge Amplifiers
- Low Frequency Active Filters
- Photo Current Amplifiers
- Battery-Powered Systems

DESCRIPTION

The LT[®]1112 dual and LT1114 quad op amps achieve a new standard in combining low cost and outstanding precision specifications.

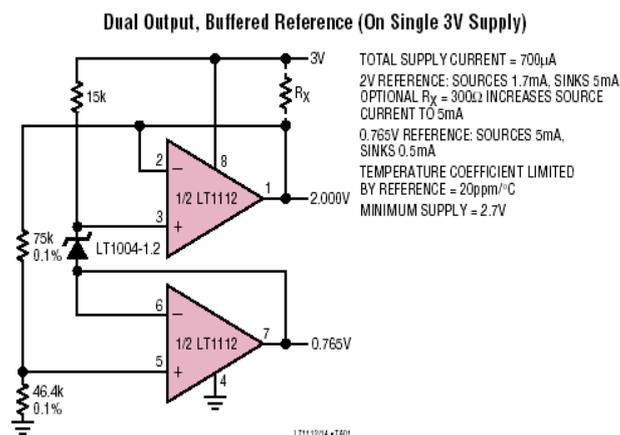
The performance of the selected prime grades matches or exceeds competitive devices. In the design of the LT1112/LT1114 however, particular emphasis has been placed on optimizing performance in the low cost plastic and SO packages. For example, the 75 μ V maximum offset voltage in these low cost packages is the lowest on any dual or quad non-chopper op amp.

The LT1112/LT1114 also provide a full set of matching specifications, facilitating their use in such matching dependent applications as two and three op amp instrumentation amplifiers.

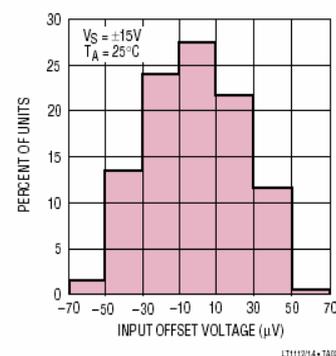
Another set of specifications is furnished at \pm 1V supplies. This, combined with the low 320 μ A supply current per amplifier, allows the LT1112/LT1114 to be powered by two nearly discharged AA cells.

LT and LT are registered trademarks of Linear Technology Corporation. Protected by U.S. Patents 4,575,685; 4,775,884 and 4,837,496

TYPICAL APPLICATION



Distribution of Input Offset Voltage (In All Packages)



1

LT1112/LT1114

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS (Note 1)

Supply Voltage ±20V
 Differential Input Current (Note 2) ±10mA
 Input Voltage (Equal to Supply Voltage) ±20V
 Output Short-Circuit Duration Indefinite
 Storage Temperature Range -65°C to 150°C
 Lead Temperature (Soldering, 10 sec) 300°C
 Operating Temperature Range (Note 11)

Specified Temperature Range (Note 12)

LT1112AM/LT1112M
 LT1114AM/LT1114M (OBSOLETE) ... -55°C to 125°C
 LT1112AC/LT1112C/LT1112S8
 LT1114AC/LT1114C/LT1114S -40°C to 85°C
 LT1112I/LT1114I -40°C to 85°C

LT1112AM/LT1112M
 LT1114AM/LT1114M (OBSOLETE) ... -55°C to 125°C
 LT1112AC/LT1112C/LT1112S8
 LT1114AC/LT1114C/LT1114S -40°C to 85°C
 LT1112I/LT1114I -40°C to 85°C

PACKAGE/ORDER INFORMATION

<p>TOP VIEW</p> <p>N8 PACKAGE 8-LEAD PDIP</p> <p>$T_{JMAX} = 150^{\circ}\text{C}$, $\theta_{JA} = 130^{\circ}\text{C/W}$</p> <p>J8 PACKAGE 8-LEAD CERDIP $T_{JMAX} = 160^{\circ}\text{C}$, $\theta_{JA} = 100^{\circ}\text{C/W}$</p> <p>OBSOLETE PACKAGE Consider the N8 Package for Alternate Source</p>	<p>ORDER PART NUMBER</p> <p>LT1112ACN8 LT1112CN8 LT1112IN8</p> <p>LT1112AMJ8 LT1112MJ8</p>	<p>TOP VIEW</p> <p>S8 PACKAGE 8-LEAD PLASTIC SO</p> <p>$T_{JMAX} = 150^{\circ}\text{C}$, $\theta_{JA} = 190^{\circ}\text{C/W}$</p>	<p>ORDER PART NUMBER</p> <p>LT1112S8 LT1112IS8</p> <p>S8 PART MARKING</p> <p>1112 1112I</p>
<p>TOP VIEW</p> <p>N PACKAGE 14-LEAD PDIP</p> <p>$T_{JMAX} = 150^{\circ}\text{C}$, $\theta_{JA} = 110^{\circ}\text{C/W}$</p> <p>J PACKAGE 14-LEAD CERDIP $T_{JMAX} = 160^{\circ}\text{C}$, $\theta_{JA} = 80^{\circ}\text{C/W (J)}$</p> <p>OBSOLETE PACKAGE Consider the N Package for Alternate Source</p>	<p>ORDER PART NUMBER</p> <p>LT1114ACN LT1114CN LT1114IN</p> <p>LT1114AMJ LT1114MJ</p>	<p>TOP VIEW</p> <p>S PACKAGE 16-LEAD PLASTIC SO (NARROW)</p> <p>$T_{JMAX} = 150^{\circ}\text{C}$, $\theta_{JA} = 150^{\circ}\text{C/W}$</p>	<p>ORDER PART NUMBER</p> <p>LT1114S LT1114IS</p>

Consult LTC Marketing for parts specified with wider operating temperature ranges.

111214fa

11.3.6. HOJA DE ESPECIFICACIONES DEL MAX232

19-0273; Rev 5; 3/99



3.0V to 5.5V, Low-Power, up to 1Mbps, True RS-232 Transceivers Using Four 0.1µF External Capacitors

General Description

The MAX3222/MAX3232/MAX3237/MAX3241 transceivers have a proprietary low-dropout transmitter output stage enabling true RS-232 performance from a 3.0V to 5.5V supply with a dual charge pump. The devices require only four small 0.1µF external charge-pump capacitors. The MAX3222, MAX3232, and MAX3241 are guaranteed to run at data rates of 120kbps while maintaining RS-232 output levels. The MAX3237 is guaranteed to run at data rates of 250kbps in the normal operating mode and 1Mbps in the MegaBaud™ operating mode, while maintaining RS-232 output levels.

The MAX3222/MAX3232 have 2 receivers and 2 drivers. The MAX3222 features a 1µA shutdown mode that reduces power consumption and extends battery life in portable systems. Its receivers remain active in shutdown mode, allowing external devices such as modems to be monitored using only 1µA supply current. The MAX3222 and MAX3232 are pin, package, and functionally compatible with the industry-standard MAX242 and MAX232, respectively.

The MAX3241 is a complete serial port (3 drivers/5 receivers) designed for notebook and subnotebook computers. The MAX3237 (5 drivers/3 receivers) is ideal for fast modem applications. Both these devices feature a shutdown mode in which all receivers can remain active while using only 1µA supply current. Receivers R1 (MAX3237/MAX3241) and R2 (MAX3241) have extra outputs in addition to their standard outputs. These extra outputs are always active, allowing external devices such as a modem to be monitored without forward biasing the protection diodes in circuitry that may have V_{CC} completely removed.

The MAX3222, MAX3237, and MAX3241 are available in space-saving TSSOP and SSOP packages.

Applications

Notebook, Subnotebook, and Palmtop Computers
High-Speed Modems
Battery-Powered Equipment
Hand-Held Equipment
Peripherals
Printers

Typical Operating Circuits appear at end of data sheet.

MegaBaud is a trademark of Maxim Integrated Products.

*Covered by U.S. Patent numbers 4,636,930; 4,679,134; 4,777,577; 4,797,899; 4,809,152; 4,897,774; 4,999,761; and other patents pending.



Maxim Integrated Products 1

For free samples & the latest literature: <http://www.maxim-ic.com>, or phone 1-800-998-8800.
For small orders, phone 1-800-835-8769.

Features

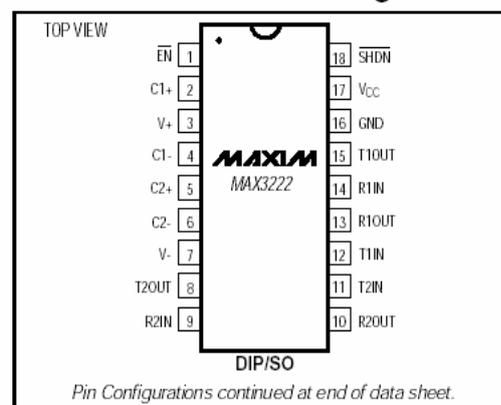
- ◆ Low Supply Current:
300µA (MAX3222/MAX3232/MAX3241)
500µA (MAX3237)
- ◆ Guaranteed Data Rate:
120kbps (MAX3222/MAX3232/MAX3241)
250kbps (MAX3237—Normal Operation)
1Mbps (MAX3237—MegaBaud Operation)
- ◆ 1µA Low-Power Shutdown with Receivers Active (MAX3222/MAX3237/MAX3241)
- ◆ Flow-Through Pinout (MAX3237)
- ◆ Meets EIA/TIA-232 Specifications Down to 3.0V
- ◆ Guaranteed Mouse Driveability (MAX3241)
- ◆ Pin Compatible with Industry-Standard MAX232 (MAX3232)
Pin Compatible with Industry-Standard MAX242 (MAX3222)
- ◆ Guaranteed Slew Rate:
6V/µs (MAX3222/MAX3232/MAX3237/MAX3241)
24V/µs (MAX3237—MegaBaud Operation)

Ordering Information

PART	TEMP. RANGE	PIN-PACKAGE
MAX3222CUP	0°C to +70°C	20 TSSOP
MAX3222CAP	0°C to +70°C	20 SSOP
MAX3222CWN	0°C to +70°C	18 SO
MAX3222CPN	0°C to +70°C	18 Plastic DIP

Ordering Information continued at end of data sheet.

Pin Configurations



MAX3222/MAX3232/MAX3237/MAX3241 *

3.0V to 5.5V, Low-Power, up to 1Mbps, True RS-232 Transceivers Using Four 0.1µF External Capacitors

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

V _{CC}	-0.3V to +6V	Continuous Power Dissipation (T _A = +70°C)
V ₊ (Note 1).....	-0.3V to +7V	16-Pin Plastic DIP (derate 10.53mW/°C above +70°C).....
V ₋ (Note 1).....	+0.3V to -7V	16-Pin Narrow SO (derate 8.70mW/°C above +70°C).....
V ₊ + V ₋ (Note 1).....	+13V	16-Pin Wide SO (derate 9.52mW/°C above +70°C).....
Input Voltages		16-Pin TSSOP (derate 6.7mW/°C above +70°C).....
T _{IN} , $\overline{\text{SHDN}}$, $\overline{\text{EN}}$	-0.3V to +6V	18-Pin Plastic DIP (derate 11.11mW/°C above +70°C).....
MBAUD.....	-0.3V to (V _{CC} + 0.3V)	18-Pin SO (derate 9.52mW/°C above +70°C).....
R _{IN}	±25V	20-Pin SSOP (derate 8.00mW/°C above +70°C).....
Output Voltages		20-Pin TSSOP (derate 7.0mW/°C above +70°C).....
T _{OUT}	±13.2V	28-Pin SO (derate 12.50mW/°C above +70°C).....
R _{OUT}	-0.3V to (V _{CC} + 0.3V)	28-Pin SSOP (derate 9.52mW/°C above +70°C).....
Short-Circuit Duration		28-Pin TSSOP (derate 8.7mW/°C above +70°C).....
T _{OUT}	Continuous	
		Operating Temperature Ranges
		MAX32_ _C_ _.....
		MAX32_ _E_ _.....
		Storage Temperature Range.....
		Lead Temperature (soldering, 10sec).....

Note 1: V₊ and V₋ can have a maximum magnitude of 7V, but their absolute difference cannot exceed 13V.

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 in the operational sections of the specifications is not implied. Exposure to absolute maximum rating conditions for extended periods may affect device reliability.

ELECTRICAL CHARACTERISTICS

(V_{CC} = +3.0V to +5.5V, C1-C4 = 0.1µF (Note 2), T_A = T_{MIN} to T_{MAX}, unless otherwise noted. Typical values are at T_A = +25°C.)

PARAMETER	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS	
DC CHARACTERISTICS						
V _{CC} Power-Supply Current	No load, V _{CC} = 3.3V or 5.0V, T _A = +25°C	MAX3222/MAX3232/ MAX3241		0.3	1.0	mA
		MAX3237		0.5	2.0	
Shutdown Supply Current	SHDN = GND, T _A = +25°C		1.0	10	µA	
LOGIC INPUTS AND RECEIVER OUTPUTS						
Input Logic Threshold Low (Note 3)	T _{IN} , $\overline{\text{EN}}$, $\overline{\text{SHDN}}$, MBAUD			0.8	V	
Input Logic Threshold High (Note 3)	V _{CC} = 3.3V	2.0			V	
	V _{CC} = 5.0V	2.4				
Input Leakage Current	T _{IN} , $\overline{\text{EN}}$, $\overline{\text{SHDN}}$, MBAUD		±0.01	±1.0	µA	
Output Leakage Current	Receivers disabled		±0.05	±10	µA	
Output Voltage Low	I _{OUT} = 1.6mA			0.4	V	
Output Voltage High	I _{OUT} = -1.0mA	V _{CC} - 0.6	V _{CC} - 0.1		V	
RECEIVER INPUTS						
Input Voltage Range		-25		25	V	
Input Threshold Low	T _A = +25°C	V _{CC} = 3.3V	0.6	1.2	V	
		V _{CC} = 5.0V	0.8	1.5		
Input Threshold High	T _A = +25°C	V _{CC} = 3.3V	1.5	2.4	V	
		V _{CC} = 5.0V	1.8	2.4		

11.3.7. HOJA DE ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DEL HA17741

HA17741/PS

General-Purpose Operational Amplifier
(Frequency Compensated)

HITACHI

ADE-204-043 (Z)
Rev. 0
Dec. 2000

Description

The HA17741/PS is an internal phase compensation high-performance operational amplifier, that is appropriate for use in a wide range of applications in the test and control fields.

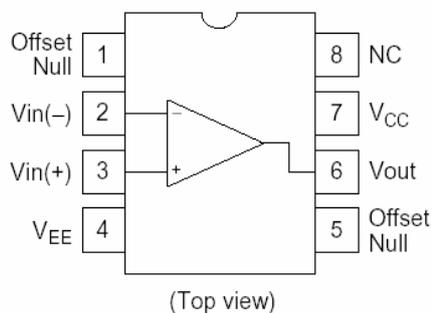
Features

- High voltage gain : 106 dB (Typ)
- Wide output amplitude : ± 13 V (Typ) (at $R_L \geq 2$ k Ω)
- Shorted output protection
- Adjustable offset voltage
- Internal phase compensation

Ordering Information

Application	Type No.	Package
Industrial use	HA17741PS	DP-8
Commercial use	HA17741	

Pin Arrangement



HA17741/PS

Electrical Characteristics**Electrical Characteristics-1** ($V_{CC} = -V_{EE} = 15\text{ V}$, $T_a = 25^\circ\text{C}$)

Item	Symbol	Min	Typ	Max	Unit	Test Condition
Input offset voltage	V_{IO}	—	1.0	6.0	mV	$R_s \leq 10\text{ k}\Omega$
Input offset current	I_{IO}	—	18	200	nA	
Input bias current	I_{IB}	—	75	500	nA	
Power-supply rejection ratio	$\Delta V_{IO}/\Delta V_{CC}$	—	30	150	$\mu\text{V/V}$	$R_s \leq 10\text{ k}\Omega$
	$\Delta V_{IO}/\Delta V_{EE}$	—	30	150	$\mu\text{V/V}$	$R_s \leq 10\text{ k}\Omega$
Voltage gain	A_{VD}	86	106	—	dB	$R_L \geq 2\text{ k}\Omega$, $V_{out} = \pm 10\text{ V}$
Common-mode rejection ratio	CMR	70	90	—	dB	$R_s \leq 10\text{ k}\Omega$
Common-mode input voltage range	V_{CM}	± 12	± 13	—	V	$R_s \leq 10\text{ k}\Omega$
Maximum output voltage amplitude	V_{OP-P}	± 12	± 14	—	V	$R_L \geq 10\text{ k}\Omega$
		± 10	± 13	—	V	$R_L \geq 2\text{ k}\Omega$
Power dissipation	P_d	—	65	100	mW	No load
Slew rate	SR	—	1.0	—	$\text{V}/\mu\text{s}$	$R_L \geq 2\text{ k}\Omega$
Rise time	t_r	—	0.3	—	μs	$V_{in} = 20\text{ mV}$, $R_L = 2\text{ k}\Omega$,
Overshoot	V_{over}	—	5.0	—	%	$C_L = 100\text{ pF}$
Input resistance	R_{in}	0.3	1.0	—	$\text{M}\Omega$	

Electrical Characteristics-2 ($V_{CC} = -V_{EE} = 15\text{ V}$, $T_a = -20\text{ to }+75^\circ\text{C}$)

Item	Symbol	Min	Typ	Max	Unit	Test Condition
Input offset voltage	V_{IO}	—	—	9.0	mV	$R_s \leq 10\text{ k}\Omega$
Input offset current	I_{IO}	—	—	400	nA	
Input bias current	I_{IB}	—	—	1,100	nA	
Voltage gain	A_{VD}	80	—	—	dB	$R_L \geq 2\text{ k}\Omega$, $V_{out} = \pm 10\text{ V}$
Maximum output voltage amplitude	V_{OP-P}	± 10	—	—	V	$R_L \geq 2\text{ k}\Omega$

HITACHI

11.3.8. HOJA DE ESPECIFICACIONES TECNICAS DEL TL072



TL072 TL072A - TL072B

Low noise J-FET dual operational amplifiers

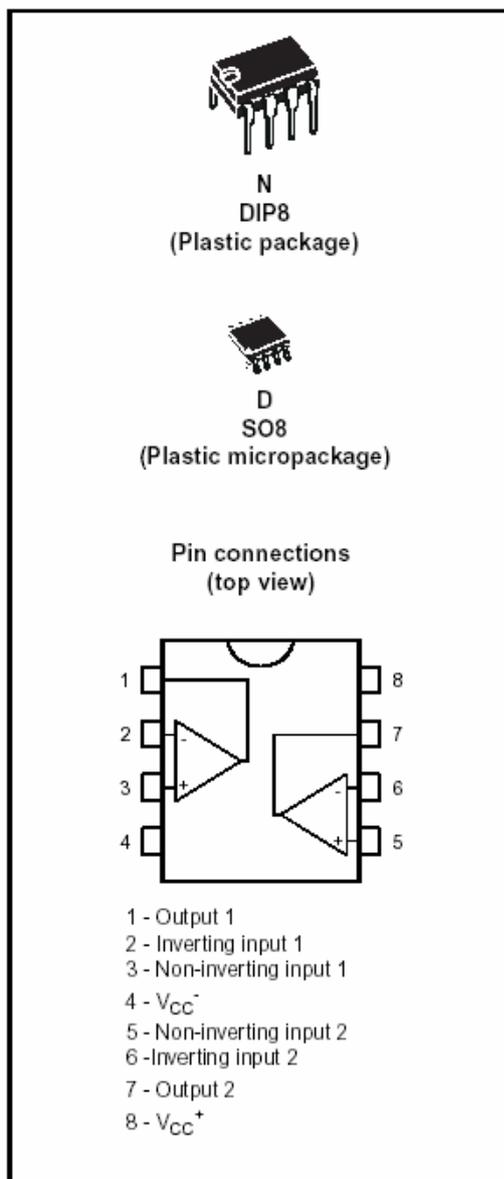
Features

- Wide common-mode (up to V_{CC}^+) and differential voltage range
- Low input bias and offset current
- Low noise $e_n = 15\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ (typ)
- Output short-circuit protection
- High input impedance J-FET input stage
- Low harmonic distortion: 0.01% (typ)
- Internal frequency compensation
- Latch-up free operation
- High slew rate : $16\text{V}/\mu\text{s}$ (typ)

Description

The TL072, TL072A and TL072B are high speed J-FET input dual operational amplifiers incorporating well matched, high voltage J-FET and bipolar transistors in a monolithic integrated circuit.

The devices feature high slew rates, low input bias and offset current, and low offset voltage temperature coefficient.



2 Absolute maximum ratings and operating conditions

Table 1. Absolute maximum ratings

Symbol	Parameter	TL072M, AM, BM	TL072I, AI, BI	TL072C, AC, BC	Unit
V_{CC}	Supply voltage ⁽¹⁾	±18			V
V_i	Input voltage ⁽²⁾	±15			V
V_{id}	Differential input voltage ⁽³⁾	±30			V
P_{tot}	Power dissipation	680			mW
R_{thja}	Thermal resistance junction to ambient ⁽⁴⁾				°C/W
	SO-8	125			
R_{thjc}	Thermal resistance junction to case				°C/W
	SO-8	40			
	DIP8	41			
	Output short-circuit duration ⁽⁵⁾	Infinite			
T_{stg}	Storage temperature range	-65 to +150			°C
ESD	HBM: human body model ⁽⁶⁾	1			kV
	MM: machine model ⁽⁷⁾	200			V
	CDM: charged device model ⁽⁸⁾	1500			V

- All voltage values, except differential voltage, are with respect to the zero reference level (ground) of the supply voltages where the zero reference level is the midpoint between V_{CC+} and V_{CC-} .
- The magnitude of the input voltage must never exceed the magnitude of the supply voltage or 15 volts, whichever is less.
- Differential voltages are the non-inverting input terminal with respect to the inverting input terminal.
- Short-circuits can cause excessive heating. Destructive dissipation can result from simultaneous short-circuit on all amplifiers.
- The output may be shorted to ground or to either supply. Temperature and/or supply voltages must be limited to ensure that the dissipation rating is not exceeded.
- Human body model: 100 pF discharged through a 1.5 kΩ resistor between two pins of the device, done for all couples of pin combinations with other pins floating.
- Machine model: a 200 pF cap is charged to the specified voltage, then discharged directly between two pins of the device with no external series resistor (internal resistor < 5 Ω), done for all couples of pin combinations with other pins floating.
- Charged device model: all pins plus package are charged together to the specified voltage and then discharged directly to the ground.

Table 2. Operating conditions

Symbol	Parameter	TL072M, AM, BM	TL072I, AI, BI	TL072C, AC, BC	Unit
V_{CC}	Supply voltage	6 to 36			V
T_{oper}	Operating free-air temperature range	-55 to +125	-40 to +105	0 to +70	°C

CAPITULO 12

12. BIBLIOGRAFÍA

- [1] Carlos Romero, Ricardo Medrano. “Diseño y Construcción de un Sistema Controlador Multiparámetros para Aplicaciones Biomédicas. Utilizando Tecnología de Microcontrolador”. Trabajo de graduación año 1997.
- [2] Jorge Menjívar y Rafael Pérez. “Sistema Telemétrico de electrocardiografía”. Tesis año 1998.
- [3] Wilfredo García y Manuel Henríquez. “Diseño de un equipo para transmitir Señales fisiológicas de forma inalámbrica”. Tesis año 2005.
- [4] Herubey Canjura . “Diseño de un equipo para transmitir señales electrocardiográficas por medio de una línea telefónica”. Tesis año 2005.
- [5] **The Biomedical Engineering Handbook**. Segunda edición volumen 1
Autor: Joseph D. Bronzino. Editor-in-Chief CRC Published with IEEE Press.
año: 2000.
- [6] **Introducción a la bioingeniería**. Serie: Mundo electrónico. Autor: José Mompín Poblet. Editorial: Marcombo Boixareu editores. Año: 1998
- [7] **Análisis Instrumental**. Cuarta Edición. Autor: Douglas A. Skoog. Editorial: McGraw-hill. Año: 1994
- [8] **Principios de Anatomía y Fisiología**. Séptima Edición. Autor: Gerard J. Tortora. Editorial: Harcourt Brace. Año: 1998
- [9] **Electrónica: Teoría de Circuitos**. Sexta Edición. Autor: Robert L. Boylestad. Editor: Pearson Prentice Hall .Año: 1997
- [10] **Diseño electrónico Circuitos y Sistemas**. Tercera Edición
Autor: C.J. Savant Jr. Editor: Prentice Hall. Año: 2000

[11] **Amplificadores Operacionales y Circuitos integrados Lineales**

Quinta Edición. Editor: Prentice Hall. Autor: Robert F. Coughlin .Año: 1999

[12] **Human Anatomy**. Quinta edición. Autor: Van De graaff

Editor:WCB McGraw-Hill. Año: 1998

[13] <http://www.scielo.cl/pdf/abioeth/v11n2/art03.pdf.htm>.TELEMEDICINA:UN

DESAFÍO PARA AMÉRICA LATINA. Acta bioeth.. [online]. 2005, vol.11, no.2

Última visita: julio 2005

[14] http://www.vitech.com.mx/aplicacion_teleconsulta.htm. Tutorial sobre aplicación

de la teleconsulta. Última visita: julio 2007

[15]<http://cdeporte.rediris.es/revista/revista18/artpatrones10.htm>. Patrones de

desaturación ergoespirométricos en función de la edad. Revista Internacional de

Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte. Última visita: junio 2005

[16]<http://www.daneprairie.com>. Pulsímetro de Pulso a PC con Interface de PIC16F877.

Última visita: mayo 2005

[17]<http://www.imm.cnm.csic.es/sensores/sen-oxi.htm>. Tutorial sobre el uso de de los

sensores para la captación de la señal. Última visita: año 2004.

[18]<http://www.tuotromedico.com>. Tutorial sobre Oximetría de Pulso.

Última visita: Enero 2007.

[19]<http://farm2.static.flickr.com> Diseño de un Oxímetro controlado por PDA.

Última visita: junio 2007.

[20]<http://www.trademe.co.nz/Electronics.htm> Tutorial sobre Presión sanguínea no

invasiva .Última visita enero 2007.

[21] <http://es.wikipedia.org> .Información sobre todos los elementos históricos y

conceptos básicos de los signos vitales, Bluetooth, Telemedicina, TCP/IP,

Microcontrolador y sensores. Última visita: febrero 2008.

- [22] <http://www.monografias.com> Información sobre conceptos básicos de los diferentes elementos electrónicos y protocolo TCP/IP. Última visita: enero 2007
- [23] <http://www.pablin.com.ar/electron/index.htm> Tutorial sobre el uso del MaxRS232. Última visita: diciembre 2006.
- [24] <http://www.todopic.com.ar> Tutorial sobre el Microcontrolador PIC16F877. Última visita: junio 2005.
- [25] <http://www.bluetooth.org> Información sobre todo lo concerniente al uso de Bluetooth. Última visita: diciembre 2007.