



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

Electrocardiógrafo Móvil con Sistema de Alerta Inalámbrico

TESIS

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE
INGENIERO ELÉCTRICO Y ELECTRÓNICO

PRESENTA:

JAVIER GÓMEZ MÉNDEZ

ASESORA DE TESIS:

DRA. FÁTIMA MOUMTADI

MÉXICO D.F., CIUDAD UNIVERSITARIA, 2011





Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

AGRADECIMIENTOS

A la Facultad de Ingeniería UNAM, por la excelente preparación académica que me brindó, por cada uno de los excelentes profesores que me impartieron clase y por los grandes amigos y excelentes compañeros que pude tener ahí.

A la Dra. Fátima Mountadi que me brindó la oportunidad de desarrollar este trabajo bajo su dirección, agradecerle totalmente por depositar su confianza en mí, pero sobre todo por ser una maravillosa persona.

A Dios por tener con salud y bienestar a mis padres y amigos, por las lecciones de vida que me han hecho madurar, pero sobre todo agradecerle por aquellas personas que me han dado su amor, amistad y respeto.

ÍNDICE

AGRADECIMIENTOS	I
ÍNDICE	II
ÍNDICE DE FIGURAS.....	V
ÍNDICE DE TABLAS	IX
INTRODUCCIÓN.....	X
Capítulo 1. El corazón y sus Enfermedades	1
1.1 Arritmias Cardiacas.....	2
1.2 Infarto Agudo de Miocardio	3
1.3 Miocarditis.....	5
1.4 Isquemia Silenciosa	7
1.5 Enfermedad de Kawasaki	9
1.6 Síndrome de QT Largo	11
1.7 Síndrome de Marfan	13
1.8 Pericarditis.....	14
Capítulo 2. Instrumentación Médica.....	17
2.1 Historia de la Instrumentación Médica	18
2.1.1 Primera Instrumentación Médica.....	18
2.1.2 Instrumentación en el Siglo XX	21
2.2 Tipo de Instrumentación Médica	23
2.2.1 Instrumentación para Diagnóstico.....	24
2.2.2 Instrumentación para Monitorización.....	25
2.2.3 Instrumentación para Electrocirugía.....	26

2.2.4 Instrumentación para Terapia/Rehabilitación	27
2.3 Electrocardiógrafo.....	28
2.3.1 Aplicación del Electrocardiógrafo	28
2.3.2 Tipos de Electrocardiógrafos.....	29
2.3.3 Colocación de las Derivaciones (Electrodos)	30
2.4 Normatividad en la Instrumentación médica.....	32
Capítulo 3. Telemedicina	35
3.1 Conceptos Fundamentales	37
3.2 Componentes de una Solución Telemédica	39
3.2.1 Equipos de Comunicación (Videconferencia).....	40
3.2.2 Medios de Comunicación	40
3.2.3 Estándares de Interoperabilidad de Información	42
3.2.4 Instalaciones en Telemedicina	44
Capítulo 4. Electrocardiógrafo Móvil con Sistema de Alerta Inalámbrico	48
4.1 Composición del Electrocardiograma.....	50
4.1.1 Onda P del Electrocardiograma	52
4.1.2 Espacio P-R o P-Q del Electrocardiograma	53
4.1.3 Complejo Ventricular QRS del Electrocardiograma.....	55
4.1.4 Segmento S-T del Electrocardiograma	56
4.1.5 Onda T del Electrocardiograma	58
4.1.6 Espacio Q-T del Electrocardiograma.....	59
4.1.7 Espacio T-P del Electrocardiograma	61
4.1.8 Punto J del Electrocardiograma	61
4.1.9 Onda U del Electrocardiograma	61
4.2 Interpretación del ECG.....	62

4.2.1 Ritmo Cardíaco	62
4.2.2 Cálculo del Intervalo PR en el ECG	63
4.2.3 Cálculo del Intervalo QT en el ECG	63
4.2.4 Cálculo del Eje QRS en el Plano Frontal.....	64
4.2.5 Análisis de la Morfología del ECG.....	64
4.3 Frecuencia Cardíaca.....	64
4.4 Diagrama de bloques del dispositivo propuesto	68
4.5 Circuito Amplificador de la Señal Eléctrica del Corazón	70
4.5.1 Amplificador de Instrumentación	70
4.5.2 Circuito Eliminator de Offset.....	75
4.5.3 Filtro Paso Bajas (FPB _o)	76
4.5.4 Filtro Muesca	80
4.6 Circuito de Control	85
4.6.1 Dispositivo de control.....	90
4.7 Circuito Transmisor y Receptor por Infrarrojo.....	96
4.7.1 Transmisor por Infrarrojo para sistema de alerta inalámbrico.....	97
4.7.2 Receptor por infrarrojo para sistema de alerta inalámbrico	106
4.8 Circuito Indicador de Emergencia	109
4.9 Interfaz Visual del ECG (Labview)	111
4.9.1 Programación en Labview.....	114
Capítulo 5. Conclusiones y Recomendaciones	116
5.1 Conclusiones	117
5.2 Recomendaciones	118
Apéndice A. Programas y Diagramas de Bloques para los Microprocesadores.....	120
Apéndice B. Programacion en LabVIEW 9.0.....	128

Apéndice C. Fuentes de Alimentación	132
--	------------

Bibliografía.....	137
--------------------------	------------

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 Muerte súbita: ocasionada por el padecimiento de una arritmia cardiaca	3
Figura 1.2 Obstrucción en arteria coronaria por obesidad.....	4
Figura 1.3 Ubicación del Epicardio y Endocardio en el corazón.....	5
Figura 1.4 Paciente realizando prueba de esfuerzo	8
Figura 1.5 Electrocardiograma Normal (figura 2a) y electrocardiograma con SQTl (figura 2b)	11
Figura 1.6 Señalización del pericardio en el corazón	15
Figura 2.1 Termómetro de mercurio por Fahrenheit.....	19
Figura 2.2 “Tubo para Oír” de T. H. Leannec	20
Figura 2.3 imagen izquierda: Microscopio Verick de Hartnack (1870), Imagen derecha: Microscopio Electrónico (época actual).....	21
Figura 2.4 Tipos de instrumentación médica.....	24
Figura 2.5 Electrocardiógrafo.....	25
Figura 2.6 Tomógrafo Computarizado	25
Figura 2.7 Monitores Cardiacos	26
Figura 2.8 Equipo para Electrocirugía.....	26
Figura 2.9 Marcapasos Cardiacos	27
Figura 2.10 Unidad FES Para el control de mano.....	27
Figura 2.11 Electrocardiógrafo portátil de 12 derivaciones.....	29
Figura 2.12 Electrocardiógrafo Holter	30

Figura 2.13 Derivaciones bipolares.....	31
Figura 2.14 Derivaciones Monoplares: aVR, aVL y aVF	31
Figura 3.1 Telemedicina	36
Figura 3.2 Sesión de videoconferencia	40
Figura 3.3 Tipos de comunicación empleados en Telemedicina	41
Figura 3.4 Ejemplificación de comunicación satelital	42
Figura 3.5 Interconexión de dispositivos DICOM	44
Figura 3.6 Escenario rural en la telemedicina	45
Figura 3.7 Escenario integral en telemedicina.....	46
Figura 4.1 Análisis de un electrocardiograma	49
Figura 4.2 Forma gráfica de un electrocardiograma.....	50
Figura 4.3 Complejo QRS con onda Q casi nula.....	51
Figura 4.4 Esquema completo de un ECG normal	52
Figura 4.5 Onda P positiva	53
Figura 4.6 Ubicación del espacio P-R o P-Q.....	54
Figura 4.7 Segmento S-T.....	56
Figura 4.8 Desplazamiento negativo y positivo de S-T.....	57
Figura 4.9 Desplazamientos cóncavos y convexos del segmento S-T	58
Figura 4.10 Electrocardiograma con ondas T negativas	59
Figura 4.11 Cálculo del eje de QRS en el plano frontal del ECG	64
Figura 4.12 Fragmento de ECG para método 1	66
Figura 4.13 Fragmento de ECG para método 2	67
Figura 4.14 Fragmento de ECG para método 3	68
Figura 4.15 Diagrama de bloques total del dispositivo propuesto	69
Figura 4.16 Diagrama de bloques del ASEC.....	70
Figura 4.17 Amplificador de Instrumentación	73

Figura 4.18 Señal de prueba.....	74
Figura 4.19 Señal de prueba amplificada.....	74
Figura 4.20 Ubicación del circuito eliminador de offset	75
Figura 4.21 Diagrama de circuito eliminador de offset	76
Figura 4.22 FPBo de segundo orden y su respuesta en frecuencia	77
Figura 4.23 Diagrama con valores del FPBo de segundo orden	78
Figura 4.24 Señal de salida a 250 Hz	79
Figura 4.25 Señal de salida a 350 Hz	79
Figura 4.26 Gráfica de respuesta en frecuencia para un filtro muesca.....	80
Figura 4.27 Composición de un filtro muesca	81
Figura 4.28 Diagrama del filtro paso banda con valores	82
Figura 4.29 Diagrama del amplificador sumador.....	82
Figura 4.30 Diagrama final del filtro muesca	83
Figura 4.31 Señal de salida a 40 Hz	83
Figura 4.32 Señal de salida del sistema a 60 Hz	84
Figura 4.33 Señal de salida a 150 Hz	84
Figura 4.34 Resultado experimental del bloque analógico	85
Figura 4.35 Señal de entrada y salida en un circuito 40106B.....	86
Figura 4.36 Offset aplicado a señal analógica	87
Figura 4.37 Señal de entrada sin offset	87
Figura 4.38 V_i (-) y V_o (---).....	88
Figura 4.39 V_i (-) y V_o (---).....	88
Figura 4.40 Unión entre circuito de offset y C.I. 40106.....	89
Figura 4.41 V_i (senoidal) y V_o (cuadrada).....	89
Figura 4.42 Microcontrolador PIC16F84A	90
Figura 4.43 Circuito complementario al dispositivo de control.....	91

Figura 4.44 Circuito complementario encendido	93
Figura 4.45 Activación de Salida 1: Menor a 60 Lat/min	94
Figura 4.46 Salida 1 y 2 apagadas.....	94
Figura 4.47 Activación de Salida 2: mayor a 100 Lat/min.....	95
Figura 4.48 Circuito de control con un solo transmisor.....	95
Figura 4.49 Circuito de control con display LCD	96
Figura 4.50 Configuración Astable en C.I. 555.....	97
Figura 4.51 Gráfica para elección de R's y C en modo astable	98
Figura 4.52 Circuito transmisor sin etapa de potencia.....	99
Figura 4.53 Señal de salida del 555 en modo Astable	100
Figura 4.54 Habilitación de transmisor por medio del Relevador	101
Figura 4.55 Circuito transmisor encendido	101
Figura 4.56 Circuito transmisor apagado	102
Figura 4.57 Ejemplo de Amplificador Clase A	103
Figura 4.58 Circuito de polarización para TIP31C.....	103
Figura 4.59 Medición de corriente de colector	104
Figura 4.60 Medición de voltaje colector-emisor	105
Figura 4.61 Circuito final de potencia para transmisor	106
Figura 4.62 Diodo receptor de infrarrojo SFH5110.....	107
Figura 4.63 Diagrama de bloques del SFH5110	107
Figura 4.64 Circuito receptor de haz infrarrojo	108
Figura 4.65 Diodo Led y Buzzer piezoeléctrico	109
Figura 4.66 Circuito indicador de emergencia.....	110
Figura 4.67 Circuito indicador de alerta Encendido.....	110
Figura 4.68 Circuito indicador de alerta final	111
Figura 4.69 Patigrama del microcontrolador PICAXE 14-M.....	112

Figura 4.70 Configuración para establecer adquisidor de datos.....	113
Figura 4.71 Formas de conexión para comunicación serial	113
Figura 4.72 Conexión entre señal analógica y PICAXE-14M	114
Figura 4.73 Proceso de programación del monitor en Labview 9.0	115
Figura 4.74 Interfaz visual (monitor) del Electrocardiógrafo	115
Figura A.1 Diagrama de bloques del PIC16F84A en transmisor.....	121
Figura A.2 Diagrama de bloques del PIC16F84A en receptor.....	124
Figura A.3 Diagrama de bloques del adquisidor.....	127
Figura B.1 Programación del monitor en Labview 9.0	129
Figura C.1 Fuente de voltaje rectificada.....	133
Figura C.2 Medición de voltaje en las salidas	134
Figura C.3 Medición de corriente en las salidas.....	134
Figura C.4 Fuente rectificada y de baterías	135
Figura C.5 Fuente de voltaje para receptor y 2do PIC16F84A	136

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2. 1 Ubicación de las derivaciones monopares precordiales	32
Tabla 2. 2 Normas relacionadas con electrocardiógrafos.....	33
Tabla 4. 1 Duración del espacio Q-T en relación con la frecuencia cardiaca	60
Tabla 4. 2 Valores de V_{LS} y V_{LI} para el C.I. 40106 (V)	86
Tabla 4.3 Características del relevador THD-0501-L	92
Tabla 4. 4 Frecuencia de portadora de los distintos modelos de sensores	107

INTRODUCCIÓN

En este escrito el lector podrá encontrar un trabajo que se puede considerar no tan ligado al campo de la ingeniería debido a que contiene conceptos relacionados con el área médica, sin embargo el interés mostrado es sobre uno de los dispositivos electrónicos quizás más usados y de vital importancia en el mundo médico, nos referimos al Electrocardiógrafo.

El electrocardiógrafo es un dispositivo que permite graficar la actividad eléctrica del corazón y es en base a esa gráfica que los médicos especializados en esta área pueden detectar enfermedades mediante su interpretación. Al grupo de enfermedades relacionadas con el corazón se les conocen con el nombre de *Enfermedades Cardiovasculares*.

Las enfermedades cardiovasculares (ECV) son la principal causa de muerte en todo el mundo. Cada año mueren más personas por ECV que por cualquier otra causa. Se calcula que 2004 murieron por esta causa 17.1 millones de personas, lo cual representa un 29% de todas las muertes registradas en el mundo. Se calcula que en 2030 morirán cerca de 23.6 millones de personas por ECV.

Gracias a estos datos estadísticos, el Electrocardiógrafo tiene una gran relevancia por su utilidad como herramienta en el diagnóstico. Existen actualmente en el mercado una infinidad de modelos, que varían por su tamaño, capacidad y funciones; como puede ser el mostrar la gráfica en un display, alimentación del dispositivo por medio de voltaje de CD o CA, impresión de la gráfica en papel, etc.

Debido a la alta complejidad es que son instrumentos caros, teniendo precios bastante elevados, siendo por ejemplo el precio más económico de unos \$9000 M/N.

El que tengan precios elevados hacen al electrocardiógrafo inaccesible para la mayoría de la población, porque puede ocurrir la situación de que se necesite forzosamente contar con este equipo en casa. Adicionalmente, su uso en instituciones médicas de seguridad social se reduce a pacientes con algún mal diagnosticado, lo que impide su uso para fines preventivos.

Objetivo:

Desarrollar un electrocardiógrafo de bajo costo, equipado con una aplicación telemédica que alerte al personal al cuidado del paciente, de la presencia de anomalías en su desempeño cardiovascular.

Método:

Para resolver este problema se hará uso de la electrónica analógica, electrónica digital y de la programación gráfica. El dispositivo funcionará en base a 3 bloques:

- Analógico: Obtención de la señal eléctrica del corazón mediante un amplificador de instrumentación.

Este Amplificador se compone de dos amplificadores operacionales de acoplamiento (para adquirir físicamente la señal y no atenuarla) y un Amplificador operacional diferencial (que amplifica la suma o resta de las señales provenientes de los amplificadores de acoplamiento).

Además, se le incluirán otros circuitos para un mejor funcionamiento, como lo son un filtro paso bajas (para delimitar en frecuencia), un eliminador de offset y un filtro notch (para eliminar el ruido proveniente de la alimentación)

- Digital: aquí se hace uso de la señal analógica resultante de la primera etapa, para realizar funciones de conversión analógica- digital, de procesamiento y de transmisión hacia un computador, todo esto usando microcontroladores.

Aquí destaca el sistema de alerta de frecuencia cardiaca inalámbrico, que consiste en un microcontrolador que sensa el número de ciclos RR en la señal eléctrica del corazón. Si el microcontrolador sensa una cantidad mayor o menor al intervalo de estabilidad, enciende un transmisor por infrarrojo.

La señal transmitida puede ser recibida hasta una distancia de 30 metros, permitiéndole al encardado del paciente colocar el dispositivo en una zona no cercana a él, si es que tiene que hacer alguna actividad alejada del enfermo.

El dispositivo indicador de alerta contiene dos elementos visuales (luz de un led y texto por un display) y un elemento auditivo (sonido de un buzzer piezoeléctrico), todo esto para informar por el medio que sea de algún cambio en el paciente.

- Visual: se hace uso de la herramienta gráfica LABVIEW 9.0, para realizar la interfaz gráfica (monitor) que muestra la señal eléctrica del corazón (electrocardiograma) en cualquier computadora.

Para que se pueda mostrar esta gráfica es necesario un elemento que comunique a la PC con el dispositivo propuesto, dicha labor será ejecutada nuevamente por un microcontrolador.

Este microcontrolador funcionará como un adquisidor de datos, digitaliza la señal del electrocardiograma y la transmitirá vía serial a la PC para que pueda ser procesada por el programa hecho en labview 9.0.

El lector podrá encontrar toda la metodología planteada para solucionar la problemática en el capítulo 4; es decir, encontrará procedimientos de diseño, cálculos, esquemas, pruebas, criterios, gráficas, etc.

Además podrá encontrar como información cultural algunas de las tantas enfermedades del corazón en el capítulo 1, donde se le da de forma clara el concepto de las enfermedades, cuales son las causas que las generan, los síntomas que se pueden tener y los métodos que permiten detectarlas.

También, en el capítulo 2 encontrará la historia de la instrumentación médica, desde sus orígenes, sus principales aportes, el cómo se puede clasificar estos instrumentos y las normas tanto nacionales como extranjeras que debe de cumplir un electrocardiógrafo en México.

El capítulo 3 expondrá al lector parte del mundo de la telemedicina. Encontrando aquí conceptos fundamentales sobre los cuales se rige y aún más importante, los componentes que integran una solución telemédica. Todo esto con la finalidad de crear en el lector un concepto general de lo que es la telemedicina, de cómo se integra y cómo opera.

Finalmente se encuentra la bibliografía; por si el lector desea profundizar más en algún tema de interés, y los anexos que complementan la parte de diseño realizado en el capítulo 4.

Capítulo 1

El corazón y sus Enfermedades



En este capítulo se hará mención de enfermedades relacionadas con el corazón. Debido a que este tipo de enfermedades son muchas, solo se pondrán algunos ejemplos. Como no es un trabajo dedicado a la medicina, se expondrán conceptos de manera sencilla para una fácil comprensión del lector, señalando las posibles causas, síntomas y medios de detección para estas enfermedades [1].

1.1 Arritmias Cardiacas

Cuando el ritmo de los latidos cardiacos cambia, se produce una arritmia cardiaca, que es un trastorno que interfiere en el ritmo normal de la generación o conducción de los impulsos eléctricos, lo que ocasiona series irregulares de latidos y que puede afectar seriamente la calidad de vida o hasta causar la muerte de quienes las padecen.

Las arritmias pueden afectar a personas de ambos sexos y a cualquier edad, incluso en la infancia. Se dividen en taquicardias, bradicardias y fibrilaciones:

- En las taquicardias, la frecuencia es muy rápida e irregular y se encuentra por encima de los 100 latidos por minuto, lo que en ocasiones puede llegar a producir un temblor del músculo esquelético y el ritmo se pierde por completo.
- En las bradicardias, la frecuencia es muy lenta, menor de 60 latidos por minuto y produce entre otras cosas el desmayo de la persona, ya que el cerebro no recibe suficiente cantidad de oxígeno.
- Las fibrilaciones se presentan cuando el ritmo cardíaco pierde regularidad y se desordena completamente.

Por lo general, las arritmias se deben a algún daño del músculo cardíaco o del nódulo sinusal, que es el marcapasos natural del corazón. El daño puede ser provocado por un ataque al corazón, defectos congénitos, válvulas cardíacas deterioradas o por alguna infección, como la endocarditis bacteriana.

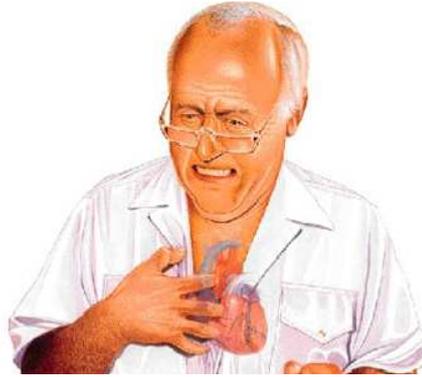


Figura 1.1 Muerte súbita: ocasionada por el padecimiento de una arritmia cardíaca

1.2 Infarto Agudo de Miocardio

El término infarto agudo de miocardio (frecuentemente abreviado como IAM o IMA y conocido en el lenguaje popularmente como ataque al corazón, ataque cardíaco o infarto) hace referencia a un riego sanguíneo insuficiente, con daño referente a los tejidos, en una parte del corazón, producido por una obstrucción en una de las arterias coronarias, frecuentemente por ruptura de una placa de ateroma vulnerable.

El infarto de miocardio es la principal causa de muerte de hombres y mujeres en todo el mundo. La facilidad de producir arritmias, fundamentalmente la fibrilación ventricular, es la causa más frecuente de muerte en el infarto agudo de miocardio en los primeros minutos, razón por la que existe la tendencia a colocar desfibriladores externos automáticos en lugares públicos concurridos.

Causas: Los principales riesgos que predisponen a un infarto son la aterosclerosis u otra enfermedad de las coronarias, antecedentes de angina de pecho, de un infarto anterior o de trastornos del ritmo cardíaco, así como la edad, principalmente en hombres mayores de 40 años y mujeres mayores de 50 años.

Ciertos hábitos modificables como el tabaquismo, consumo excesivo de bebidas alcohólicas, la obesidad y niveles altos de estrés también contribuyen significativamente a un mayor riesgo de tener un infarto.

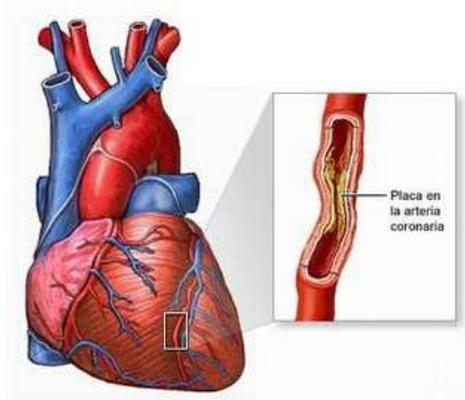


Figura 1.2 Obstrucción en arteria coronaria por obesidad

Síntomas: El inicio de un ataque cardíaco generalmente se manifiesta con un dolor repentino e intenso en el pecho que los pacientes a menudo describen como una sensación de presión, como si algo les aplastara o estrujara el pecho o como si tuvieran un gran peso sobre él.

El dolor puede extenderse al brazo, a la mandíbula, al hombro, a la espalda o al cuello. Otros posibles síntomas son la falta de aliento, la confusión, el mareo, el desvanecimiento, la sudoración o las náuseas de origen desconocido.

Los síntomas de ataque cardíaco en las mujeres pueden ser diferentes de los que presentan los hombres. Muchas mujeres que sufren un ataque cardíaco no lo saben. Las mujeres suelen sentir ardor en la región superior del abdomen y pueden tener mareo, malestar estomacal y sudoración. Como podrían no sentir el típico dolor en la mitad izquierda del pecho, muchas mujeres podrían pasar por alto los síntomas que indican que están sufriendo un ataque al corazón.

Diagnóstico de la enfermedad: Además de hablar con usted y de revisarle el pulso y la presión arterial, el personal de la sala de emergencias generalmente le realizará los siguientes estudios:

- Un electrocardiograma (ECG) para determinar cuál de las arterias coronarias está obstruida y monitorear su ritmo cardíaco.

- Un análisis de sangre que permite determinar cuánto daño se ha producido, detectando ciertas enzimas que pasan de las células lesionadas del músculo cardíaco a la corriente sanguínea.

1.3 Miocarditis

El miocardio es la pared muscular del corazón o músculo cardíaco. Se contrae para bombear la sangre fuera del corazón y luego se relaja a medida que el corazón se llena con la sangre que regresa. La membrana serosa exterior del miocardio se denomina “epicardio”. La membrana que recubre su interior se denomina “endocardio”.

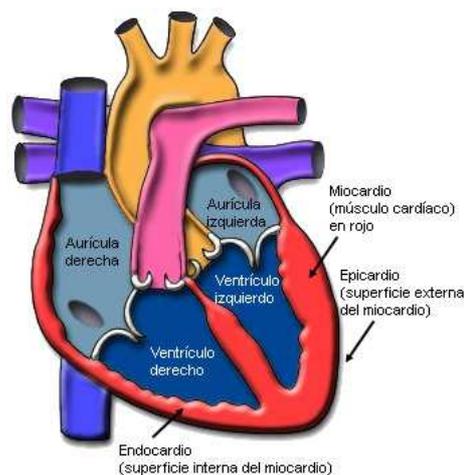


Figura 1.3 Ubicación del Epicardio y Endocardio en el corazón

La miocarditis es una inflamación del miocardio. Cuando el corazón se inflama, no puede bombear tan eficazmente debido a la hinchazón (edema) y al daño sufrido por sus células. El músculo cardíaco puede dañarse aún más si el sistema inmunitario envía anticuerpos para tratar de combatir la causa de la inflamación.

A veces estos anticuerpos atacan en cambio los tejidos del corazón. Si se dañan demasiadas células del músculo cardíaco, éste se debilita.

En algunos casos, este proceso es muy rápido y da lugar a una insuficiencia cardíaca o incluso una muerte súbita.

El corazón trata de regenerarse por sí solo. El músculo cardíaco se regenera cambiando las células dañadas o muertas del músculo cardíaco en tejido cicatricial. El tejido cicatricial no es como el tejido muscular cardíaco porque no se contrae y no puede contribuir a la acción de bombeo del corazón. Si se forma suficiente tejido cicatricial en el corazón, puede dar lugar a una insuficiencia cardíaca congestiva o una cardiomiopatía dilatada.

Causas: La miocarditis es una enfermedad poco común. La inflamación del músculo cardíaco puede ser causada por:

- Una infección vírica, bacteriana o fúngica.
- La fiebre reumática, que puede producirse si los anticuerpos que el organismo envía para combatir una infección estreptocócica atacan en cambio los tejidos de las articulaciones y el corazón.
- La intoxicación medicamentosa o química.
- Las enfermedades del tejido conectivo, tal como el lupus o la artritis reumatoide.

Síntomas: Un caso leve de miocarditis puede no producir síntoma alguno. La persona puede tener fiebre, dolor en el pecho y cansancio extremo, como si tuviera un catarro fuerte o una gripe. Algunas personas tienen un ritmo cardíaco irregular (arritmia) o dificultad para respirar.

Típicamente, un caso leve de miocarditis desaparecerá sin dejar un daño permanente. Los casos graves podrían no diagnosticarse hasta que la persona no tenga síntomas de insuficiencia cardíaca. Incluso los casos graves pueden desaparecer sin aviso, pero estos casos graves típicamente producen daños permanentes e irreversibles en el músculo cardíaco.

Diagnóstico de la enfermedad: La miocarditis es difícil de diagnosticar porque puede parecerse a muchas otras enfermedades. El médico podría sospechar que usted tiene miocarditis si sus síntomas aparecieron dentro de los 6 meses siguientes de haber sufrido una infección. Pueden usarse varias pruebas diferentes para confirmar el diagnóstico:

- Los análisis de sangre permiten detectar una infección reciente o signos de inflamación en el organismo.
- Una radiografía de tórax puede mostrar a los médicos si hay una acumulación de líquido en los pulmones. este es uno de los signos de insuficiencia cardiaca.
- La electrocardiografía permite saber más sobre el ritmo cardiaco, tamaño y funcionamiento de las cavidades del corazón.
- La ecocardiografía permite ver el movimiento de la pared del corazón y el tamaño general del corazón.

1.4 Isquemia Silenciosa

La isquemia es una enfermedad en la que se produce una disminución del flujo de sangre rica en oxígeno a una parte del organismo. La isquemia cardíaca es un aporte deficiente de sangre y oxígeno al músculo cardíaco.

Se produce una isquemia cardíaca cuando una arteria se estrecha u obstruye momentáneamente, impidiendo que llegue al corazón sangre rica en oxígeno. Si la isquemia es grave o dura demasiado tiempo, puede dar lugar a un ataque al corazón (infarto de miocardio) y la muerte de tejido cardíaco.

En la mayoría de los casos, una interrupción momentánea del flujo de sangre al corazón causa el dolor de la angina de pecho. Pero en algunos casos no se produce dolor. Esto se denomina “isquemia silenciosa”.

La isquemia silenciosa (o asintomática) también puede alterar el ritmo cardíaco. Los ritmos anormales, tales como los que se producen en la taquicardia ventricular o la fibrilación ventricular, pueden afectar a la capacidad de bombeo del corazón y causar desmayos o incluso muerte súbita cardíaca.

Síntomas: La isquemia silenciosa no presenta síntomas. Pero los investigadores han establecido que si una persona tiene episodios de dolor en el pecho, posiblemente también tenga episodios de isquemia silenciosa.

Diagnóstico de la enfermedad: Para diagnosticar la isquemia silenciosa, pueden realizarse los siguientes estudios.

- Una prueba de esfuerzo puede mostrar el flujo de sangre por las arterias coronarias en respuesta al ejercicio físico aplicado, típicamente mientras el paciente camina o trota sobre una caminadora.



Figura 1.4 Paciente realizando prueba de esfuerzo

- El estudio Holter registra la frecuencia y el ritmo cardíaco durante un período de 24 horas (o más). El paciente lleva puesto un dispositivo de grabación (el monitor Holter) que está conectado a discos que se le colocan sobre el pecho.

Los médicos pueden imprimir y leer los datos registrados a fin de determinar si el paciente tuvo episodios de isquemia silenciosa mientras llevaba puesto el monitor Holter.

1.5 Enfermedad de Kawasaki

La enfermedad de Kawasaki es una enfermedad que afecta a los niños. También se denomina síndrome de Kawasaki o síndrome mucocutáneo linfonodular. La enfermedad de Kawasaki produce inflamación de los tejidos del organismo.

Los médicos desconocen la causa de la enfermedad pero, sin tratamiento, puede producir inflamación del corazón y de las arterias coronarias. Esta inflamación puede ocasionar problemas cardíacos a largo plazo, tales como coágulos sanguíneos, aneurismas o un ataque cardíaco.

La enfermedad de Kawasaki afecta con mayor frecuencia a las arterias coronarias, típicamente debilitando sus paredes. Si la pared de una arteria se debilita, la presión de la sangre que pasa por ella empuja la pared hacia afuera, formando lo que podría describirse como una ampolla frágil. Esto se denomina aneurisma. Si en el aneurisma se forma un coágulo sanguíneo, éste puede obstruir la arteria y ocasionar un ataque cardíaco. En casos excepcionales, el aneurisma puede romperse.

La enfermedad de Kawasaki puede ocasionar además inflamación del músculo cardíaco (lo que se denomina miocarditis) o del saco que rodea el corazón (lo que se denomina pericarditis). También puede ocasionar alteraciones del ritmo cardíaco (arritmias).

En la mayoría de los niños, los problemas cardíacos desaparecen después de 5 o 6 semanas y no dejan secuelas duraderas. En algunos niños, las arterias coronarias quedan permanentemente dañadas.

Síntomas: Entre los signos y síntomas de la enfermedad de Kawasaki se cuentan los siguientes.

- Fiebre muy elevada (hasta 40 °C o 104 °F) que dura por lo menos 5 días
- Irritabilidad
- Sarpullido rojo en la espalda, el pecho y el abdomen
- Ojos enrojecidos
- Hinchazón de los dedos de las manos y de los pies
- Hinchazón de las glándulas del cuello
- Lengua hinchada y recubierta por una capa blanca, cuyo aspecto se asemeja a la superficie de una frambuesa (lo que se denomina “lengua aframbuesada”)
- Labios rojos, secos y agrietados
- Dolor de garganta
- Dolor e inflamación en las articulaciones

Dado que muchos de estos signos y síntomas también pueden parecerse a los del sarampión, la escarlatina, la amigdalitis estreptocócica o las alergias, es importante llevar al niño al médico de inmediato. En tanto como un 20 por ciento de los niños, la enfermedad de Kawasaki afecta al corazón, dañando incluso las arterias coronarias o el músculo cardíaco mismo.

Diagnóstico de la enfermedad: algunos estudios diagnósticos permiten determinar si el corazón o las arterias coronarias están dañados.

- Electrocardiografía (ECG), que permite detectar los latidos irregulares (arritmia) y una sobrecarga cardíaca.
- Ecocardiografía, que permite ver el funcionamiento de las válvulas, el movimiento de la pared del corazón, el tamaño del corazón y el tamaño de las arterias coronarias.

1.6 Síndrome de QT Largo

El síndrome de QT largo (SQTL) es una alteración del sistema de conducción del corazón. La alteración afecta a un proceso denominado repolarización, que es cuando se restablece la carga eléctrica del corazón después de cada latido. El síndrome congénito de SQTL es un trastorno poco común que generalmente se hereda (es transmitido de una generación a la siguiente).

En otros casos, el SQTL puede ser ocasionado por ciertos medicamentos, o puede ser el resultado de un accidente cerebrovascular o de algún otro trastorno neurológico. El SQTL puede producir un ritmo cardíaco anormal (arritmia), un desmayo o una pérdida del conocimiento (síncope) e incluso la muerte súbita.

Figura 2a.



Figura 2b.

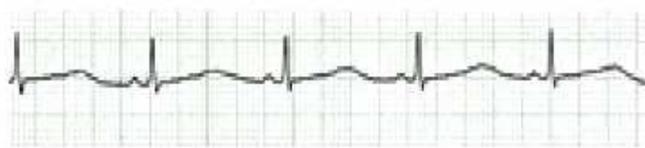


Figura 1.5 Electrocardiograma Normal (figura 2a) y electrocardiograma con SQTL (figura 2b)

Causas: Cuando el corazón se contrae, envía una señal eléctrica. La señal es producida por el flujo de iones (moléculas de potasio, sodio y calcio) dentro de las células cardíacas. Los iones entran y salen de las células cardíacas a través de canales iónicos.

Observando la forma de onda, es posible determinar cuánto tiempo tarda la señal eléctrica en activar y desactivar las cavidades inferiores del corazón (los ventrículos). Esto se denomina el intervalo QT.

Un problema en uno de los canales iónicos puede prolongar el intervalo QT, lo cual a su vez puede aumentar el riesgo de sufrir un tipo de arritmia denominado torsade de pointes (retorcimiento de las puntas). Cuando se produce una torsade de pointes, el corazón no puede bombear suficiente sangre rica en oxígeno al resto del organismo, especialmente al cerebro.

La torsade de pointes también puede dar lugar a la fibrilación ventricular, un tipo peligroso de arritmia que produce contracciones rápidas y no coordinadas de las fibras musculares de los ventrículos. La fibrilación ventricular impide que el corazón bombee sangre rica en oxígeno al resto del organismo, lo cual puede ocasionar la muerte.

Síntomas: Las personas que sufren de SQTL no siempre tienen síntomas. Cuando hay síntomas, los más comunes son el desmayo y la arritmia. Las personas que sufren de SQTL a menudo presentan un intervalo QT prolongado durante el ejercicio físico, en momentos de emoción intensa (por ejemplo: temor, ira o dolor) o en reacción a un sonido fuerte o alarmante.

Las personas que sufren de SQTL generalmente han tenido por lo menos un episodio de desmayo antes de cumplir los 10 años de edad. Otras pueden tener sólo uno o dos episodios de desmayo en la niñez y de allí en más no tener ningún episodio adicional. En un tipo de síndrome de QT heredado, uno de los síntomas es la sordera.

Diagnóstico de la enfermedad: El SQTL se diagnostica comúnmente utilizando las siguientes técnicas: El electrocardiograma (ECG) convencional, el ECG de esfuerzo y el estudio Holter.

1.7 Síndrome de Marfan

El síndrome de Marfan es un trastorno poco común que debilita el tejido conectivo del cuerpo. El tejido conectivo es el tejido que sostiene muchas estructuras del cuerpo, tales como los tendones, los ligamentos, los cartílagos, los vasos sanguíneos, las válvulas cardíacas y demás. Como el tejido conectivo es más débil en quienes padecen el síndrome de Marfan, afecta a la manera en que se forman y funcionan el corazón, los vasos sanguíneos, los ojos y el esqueleto.

Causas: Se cree que el síndrome de Marfan es una enfermedad hereditaria causada por un defecto en un gen. Como el defecto genético puede ser transmitido a los niños, las personas con síndrome de Marfan deben consultar al médico y un asesor genético antes de tener hijos. En alrededor del 25 por ciento de los enfermos con síndrome de Marfan, ninguno de los padres tiene el síndrome. Se cree que en estos casos, una mutación en el óvulo o el espermatozoide causa la enfermedad.

Riesgos para el corazón: El defecto genético que causa el síndrome de Marfan controla la producción de una proteína especial presente en el tejido conectivo. Esta proteína se denomina fibrilina. Si no hay suficiente fibrilina, se debilitan las paredes de las principales arterias.

Si la aorta (la principal fuente de irrigación sanguínea del cuerpo) se ve afectada, ésta se agranda (o dilata), lo cual la debilita. La zona debilitada de la aorta puede abombarse hacia afuera, creándose así un aneurisma aórtico. O la aorta puede romperse y la sangre puede pasar por las roturas e introducirse entre las capas de la pared de la aorta.

Si la aorta está estirada o debilitada, eso también puede afectar a la válvula aórtica. En algunos pacientes la sangre retrocede por la válvula en lugar de circular correctamente, en una sola dirección. Si es mucha la sangre que retrocede, sólo una pequeña cantidad puede avanzar hacia los órganos del cuerpo.

El corazón debe esforzarse más para compensar pero, con el tiempo, el corazón se agranda (dilata) y es menos capaz de bombear la sangre por el cuerpo. Otros problemas cardíacos que pueden afectar a las personas con síndrome de Marfan son un riesgo más elevado de ataque cardíaco, un ritmo cardíaco anormal (denominado arritmia) y la muerte súbita cardíaca.

Signos y síntomas: Los signos y síntomas del síndrome de Marfan se manifiestan con el tiempo. Sólo alrededor de un 40 a 60 por ciento de los pacientes con síndrome de Marfan presentan síntomas, típicamente prolapso valvular mitral o problemas de la aorta.

Diagnóstico de la enfermedad: Los signos y síntomas del síndrome de Marfan pueden ser diferentes en cada paciente, lo cual dificulta el diagnóstico. La siguiente es una lista de algunos estudios que pueden emplearse para diagnosticar el síndrome de Marfan:

- La ecocardiografía permite ver el funcionamiento de las válvulas, el movimiento de la pared del corazón y el tamaño general del corazón.
- La tomografía computada (TC) es una técnica radiográfica que emplea una computadora para crear imágenes transversales del cuerpo, en este caso de la aorta.
- La resonancia magnética (RM) es un estudio que permite a los médicos ver el interior del cuerpo sin realizar una intervención quirúrgica. Produce imágenes detalladas del corazón y de la aorta.

1.8 Pericarditis

El pericardio es una membrana delgada de dos capas en forma de saco que envuelve el corazón. La capa externa del pericardio rodea el nacimiento de los principales vasos sanguíneos del corazón. Está unida a la columna vertebral, al diafragma y a otras partes del cuerpo por medio de ligamentos.

La capa interna del pericardio está unida al músculo cardíaco. Una capa de líquido separa las dos capas de la membrana, permitiendo que el corazón se mueva al latir, a la vez que permanece unido al cuerpo.

La pericarditis es una inflamación del pericardio. Cuando se produce una pericarditis, aumenta la cantidad de líquido entre las dos capas del pericardio. Este aumento de líquido presiona sobre el corazón y restringe la acción de bombeo.

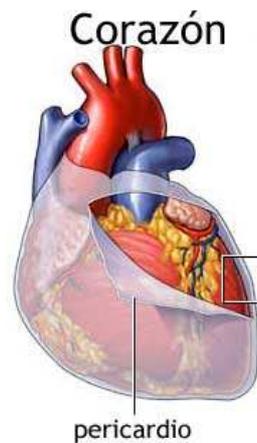


Figura 1.6 Señalización del pericardio en el corazón

Causas: La pericarditis se produce con mayor frecuencia en hombres de 20 a 50 años de edad. En la mayoría de los casos, se desconoce la causa de la pericarditis, pero puede ser el resultado de:

- Una infección vírica, bacteriana o fúngica.
- Un ataque cardíaco.
- Una metástasis de un tumor maligno cercano.
- La radioterapia empleada para algunos tipos de cáncer.
- Una lesión en el pecho, el esófago (el conducto que transporta el alimento al estómago) o el corazón.
- El uso de ciertos tipos de medicamentos para debilitar el sistema inmunitario.

También puede producirse una pericarditis en pacientes que sufren de artritis reumatoide, lupus, insuficiencia renal, leucemia, infección por VIH o SIDA.

Síntomas: El síntoma principal de la pericarditis es un dolor agudo y punzante en el centro o el lado izquierdo del pecho (en algunos casos puede ser un dolor sordo). El dolor puede irradiarse al cuello o el hombro izquierdo, y puede ser peor cuando se respira profundamente.

El dolor típicamente es menor cuando uno está sentado derecho o inclinado hacia delante, pero puede empeorar cuando uno se acuesta. Otros síntomas pueden incluir:

- Fiebre.
- Tos.
- Dolor al tragar.
- Dificultad para respirar.
- Una sensación de malestar general.

Diagnóstico de la enfermedad: Pueden usarse varios métodos diagnósticos.

- Una radiografía de tórax permitirá determinar si el corazón está agrandado debido a un aumento de líquido en el pericardio.
- La electrocardiografía permite saber más sobre el ritmo cardíaco, el tamaño y el funcionamiento de las cavidades del corazón.
- La ecocardiografía permite ver el movimiento de la pared del corazón y el tamaño general del corazón. Es además uno de los mejores estudios para ver la acumulación de líquido alrededor del corazón.

Capítulo 2

Instrumentación Médica



2.1 Historia de la Instrumentación Médica

La instrumentación médica se puede dividir en dos grandes grupos: antes del siglo XX (primera instrumentación médica) y después del siglo XX, porque es aquí donde se da el verdadero avance tecnológico en apoyo a la medicina.

2.1.1 Primera Instrumentación Médica

“Cuando el hombre enfermaba, los antiguos decían que estaba poseído por espíritus malignos”. La idea se reforzaba cuando el individuo decía cosas incoherentes o actuaba como nunca había actuado. Sanaba por sí solo o con la ayuda del brujo, que lograba expulsar los malos espíritus. Esta creencia subsiste hasta nuestros días y podemos observarla en la mayor parte de nuestras civilizaciones.

En épocas posteriores a los griegos, los médicos a fin de obtener la información que le permitiera diagnosticar, utilizaron como instrumentos únicamente sus sentidos; es decir el Tacto, Oído y vista.

El tacto: La temperatura la trató de medir en 1603, el científico italiano Galileo, cuando demostró que la altura de agua succionada por un tubo al que se le había hecho vacío parcial variaba con la temperatura.

En 1625, el físico eslavo Santorio, aplicó este principio para medir la temperatura del cuerpo humano, pero el problema que se presentaba era que la medida era afectada por la presión atmosférica. Este inconveniente fue resuelto 25 años después por el Gran Duque de Toscana, quien selló el tubo y así eliminó el efecto.

Los termómetros modernos (todavía en uso), fueron desarrollados por un artesano fabricante de instrumentos, el polaco Gabriel D. Fahrenheit, quien en el siglo XVIII reemplazó el agua por mercurio y así aumentó su precisión.



Figura 2.1 Termómetro de mercurio por Fahrenheit

El sentido del Oído: Los antiguos médicos griegos usaron los ruidos percibidos por sus oídos para diagnosticar. Colocaban los oídos en el pecho, espalda o abdomen del paciente, para percibir los sonidos del corazón, las vías respiratorias o ruidos intestinales.

Para incrementar el nivel de sonido se empleó el “tubo para oír”. El estetoscopio es una versión moderna de este tubo, cuyo desarrollo se debe probablemente al médico francés T. H. Leannec, quien lo usó en 1819, principalmente para evitar contagiarse al colocar su oído en contacto con la piel del paciente y para incrementar su habilidad para oír.

Su instrumento consistía en un tubo. A fin de conseguir acoplamiento de impedancia acústica entre el cuerpo del paciente y el “tubo de oír”, se le daba la forma indicada, con lo cual se conseguía mayor eficiencia de transmisión. Otras mejoras fueron aportadas muchos años después, en 1851 por el norteamericano George P. Camman, quien concibió el estetoscopio como es hoy día.



Figura 2.2 “Tubo para Oír” de T. H. Leannec

El Sentido de la Vista: El microscopio surge de la necesidad de investigar de cómo están hechas las cosas, de observar lo más pequeño, de intentar penetrar en los secretos de la materia.

En aquel entonces las lupas producían aumentos limitados, la idea más simple para poder mejorarlos es utilizar dos lupas, una a continuación de la otra, de manera que la imagen pueda ser ampliada dos veces. Esta idea fue realizada a mediados del siglo XVII y muchos científicos la aplicaron.

Uno de ellos, el holandés Anton van Leeuwenhoek escribe en 1683 a un científico inglés: *“Por la mañana acostumbro a frotarme los dientes con sal y enjuagarme después la boca con agua. A menudo, después de comer, me limpio los molares con un mondadientes y me los froto enérgicamente con un trozo de tela...”*.

Leeuwenhoek estaba orgulloso de su dentadura, pero no obstante observaba entre sus dientes una sustancia blanca que se disolvía con agua de lluvia y la que enfocó con su microscopio *“Observé entonces con gran asombro, que en la citada materia existían numerosos animalitos vivos, dotados de movimiento, muy bonitos”*.

Leeuwenhoek, sin darse cuenta, acababa de descubrir los microbios y el microscopio es el instrumento único para la observación de tan importantes seres vivos.



Figura 2.3 imagen izquierda: Microscopio Verick de Hartnack (1870), Imagen derecha: Microscopio Electrónico (época actual)

2.1.2 Instrumentación en el Siglo XX

La instrumentación médica tendría un despunte importante hasta el siglo XX, debido a los grandes sucesos científicos y tecnológicos ocurridos en ese periodo, siendo la electrónica quien hiciera más contribuciones. A continuación se hace mención de algunos de estos aportes:

- En 1903 se da la invención del electrocardiógrafo por el danés Willem Einthoven. Aquí el paciente introducía las dos manos y el pié izquierdo cada uno en un recipiente que contenía agua. Un conductor unía el recipiente de la mano derecha con el recipiente de la mano izquierda. El mismo conductor pasaba entre los polos de un magneto.

El cable se movía debido a la corriente del cuerpo generada entre los dos brazos, por el corazón. El movimiento del cable fue registrado por una luz reflejada por un espejo colocado sobre el cable.

- Crammer en 1906 inventó el electrodo que media pH, dicho invento podía cuantificar la acidez o alcalinidad de una solución.
- En 1924 se desarrolla el electroencefalógrafo (EEG). El alemán Hans Berger empleó unos galvanómetros para medir la corriente proveniente de placas metálicas fijadas en la cabeza del paciente y encontró que eran el resultado de la actividad cerebral.
- La transmisión inalámbrica de las señales Morse se produce cuando se genera una chispa entre dos electrodos. Tomando este principio, se desarrolló la Unidad de Electrocirugía (ESU), el bisturí eléctrico es empleado en los Estados Unidos desde 1928.

Con el ESU las cirugías podían realizarse con menos pérdidas de sangre, cuando se efectuaban con un electrodo al que se le aplicaba una energía de radiofrecuencia de 500 kHz. Con esta frecuencia y suficiente energía se cauteriza a medida que se corta.

Al principio este Electrobisturí no pudo emplearse por un motivo, la anestesia era muy inflamable. A partir de 1950, con el empleo de la anestesia no inflamable, su uso se generalizó.

- El ultrasonido fue desarrollado durante la segunda guerra mundial como sonar, un radar submarino. Fue empleado para facilitar la navegación submarina y para localizar submarinos enemigos, pero luego tuvo grandes aplicaciones en el campo de la medicina.

Con esta técnica pueden obtenerse imágenes estáticas y dinámicas de los órganos blandos, ya sea la imagen del feto y de su válvula mitral en movimiento, o la velocidad de la sangre en los vasos, etc.

Hasta estos momentos se puede afirmar que el ultrasonido, con los niveles de energía empleados para producir imágenes, es completamente inocuo, pues no es radiación ionizante como los rayos X, sino energía vibratoria.

- El Tomógrafo es desarrollado en 1970 por A. Cormack y G. Hounsfield. Encontraron que calculando la absorción de rayos X por los tejidos, que se producía en la intersección de filas y columnas de una matriz, permitía determinar la dimensión de la región. Por este sistema fueron capaces de producir imágenes de un corte o “tajada” del órgano en cuestión.

El auxilio de la computación fue de gran importancia, ya que la velocidad de cálculo requerida es inmensa y prácticamente difícil de realizar por otros métodos. Es la computadora un sistema de adquisición de un gran número de datos, que después de procesados, produce imágenes.

- El equipo de Resonancia Magnética Nuclear (NMR) desarrollado en 1982, es otro instrumento que permite ver los tejidos blandos con aún mayor resolución. A fin de obtener imágenes, el paciente es colocado en el centro de un campo magnético intenso Y luego se irradia con un impulso de radiofrecuencia.

La frecuencia y la duración del “ringing” de los protones, después que el impulso de radiofrecuencia es cortado; suministra datos a un computador que construye la imagen.

2.2 Tipo de Instrumentación Médica

Se denomina instrumento a cualquier dispositivo empleado para medir, registrar y/o controlar el valor de una magnitud que se desea observar. La instrumentación desde este punto de vista puede considerarse como la ciencia y tecnología del diseño y utilización de los instrumentos.

La instrumentación médica trata sobre los instrumentos empleados para obtener información, aplicar energía a los seres vivos y también ofrecer una ayuda funcional (prótesis) o a la sustitución de funciones fisiológicas. Por estos motivos la Instrumentación médica puede clasificarse en cuatro grupos [2], que se mencionan a continuación:

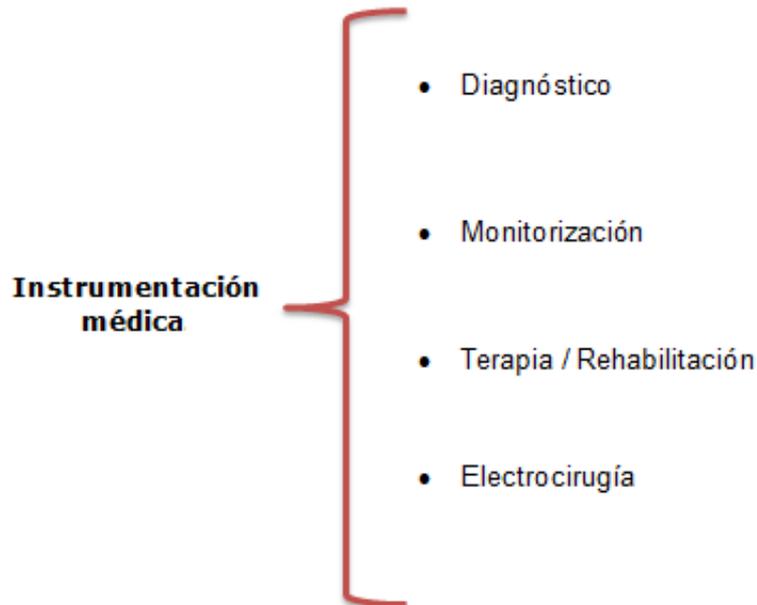


Figura 2.4 Tipos de instrumentación médica

2.2.1 Instrumentación para Diagnóstico

Son instrumentos que permiten crear imágenes del cuerpo humano y de las señales electrofisiológicas que hay en él. Estas imágenes son usadas con propósitos clínicos (procedimientos médicos que buscan revelar, diagnosticar o examinar enfermedades) o para la ciencia médica (estudio de la anatomía).

Los equipos de imagenología (rayos X, ultrasonido, tomografía computada y resonancia magnética, principalmente) son la base de esta instrumentación, de tal manera que en la actualidad, la mitad del gasto de equipamiento médico en un hospital es en sistemas de este tipo. Algunos ejemplos para esta clasificación son los siguientes:

Electrocardiógrafos: Los electrocardiógrafos se utilizan para obtener registros de la señal de ECG del corazón.



Figura 2.5 Electrocardiógrafo

Tomógrafo: Es un aparato que utiliza un equipo de rayos X especial para crear imágenes transversales del cuerpo y procesarlas mediante computadoras muy potentes. A estas imágenes producidas se les conoce como tomograma.



Figura 2.6 Tomógrafo Computarizado

2.2.2 Instrumentación para Monitorización

Son instrumentos que sirven para tener un seguimiento estricto del estado clínico del paciente. Este tipo de instrumentación permite observar y registrar continuamente los parámetros fisiológicos en el estado actual del paciente y su evolución. Ejemplos de esta instrumentación son las siguientes:

Monitores Cardiacos: Los monitores cardíacos se utilizan para controlar de forma continua la señal de ECG y el ritmo cardíaco del paciente durante operaciones quirúrgicas o en unidades de cuidados intensivos, entre otras situaciones.



Figura 2.7 Monitores Cardiacos

2.2.3 Instrumentación para Electrocirugía

La electrocirugía consiste en emplear corriente eléctrica de radiofrecuencia para cortar tejidos. La energía eléctrica empleada en electrocirugía se transforma en calor y en energía lumínica. El calor generado por el arco eléctrico de alto voltaje formado entre el electrodo y el tejido permite al médico cortar tejido por vaporización (a 100°C) o coagularlo por deshidratación (por encima de 100°C).



Figura 2.8 Equipo para Electrocirugía

2.2.4 Instrumentación para Terapia/Rehabilitación

A este tipo de instrumentación se le conoce también como “Estimuladores Eléctricos”, sus fines son terapéuticos o como prótesis. Existe una gran cantidad de tipos, desarrollados para distintas aplicaciones, entre las que podemos destacar los cardíacos (marcapasos), musculares, nerviosos, auditivos, etc. Ejemplos de esta instrumentación son los siguientes.

Marcapasos: Los marcapasos cardíacos son estimuladores eléctricos que establecen y mantienen la actividad rítmica del corazón mediante impulsos eléctricos periódicos, conducidos a electrodos situados en la superficie, en el interior del miocardio o en el interior del corazón.



Figura 2.9 Marcapasos Cardíaco

Estimuladores musculares: Los estimuladores musculares permiten producir la contracción de músculos o grupos de músculos. Se utilizan en diversas aplicaciones, tales como para contrarrestar atrofia muscular.



Figura 2.10 Unidad FES Para el control de mano

2.3 Electrocardiógrafo

El electrocardiógrafo es un aparato electrónico que capta y amplía la actividad eléctrica del corazón a través de electrodos colocados en las extremidades y en 6 posiciones precordiales.

El espectro en frecuencias de la señal electrocardiográfica normalmente no tiene componentes arriba de los 60Hz en pacientes normales, por lo que se usa generalmente un ancho de banda de trabajo entre 0.05 y 150Hz para este equipo.

2.3.1 Aplicación del Electrocardiógrafo

El electrocardiograma (ECG/EKG, del alemán Elektrokardiogramm) es el gráfico que se obtiene con el electrocardiógrafo para medir la actividad eléctrica del corazón en forma de cinta gráfica continua.

Es el instrumento principal de la electrofisiología cardíaca y tiene una función relevante en el diagnóstico de las enfermedades cardiovasculares, alteraciones metabólicas y la predisposición a una muerte súbita cardíaca.

El nombre electrocardiograma está compuesto por “electro” que implica la actividad eléctrica, “cardio” del griego corazón y “grama”, también del griego, que significa escritura. El electrocardiograma tiene la ventaja de ser un procedimiento médico con resultados disponibles inmediatamente y no es invasiva.

El Electrocardiógrafo tiene una amplia gama de usos:

- Determina si el corazón funciona normalmente o sufre de anomalías (por ejemplo: latidos extra o saltos – arritmia cardíaca).
- Indicar bloqueos coronarios arteriales (durante o después de un ataque cardíaco).
- Se puede utilizar para detectar alteraciones electrolíticas de potasio, sodio, calcio, magnesio u otros.

- Permitir la detección de anomalías conductivas (bloqueo aurículo-ventricular, bloqueo de rama).
- Mostrar la condición física de un paciente durante un test de esfuerzo.
- Suministrar información sobre las condiciones físicas del corazón (por ejemplo: hipertrofia ventricular izquierda).

2.3.2 Tipos de Electrocardiógrafos

Existen al menos tres tipos de electrocardiógrafos, que se diferencian por su tamaño, portabilidad y almacenaje de datos durante periodos prolongados de tiempo. La clasificación es la siguiente:

De sobremesa: Son Electrocardiógrafos de un tamaño normal desarrollados para ser utilizados dentro de un hospital al lado del paciente.

Portátiles: Son electrocardiógrafos que por sus prestaciones, baja complejidad y características constructivas permiten que sean apropiados para ser utilizados en urgencias, ambulancias y en visitas médicas.

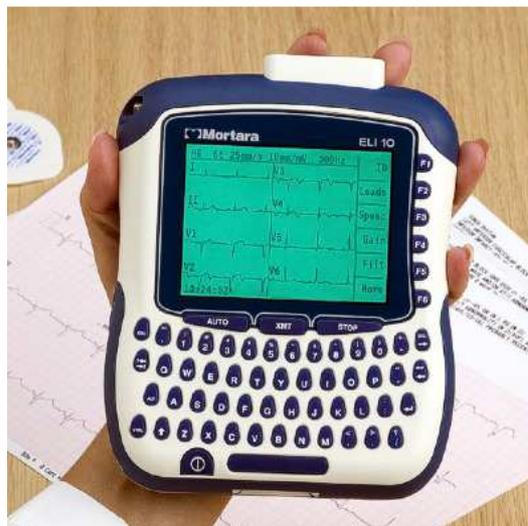


Figura 2.11 Electrocardiógrafo portátil de 12 derivaciones

Holter: Se denomina Holter a una prueba diagnóstica que consiste en la monitorización ambulatoria del registro electrocardiográfico por un tiempo prolongado, habitualmente unas veinticuatro horas, en una persona que está en movimiento.



Figura 2.12 Electrocardiógrafo Holter

2.3.3 Colocación de las Derivaciones (Electrodos)

El ECG se estructura en la medición del potencial eléctrico entre varios puntos corporales. Para ello existen las derivaciones, que son puntos o lugares en el cuerpo humano, donde se pueden colocar los electrodos para medir el potencial eléctrico y obtener el electrocardiograma.

Estas derivaciones se clasifican en: Plano Frontal (bipolares estándar y monopares de las extremidades) y Plano Horizontal (precordiales monopares) [3].

Derivaciones Bipolares Estándar: registran la diferencia de potencial eléctrico que se registra entre dos puntos. Para su registro se colocan 4 electrodos, uno en el brazo derecho R (right: derecha), otro en el brazo izquierdo L (left: izquierda), otro en la pierna izquierda F (Feet: pie) y finalmente, otro en la pierna derecha N (neutro) que es la toma de tierra.

Las derivaciones bipolares son tres, denominadas D1, D2 y D3. Por ejemplo la derivación D1 registra la diferencia de potencial entre el brazo izquierdo (+) y negativo (-).

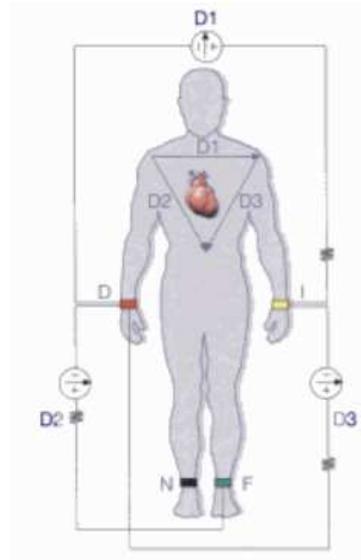


Figura 2.13 Derivaciones bipolares

Derivaciones Monopolares de las Extremidades: estas derivaciones registran el potencial total en un punto del cuerpo, para su registro se unieron las tres derivaciones del triángulo de Einthoven. Cada una a través de una resistencia de $5k\Omega$ a un punto donde el potencial eléctrico es casi igual a cero.

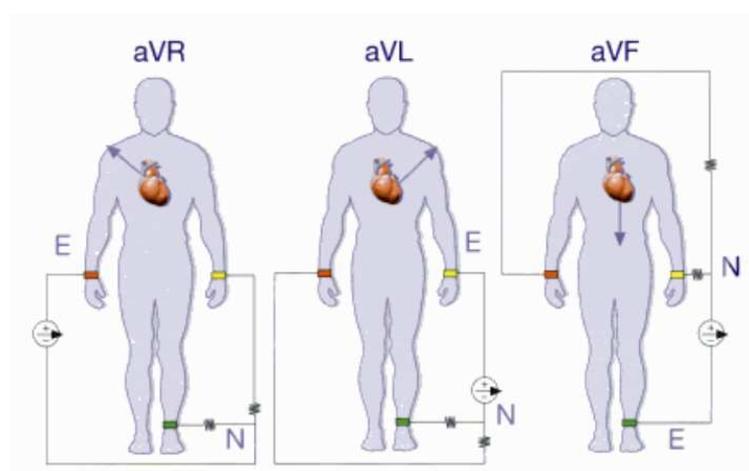


Figura 2.14 Derivaciones Monopolares: aVR, aVL y aVF

En estas derivaciones no se coloca el positivo en un miembro y el negativo en otro como en el caso anterior, sino que se coloca el electrodo positivo en uno de los miembros y se compara contra la sumatoria de los otros miembros conectados al polo negativo.

Derivaciones Precordiales Monopolares

Las derivaciones precordiales se obtienen usando el mismo sistema propuesto por las derivaciones monopulares (Figura 2.14). Las derivaciones precordiales son básicamente 6. Los electrodos se colocan usualmente de acuerdo a la Tabla 2.1.

Estas 6 derivaciones permiten el registro de potenciales que escapan a las derivaciones anteriormente citadas, abarcan el tórax partiendo de su lado derecho y llegan hasta la línea axilar media, en otras palabras, rodean el corazón a manera de semicírculo.

Tabla 2. 1 Ubicación de las derivaciones monopulares precordiales

Derivación	Ubicación
V1	4 ^o espacio intercostal con línea paraesternal derecha.
V2	4 ^o espacio intercostal con línea paraesternal izquierda.
V3	Equidistante entre V2 y V4.
V4	5 ^o espacio intercostal con línea medioclavicular izquierda.
V5	5 ^o espacio intercostal con línea axilar anterior izquierda.
V6	5 ^o espacio intercostal con línea axilar media izquierda.

2.4 Normatividad en la Instrumentación médica

Aquí se tratará la normatividad de la instrumentación médica, pero haciendo referencia únicamente al Electrocardiógrafo, aclarado el punto se mencionan cuáles son las normas extranjeras como nacionales que tienen que cumplir estos equipos en México [4]:

Tabla 2. 2 Normas relacionadas con electrocardiógrafos

Nombre de la norma	Expedida por	Año	Carácter	
			Nacional	Internacional
IEC 60601-1-1 (1988-12). Medical Electrical Equipment --- part 1: General requirements for safety.	IEC	1988		X
ANSI/AAMI ECI 2-1991.1991. Disposable ECG Electrodes. 3rd Edition	ANSI/AAMI	1991		X
IEC 60601-1-am1 (1991-11).1991. Medical Electrical Equipment --- part 1: General requirements for safety. Amendment 1.	IEC	1991		X
ANSI/AAMI ECI 1 R-1991.1991 (Reaffirmed 2001). Diagnostic Electrocardiographic Devices.	ANSI/AAMI	1991		X
IEC 60601-1-1 (1992-06).1992. Medical Electrical Equipment --- part 1: General requirements for safety. Collateral Standard: Safety requirements for medical electrical	IEC	1992		X
IEC 60601-2-25 (1993-03).1992. Medical Electrical Equipment --- part 2: Particular requirements for the safety of electrocardiographics.	IEC	1993		X
ANSI/AAMI EC53-RC01.1995. ECG cables and leadwires.	ANSI/AAMI	1995		X
IEC 60601-1-1-am1 (1995-11).1995. Medical Electrical Equipment --- part 1: General requirements for safety. Collateral Standard: Safety requirements for medical electrical systems. Amendment 1.	IEC	1995		X
IEC 60601-am2 (1995-03).1995. Medical Electrical Equipment --- part 1: General requirements for the safety. Amendment 2.	IEC	1995		X
NOM-137-SSA 1-1995. Información regulatoria: Especificaciones generales de etiquetado que deberán ostentar los dispositivos médicos, tanto de manufactura nacional como de procedencia extranjera.	SSA	1995	X	

IEC 60601-2-25-am1 (1995-05).1999. Medical Electrical Equipment --- part 2: Particular requirements for the safety of electrocardiographs. Amendment 1.	IEC	1999		X
NOM-197-SSA 1-2000. Establece los requisitos mínimos de infraestructura y equipamiento de hospitales y consultorios de atención médica especializada.	SSA	2000	X	
IEC 60601-1-2 (2001-09).2001. Medical Electrical Equipment --- part 1: General requirements for the safety. Section 2. Collateral standard: electromagnetic compatibility-requirements and tests.	IEC	2001		X

donde *IEC: Internacional Electrotechnical Commission.*

ANSI: American National Standard Institute/Association for the Advancement of Medical Instrumentation.

SSA: Secretaria de Salud.

Capítulo 3

Telemedicina



La Telemedicina se refiere a la medicina practicada a distancia, incluye lo que es el diagnóstico y tratamiento, como también la educación médica. Es un recurso tecnológico que posibilita la optimización de los servicios de atención en salud, ahorrando tiempo y dinero, facilitando el acceso a zonas distantes para tener atención de especialistas.

Otra de las utilidades que presta es la educación, donde los alumnos de medicina y enfermería pueden aprender remotamente, apoyados por su profesor y con la presencia del paciente. Con lo dicho anteriormente, se pueden definir los siguientes servicios que la telemedicina puede ofrecer:

- Servicios complementarios e instantáneos a la atención de un especialista (obtención de una segunda opinión).
- Diagnósticos inmediatos por parte de un médico especialista en un área determinada.
- Educación remota de alumnos de las escuelas de enfermería y medicina.
- Servicios de archivo digital de exámenes radiológicos, ecografías y otros.



Figura 3.1 Telemedicina

3.1 Conceptos Fundamentales

En la actualidad la Telemedicina se usa básicamente en 2 áreas de trabajo: La práctica y la educación. Dentro de la práctica es posible resaltar las siguientes formas:

- Telediagnóstico.
- Monitoreo remoto.
- Reuniones médicas para obtener segundas opiniones (Teleconferencia).
- Almacenamiento digital de datos o fichas médicas.

Dentro del área educativa se destaca la siguiente forma:

- Clases a distancia desde centros médicos (e-learning por medio de videoconferencia).

Básicamente, la educación médica hace uso de las técnicas de videoconferencia, ya que de esta manera se saca mayor provecho a los recursos educativos y las experiencias presentadas en la exposición.

Todas esas formas son conceptos muy importantes en la Telemedicina, ya que nos dan una idea general de cuál es su fin y de cómo se puede estructurar. Por tal motivo se da la definición de estos conceptos.

Telediagnóstico: Es un diagnóstico a distancia o remoto. Consiste en asistir en la evaluación médica de un paciente desde un centro hospitalario que se encuentra distante, haciendo uso de las telecomunicaciones para llevar a cabo esta acción.

Teleconferencia: La teleconferencia es una tecnología que permite el intercambio directo de información entre varias personas a distancia, mediante un sistema de telecomunicaciones.

Términos tales como conferencias de audio, conferencia telefónica y la conferencia de video también se utilizan a veces para referirse a las teleconferencias. Este sistema permite el intercambio de audio, video y/o servicios de transmisión de datos, como la telefonía, telegrafía, teletipos, radio y televisión.

Por medio de una videoconferencia por ejemplo, es posible llevar a cabo la reunión de un grupo de especialistas que están en diferentes lugares, para debatir alguna situación que requiera de más de dos opiniones. La única limitación de la teleconferencia está en los recursos tecnológicos.

Monitoreo Remoto de Pacientes: Consiste en medir y monitorear algunos parámetros del organismo de los pacientes, a través de medios electrónicos y de comunicación remota (Internet, satélite, radiofrecuencia, etc.). Entre los parámetros que se pueden mencionar esta la cantidad de glucosa, presión arterial, frecuencia cardiaca, etc.

Almacenamiento Digital: Consiste en implementar un respaldo digital de documentos físicos tales como fichas médicas, placas radiológicas o exámenes.

Principalmente se hace esta labor para disminuir el espacio físico que ocupa toda esa documentación; facilitando la consulta y la obtención de estos archivos para la gente que los necesite. Esta consulta o descarga se puede hacer en tiempo real o en tiempo diferido.

Clases a Distancia (E-Learning): Es uno de los tantos usos que puede tener la videoconferencia, solo que aquí es de un fin académico. Usando los mismos medios tecnológicos que emplea la telemedicina, el profesor puede impartir una cátedra a más de un grupo de estudiantes a distancia.

3.2 Componentes de una Solución Telemédica

Un sistema de telemedicina es un sistema complementario para las actividades médicas. En la actualidad, su gran referente son las telecomunicaciones y las ciencias informáticas, hoy en día encontramos en esta naciente área, sistemas capaces de transmitir audio, video, imágenes y documentos por medio de diversos sistemas de telecomunicaciones.

Antes la telemedicina hacía uso de empresas de telecomunicaciones que no estaban especializadas en este ramo (ciencias médicas) pero hoy en el mercado actual, existen diversas compañías que han dedicado tiempo y recursos al desarrollo de implementos capaces de apoyar labores médicas a distancia, ya sea a través de la creación de una nueva línea de productos o por medio de instaurar una empresa dedicada exclusivamente a este mercado, el cual por cierto es bastante exclusivo.

Un sistema de telemedicina opera básicamente de la siguiente manera: Existe un centro hospitalario menor que presenta una carencia de profesionales en un(as) área(s) específica(s), dicho centro será asistido por uno de mayor envergadura, el cual dispondrá de los especialistas y el tiempo necesario para la atención de los pacientes de manera “remota”, quienes se encontrarán físicamente en la ciudad donde esté el centro de menor tamaño.

Esto conlleva beneficios de ahorro de tiempo y dinero para los pacientes y mejora la gestión de los centros de salud más apartados. Para que un sistema de estas características funcione bien, debe de emplear como mínimo los siguientes componentes:

- Equipos capaces de comunicarse.
- Medios de comunicación.
- Estándares de Interoperabilidad de Información.

3.2.1 Equipos de Comunicación (Videoconferencia)

La Videoconferencia es la comunicación simultánea bidireccional de audio y vídeo, que permite mantener reunidos a personas situadas en lugares alejados entre sí. Adicionalmente, puede ofrecer facilidades telemáticas o de otro tipo como el intercambio de gráficos, imágenes fijas, transmisión de ficheros desde el ordenador, etc.



Figura 3.2 Sesión de videoconferencia

La forma de conexión en un sistema de videoconferencia puede ser de dos tipos: *conexión punto a punto* (entre dos terminales) y *multipunto* (se hace uso de más de dos terminales).

3.2.2 Medios de Comunicación

Existen diferentes maneras de poder comunicarnos, pero en la telemedicina se toma un cierto grupo de ellas. Debido a que el objetivo principal es comunicarse a distancia para poder dar solución a un problema del tipo médico, se hará uso de dos tipos de comunicaciones: aéreas y cableadas [5].

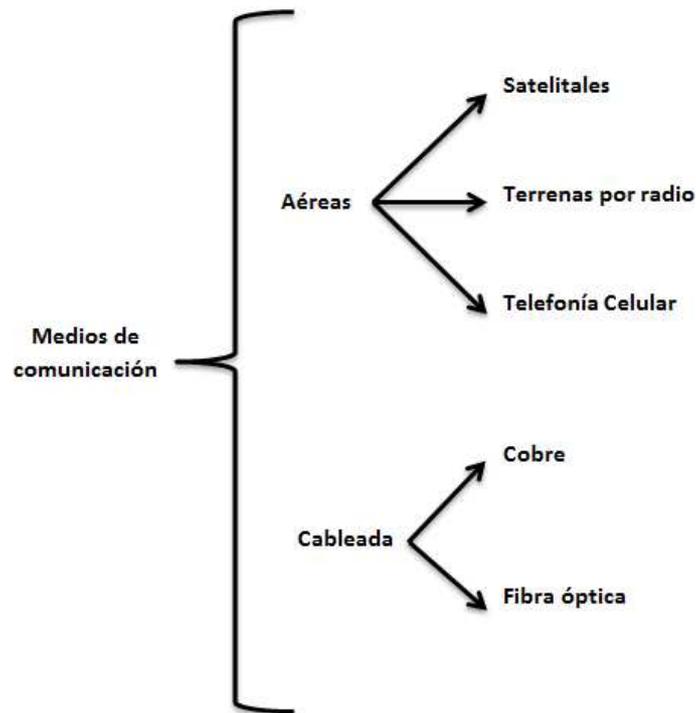


Figura 3.3 Tipos de comunicación empleados en Telemedicina

Una de las formas aéreas más utilizadas es la satelital, son muy convenientes cuando no existen medios físicos de acceso terrestre a una central telefónica, o en caso de catástrofes naturales en que los sistemas de comunicación terrestre no están disponibles.

Por el lado de las comunicaciones cableadas, la forma más empleada es la Red Telefónica pública conmutada (RTPC), es la red de telefonía básica que se conoce en todo mundo (telefonía que usamos en casa o el negocio). Para la transmisión de datos se utilizan módems (modulador-demodulador) que permiten convertir los datos analógicos a digitales y viceversa para el receptor.

Las comunicaciones por sistemas cableados (cobre o fibra óptica) son los más empleados, permiten tener mayores anchos de banda. Pero las comunicaciones aéreas tienen la principal ventaja de dar una mayor cobertura, principalmente cuando se trata de zonas aisladas.

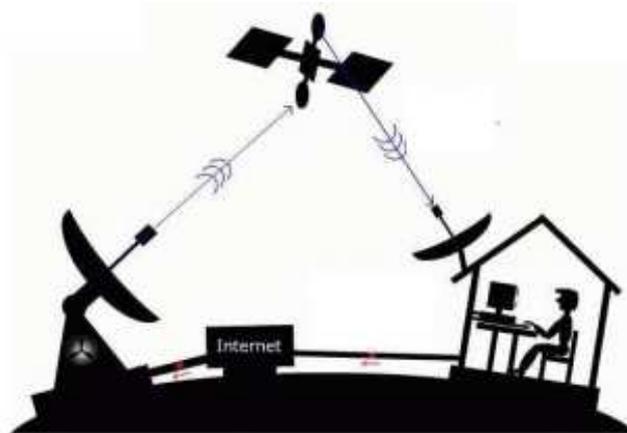


Figura 3.4 Ejemplificación de comunicación satelital

3.2.3 Estándares de Interoperabilidad de Información

El estándar más empleado en la telemedicina es el DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) [6], que nació como una solución a los problemas de intercambio de información en imagenología médica: formatos y mecanismos de comunicación incompatibles entre los equipos de distintos fabricantes y algo peor, entre equipos de un mismo fabricante.

Para darle solución a este problema, en el año de 1982 los distintos fabricantes se reunieron para crear un estándar. Así fue como nació el estándar ACR-NEMA (American College of Radiology-National Electrical Manufacturers Association), cuya versión posterior dio lugar al estándar DICOM 3.0.

Sus principales características son:

- Funciona en un ambiente de redes locales o metropolitanas, usando los protocolos estándar de interconexión de redes TCP/ IP.
- Se especifica el certificado de conformidad con el estándar para determinar cómo los equipos reaccionan ante los comandos y datos intercambiados.

- Se emplearon las directivas del ISO para crear un documento multipartes que defina el estándar y le permita evolucionar fácilmente.
- Se crearon los objetos de información, no solo para encapsular la información de las imágenes sino también la de los pacientes, reportes, estudios, etc.
- Se creó un sistema de identificación única de los objetos, para que no exista ambigüedad entre los objetos que intervienen en una gran red.

DICOM permite a las máquinas de adquisición, los archivos de imágenes, los dispositivos físicos y las estaciones de imagenología de los diferentes proveedores conectarse en una infraestructura de información común e integrada con otros sistemas de información médica.

Es un estándar orientado a objetos y su fin es promover la comunicación de imágenes digitales, independientemente del fabricante que las produce, dando flexibilidad a los sistemas de almacenamiento y gestión de imágenes.

Este estándar es considerado también un Protocolo/Servidor que facilita la creación y consulta a sistema de diagnósticos por diferentes dispositivos y en diversos lugares locales o remotos.

Este protocolo es una negociación que a grandes rasgos tiene dos partes: primero se negocia bidireccionalmente en qué consiste el intercambio de información (es decir, que se va a enviar, cómo está codificado, si está comprimido) y posteriormente se envía la información.

DICOM tiene un conjunto muy amplio de servicios, la mayoría de los cuales implica transmisión de datos sobre la red, y el formato de fichero en que se sustenta es en realidad una ampliación posterior y de menor importancia del estándar.

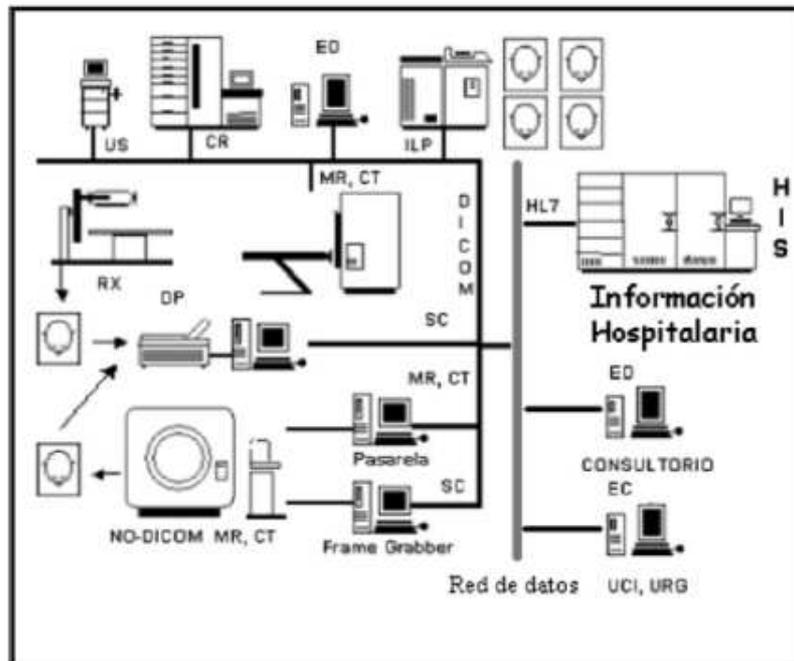


Figura 3.5 Interconexión de dispositivos DICOM

3.2.4 Instalaciones en Telemedicina

Los hospitales o clínicas que brindan el apoyo deben gestionar los recursos necesarios (infraestructura, tiempo y especialmente especialistas) para prestar los servicios médicos.

Aunque se debe de mencionar que también la clínica que recibe, debe de hacer un esfuerzo para costear unas instalaciones que tengan el mínimo equipo para recibir el servicio.

En la telemedicina se pueden tener dos tipos de escenarios para sus instalaciones, el tipo dependerá fuertemente de la ubicación de la clínica: si está ubicada en una zona rural o urbana [7].

Telemedicina Rural: Aquí los recursos son escasos (en contraste con la zona urbana). En la Figura 3.6 se representa un escenario rural.

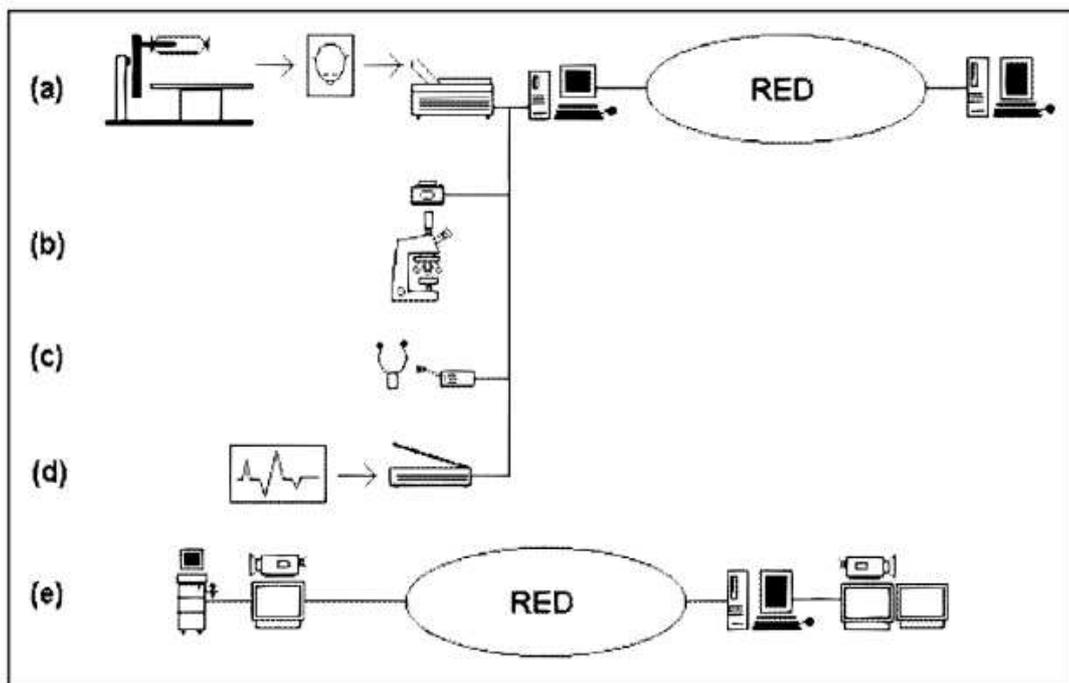


Figura 3.6 Escenario rural en la telemedicina

En la parte izquierda de la imagen están los equipos, que es donde se encuentra el paciente para ser atendido y en el lado derecho se encuentra el especialista, al cual van a consultar para pedir una segunda opinión o para dar un tratamiento.

En los casos de a) a d) de la Figura 3.6, se dispone de un sistema de manejo de información a través de una computadora, ya que les permite almacenar la información relacionada con el paciente (historia clínica, estudios, imágenes, etc.).

La información que se recolectó es transmitida hasta la ubicación en donde se encuentra el especialista. Ya que el especialista tiene su diagnóstico u opinión, lo puede enviar por medio de sistemas de comunicaciones simples como lo es un fax, teléfono o correo electrónico, al lugar de donde lo recibió.

Telemedicina Urbana: Es la contraparte a la telemedicina rural, ya que se tiene una gran cantidad de recursos, permitiéndole brindar servicios adicionales y tener complementos para una mejor operación. Un ejemplo de un escenario integral se muestra en la Figura 3.7.

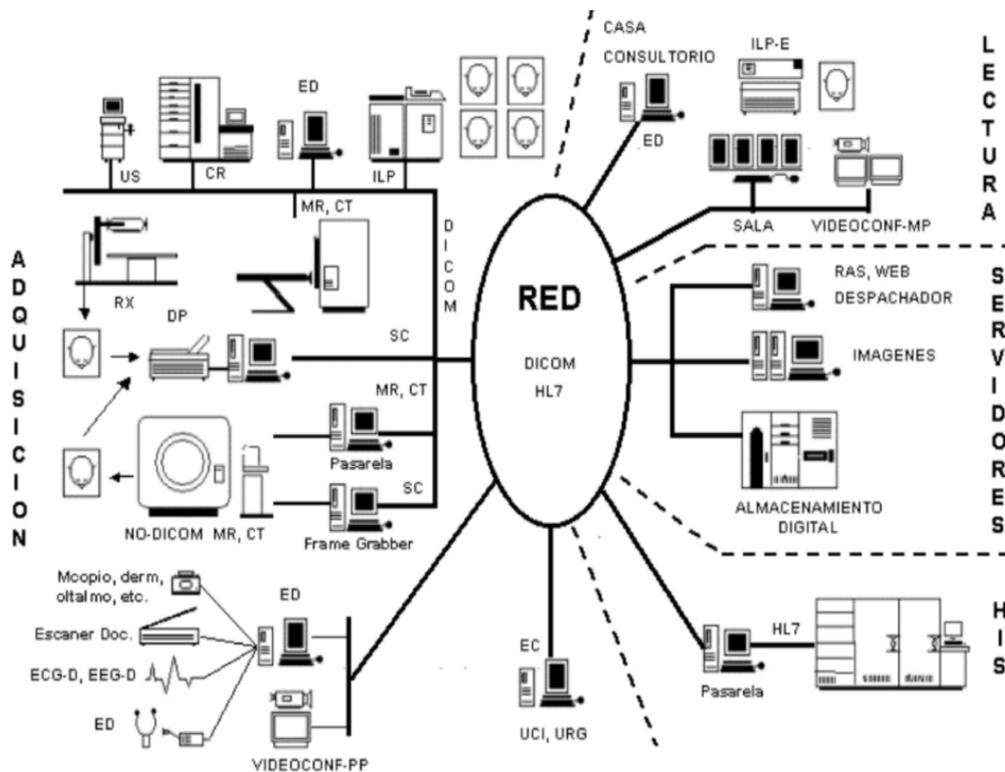


Figura 3.7 Escenario integral en telemedicina

Un escenario integral (zona urbana) se compone de 4 elementos principalmente: Sistema de Información Hospitalaria HIS (Hospital Information System), equipos de adquisición y digitalización, servicios de gestión y almacenamiento, y sistema de lectura.

HIS se refiere a la información relacionada con la hospitalización, citas médicas para consultas o procedimientos, así como los resultados de los mismos. Toda esta información es registrada en libros o en computadoras con programas que varían en su complejidad.

Los equipos de adquisición son aquellos donde se obtienen imágenes de los distintos procedimientos empleados (ECG, tomografía, etc.), estos archivos, para que se puedan manipular, tienen que estar en un formato digital. Con los equipos que se cuenta puede haber dos opciones: la primera es que nos dé ya un archivo digital y la segunda opción es que se tenga que convertir.

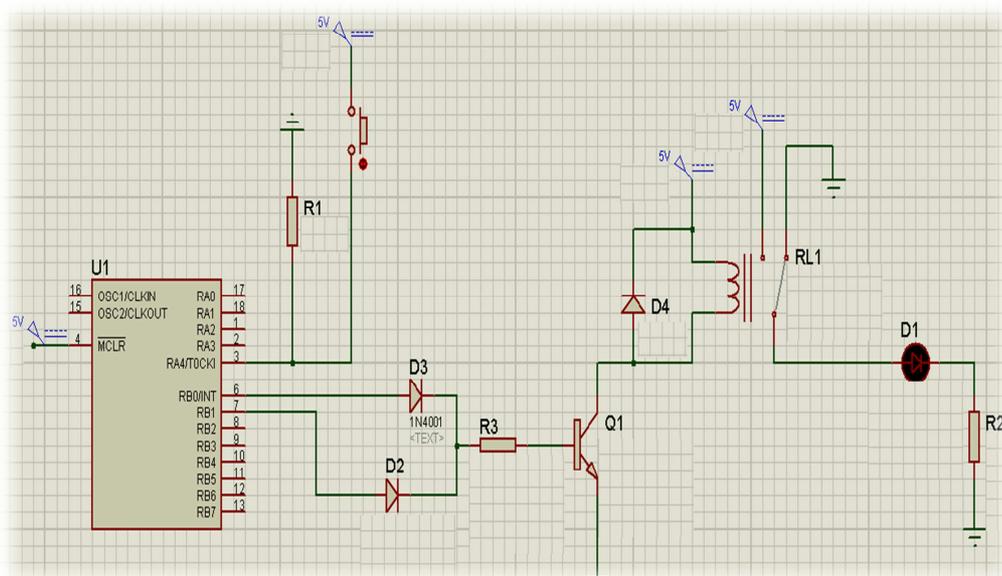
Si estamos en la segunda opción, tenemos que emplear algún dispositivo que digitalice los estudios para que sean transferidos por medio de la red hasta el servidor.

El Servidor de la Red tiene como principal función el almacenar toda la información y gestionar el tráfico de la información entre los distintos componentes. Ya que llegó el estudio al servidor, es almacenado en la base de datos y luego se envía a la estación de lectura del especialista que lo requiere o en todo caso se deja disponible en la web, para que se pueda analizar en otro momento.

Y finalmente el Sistema de Lectura no es otra cosa que la sala donde el especialista va a recibir la información para poder entablar una segunda opinión o su diagnóstico.

Capítulo 4

Electrocardiógrafo Móvil con Sistema de Alerta Inalámbrico



El electrocardiograma (ECG) es un estudio de rutina que se realiza para observar la actividad eléctrica del corazón. El electrocardiograma puede suministrar mucha información sobre el corazón y su funcionamiento.

Con este estudio es posible averiguar más sobre el ritmo cardíaco, el tamaño y funcionamiento de las cavidades del corazón y el músculo cardíaco. El electrocardiograma de una persona sana presenta un trazo particular.

Cuando se producen cambios en ese trazado, el médico o personal encargado de la salud puede determinar si existe un problema. Por ejemplo, durante un ataque cardíaco, la actividad eléctrica del corazón cambia y ese cambio se registra en el ECG.



Figura 4.1 Análisis de un electrocardiograma

Se colocan sobre la piel pequeños discos de metal denominados «electrodos». Los electrodos se utilizan para captar los impulsos eléctricos del corazón. Los impulsos se registran, proporcionándoles a los médicos una representación gráfica de la actividad eléctrica del corazón.

4.1 Composición del Electrocardiograma

Un electrocardiograma habitual se compone de 5 ondas: P, Q, R, S y T. Algunos autores prefieren llamar ondas a los grafoelementos de curso lento: P y T, denominar deflexión a los elementos de curso rápido: Q, R y S [8].

Dichas ondas aparecen siempre en el mismo orden en un electrocardiograma normal. Excepcionalmente se observa una sexta onda, llamada U, más visible en las derivaciones precordiales derechas (V1, V2).

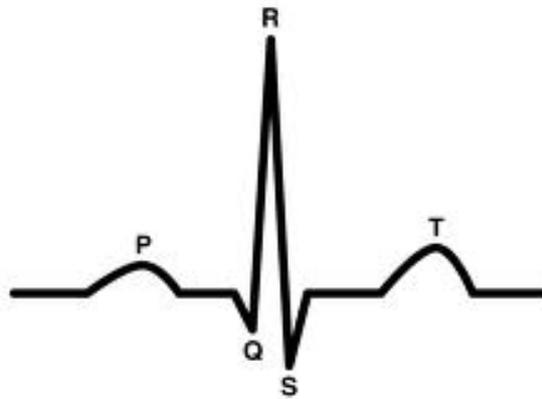


Figura 4.2 Forma gráfica de un electrocardiograma

Debemos recordar que la onda P se inscribe como resultado de la activación auricular y que, de inmediato, aparecen Q, R y S, integrando el complejo ventricular por la propagación de la onda de excitación a la musculatura de ambos ventrículos y al tabique interventricular.

Terminando el proceso de despolarización de toda la masa muscular auricular y ventricular, aparece una pequeña pausa (que luego conoceremos como segmento S-T) y más tarde se inscribe la onda T, la expresión del restaurador proceso de repolarización.

En algunas ocasiones, la presencia de las 5 ondas deja de tener lugar; vemos entonces trazados con 4 ondas y en ocasiones con 3 ondas, lo que no es anormal.

Sucede que en algunas derivaciones estándares solemos ver con gran nitidez la onda P y, a continuación, la R y la T, siendo la Q tan pequeña (o ausente) que cuesta trabajo identificarla. Lo mismo sucede con la S, sobre todo en D2.

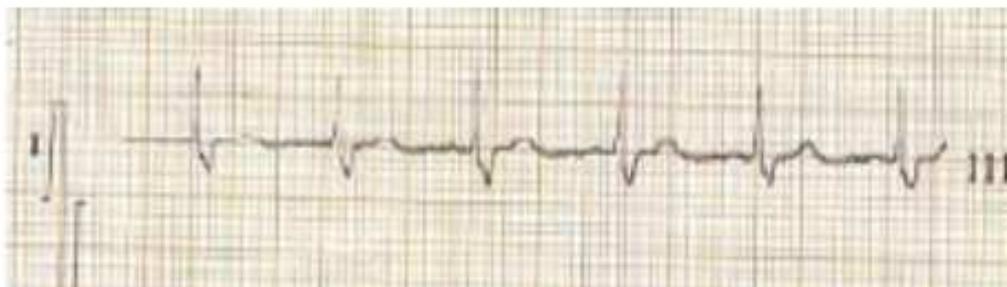


Figura 4.3 Complejo QRS con onda Q casi nula

El electrocardiograma está constituido no sólo por esas 5 ondas. Existen además ciertos intervalos o sectores que expresan momentos distintos de la activación y desactivación auricular y ventricular. Generalmente se consideran solo 3 espacios y un segmento [9]. Los 3 espacios corresponden a P-Q (también denominado P-R), Q-T y T-P.

El segmento sobre el cual se hace alusión es el S-T. El espacio P-R o P-Q comienza al principio de la despolarización auricular y termina al principio del complejo ventricular QRS. A esa característica debe su dualidad de nombre: algunas veces dicho complejo ventricular comienza con una Q muy nítida; y en otras ocasiones, la onda Q no es perceptible y la primera onda del complejo ventricular es la R.

El espacio Q-T se mide desde el principio de la onda Q hasta el final de la onda T. Es recomendable tomar su longitud en una derivación en las que se observe nítidamente la onda Q.

El espacio T-P es el sector comprendido entre el final de la onda T de un ciclo cardíaco y el comienzo de la onda P del ciclo siguiente. Debe ser isoelectrico; es decir, que tiene el mismo potencial eléctrico (al igual que P-Q), aunque en ocasiones se inscribe la onda U justamente en su trayecto.

El único segmento propiamente dicho del electrocardiograma es el S-T. Se mide desde el punto donde termina S hasta el comienzo de la onda T. Este segmento en especial del electrocardiograma es de vital importancia en el diagnóstico de las enfermedades coronarias.

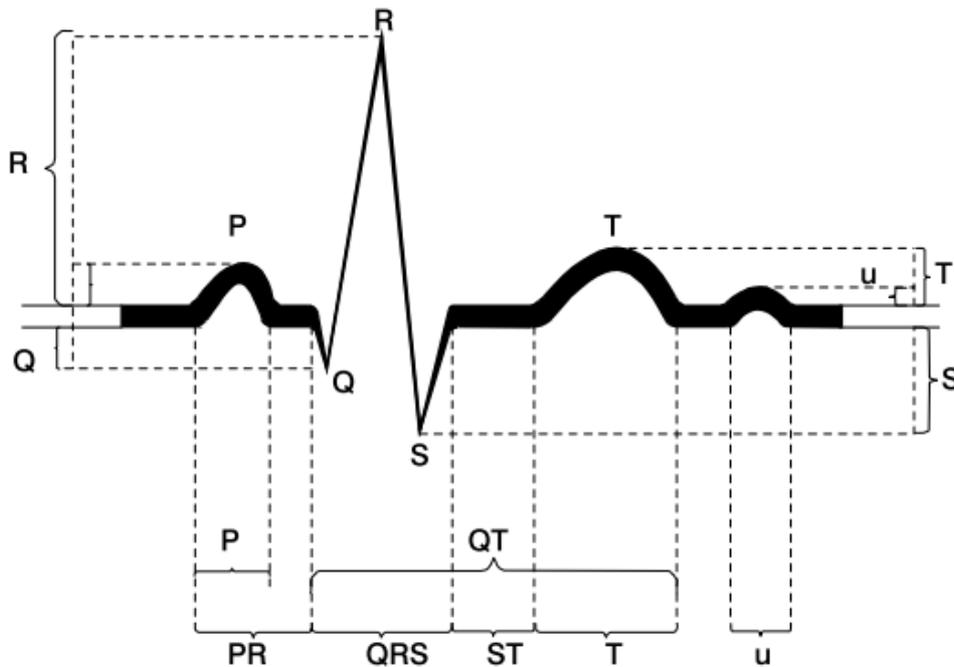


Figura 4.4 Esquema completo de un ECG normal

A continuación se detallará más sobre las ondas, espacios y segmento que componen un ECG, señalando características principales y padecimientos que pueden tener en cada uno de ellos.

4.1.1 Onda P del Electrocardiograma

Es la primera onda del electrocardiograma. Representa la despolarización auricular. Esta onda es positiva en todas las derivaciones, excepto en VR y, ocasionalmente, es aplanada o francamente negativa en D3. En la derivación precordial V1 puede ser bifásica (una porción positiva y otra negativa).

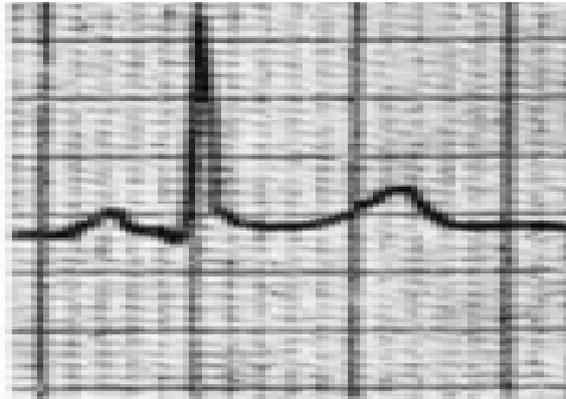


Figura 4.5 Onda P positiva

En esos casos la porción final electronegativa corresponde a la aurícula izquierda. Es precisamente en dicha derivación V1 donde se le suele observar con mayor nitidez a causa de la posición de dicho electrodo sobre el miocardio auricular; por ello, V1 es la derivación de elección para el diagnóstico de algunas afecciones auriculares, sobre todo de la fibrilación.

Su aspecto morfológico es útil como indicio de enfermedades como la estenosis y la insuficiencia mitral, y la cardiopatía pulmonar hipertensiva.

En algunas cardiopatías congénitas, suele adquirir un aspecto acuminado (su vértice se hace muy agudo y afinado), que es un fuerte indicio de la existencia de mezcla de sangre arterial y venosa, haciéndose dicha característica más notoria cuando más severa es la hipoxemia.

4.1.2 Espacio P-R o P-Q del Electrocardiograma

El espacio P-R o P-Q abarca desde el comienzo de la onda P hasta el comienzo de la onda Q, aunque se llame intervalo PR. Si no hay onda Q se mide desde el inicio de la onda P hasta el inicio de la onda R. Tiene relación con la frecuencia cardiaca: a mayor frecuencia menor intervalo P-R; a menor frecuencia, mayor intervalo P-R.

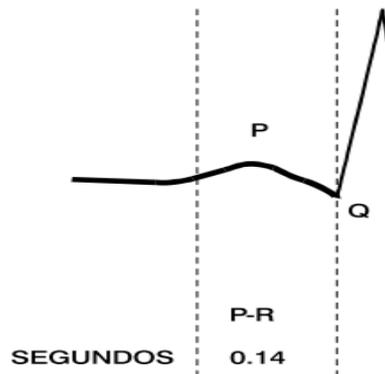


Figura 4.6 Ubicación del espacio P-R o P-Q

La longitud del espacio P-R o P-Q fluctúa entre 0,12 y 0,20 seg. Dicha magnitud puede alargarse o acortarse y, raras veces, tiene valores que varían constantemente: fenómeno de Wenkebach-Luciani).

Si la duración del espacio P-R se extiende por encima de 0.20 seg nos referimos al bloqueo aurículoventricular (también llamado AV) de primer grado. Dicho trastorno suele asociarse a:

- Fiebre reumática.
- Algunos fármacos: digitálicos, quinidina, betabloqueadores.
- Cardioesclerosis.
- Enfermedades infecciosas: difteria, fiebre tifoidea, sífilis.
- Algunas cardiopatías congénitas (dato inespecífico aunque de alguna frecuencia en las comunicaciones interauriculares).
- Cardiomiopatías, amiloidosis del miocardio.
- Sin evidencia de enfermedad orgánica cardiovascular.
- Hipervagotonia.

El espacio P-R o P-Q puede sufrir también acortamiento. En esos casos es de suponer que, en vez de ser bloqueada, la conducción aurículoventricular ha sido facilitada o ha recorrido un trecho menor. Se puede decir que el espacio P-R o P-Q se acorta en las siguientes eventualidades:

- Ritmo de la unión, sobre todo en sus modalidades altas.
- Extrasístoles de la unión.
- Síndrome de Wolff-Parkinson-White.
- Síndrome de Lown-Ganong-Levine.

4.1.3 Complejo Ventricular QRS del Electrocardiograma

Está formado por la sucesión de 3 ondas de curso rápido, que representan la despolarización del miocardio ventricular. La onda Q, significa en términos generales, la activación del tabique interventricular, las ondas R y S expresan el mismo proceso en las paredes ventriculares.

Su duración mide normalmente de 0.06 a 0.08 segundos. Por debajo de esos valores no se describen perturbaciones. Pero su anchura y su voltaje sí pueden aumentar o disminuir. Es útil usar como norma de referencia los valores siguientes para los aumentos de anchura en el tiempo:

- de 0.08 seg a 0.10 seg: hipertrofias ventriculares.
- de 0.10 seg a 0.12 seg: bloqueos incompletos de rama.
- de 0.12 seg en adelante: bloqueo completo de rama.

Como se mencionó el voltaje puede aumentar o disminuir. La disminución del voltaje de QRS se asocia con enfermedades en las que el músculo cardíaco ve mermados sus potenciales a causa de los siguientes padecimientos:

- Fibrosis miocárdica.
- Infarto miocárdico (no siempre).
- Mixedema. Beri-beri cardíaco.
- Obesidad.
- Enfisema pulmonar.

Por otra parte, el voltaje de QRS aumenta cuando el grosor de las paredes ventriculares se incrementa (hipertrofias ventriculares), así como en los bloqueos de rama.

Las personas muy delgadas aportan trazados con ondas prominentes (caso totalmente contrario a la gente que tiene sobrepeso). El miocardio está más próximo a los electrodos exploradores, sobre todo a los precordiales, ya que los tejidos que los separan son más delgados. Un detalle que vale la pena recalcar, es que la estimación del voltaje del complejo ventricular se basa en realidad en la medida de 2 de sus componentes: R y S.

4.1.4 Segmento S-T del Electrocardiograma

Este segmento, junto con la onda T, representa a las fuerzas originadas en el proceso de recuperación o repolarización ventricular. Este segmento se mide desde el punto J (que es la unión de la parte final de S) hasta el comienzo de la onda T.

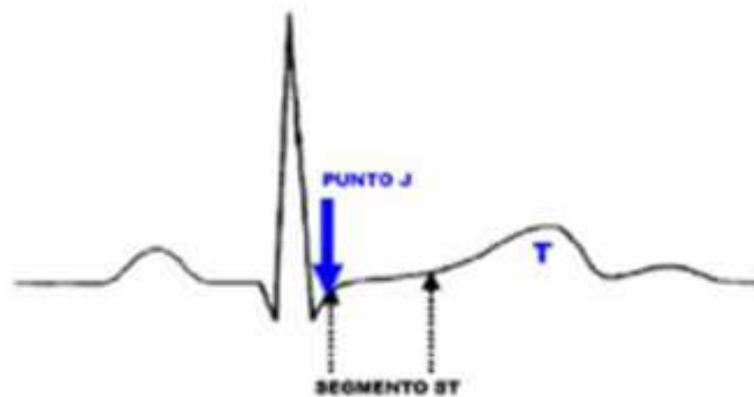


Figura 4.7 Segmento S-T

El segmento S-T correspondería al lapso comprendido entre la despolarización y la repolarización. Por dicho motivo, debe ser teóricamente isoeléctrico, ya que en ese instante no debe fluir corriente de acción alguna al encontrarse totalmente despolarizada la fibra muscular.

Los desplazamientos del segmento S-T son la forma de expresión del tejido miocárdico lesionado, constituyen un factor esencial en la fenomenología del infarto miocárdico y señalan la fase aguda de su evolución.

Existen formas distintas de apreciación de los desplazamientos del segmento S-T basadas en su aspecto morfológico, y sobre todo, en el sentido positivo (por arriba de la línea de base) o negativo (por debajo de dicha línea) que muestran sus perturbaciones.

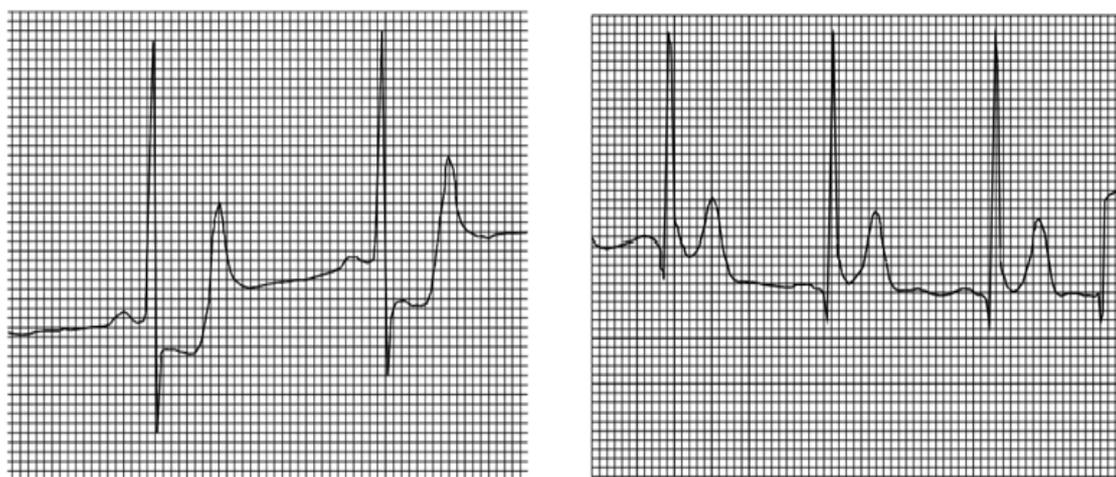


Figura 4.8 Desplazamiento negativo y positivo de S-T

Se dividen los desplazamientos de S-T en 2 grandes grupos: de capa interna y de capa externa.

Los desplazamientos negativos de S-T o de capa interna, estarían presentes en el angor pectoris, y caracterizan también la acción de los compuestos digitálicos. Los desplazamientos de capa externa (positivos), acompañarían la fase aguda del infarto miocárdico, y los veríamos también asociados a la inflamación pericárdica y al embolismo pulmonar agudo.

El aspecto cóncavo o convexo de los desplazamientos positivos y negativos tiene un valor semiológico. Veamos su clasificación

Desplazamientos positivos o de capa externa

- Cóncavos: vagotonía.
- Convexos: infarto miocárdico agudo, pericarditis *aguda*.

Desplazamientos negativos o de capa interna

- Cóncavos: angor pectoris, acción digitálica.
- Convexos: sobrecargas sistólicas ventriculares.

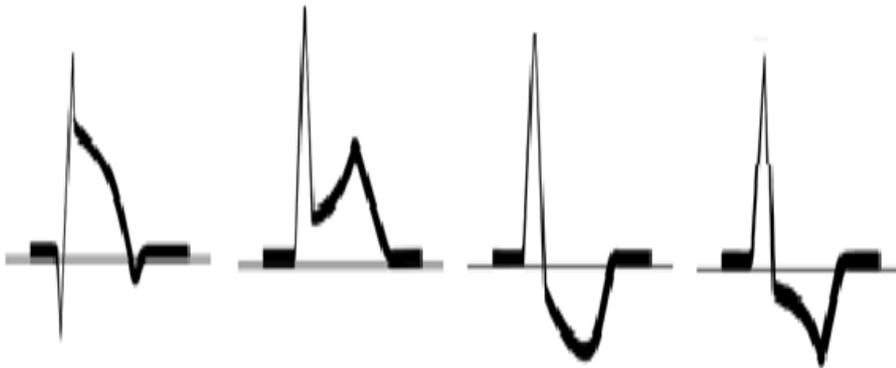


Figura 4.9 Desplazamientos cóncavos y convexos del segmento S-T

4.1.5 Onda T del Electrocardiograma

La onda T, junto al segmento S-T, integra los grafoelementos del proceso de recuperación o repolarización ventricular.. Tiene una anchura de 0.10 seg a 0.25 seg; a diferencia de QRS la posee de 0.06 seg a 0.08 seg.

Esa diferencia se traduce morfológicamente de este modo: mientras QRS presenta ondas de curso rápido, T es una onda de configuración lenta. Además, sus dos ramas son normalmente cóncavas, siendo la rama descendente más empinada que la ascendente.

Es importante, sin embargo, la orientación positiva o negativa de T, así como la correlación de esta variable con otros sectores del electrocardiograma, sobre todo con el complejo ventricular y el segmento S-T.

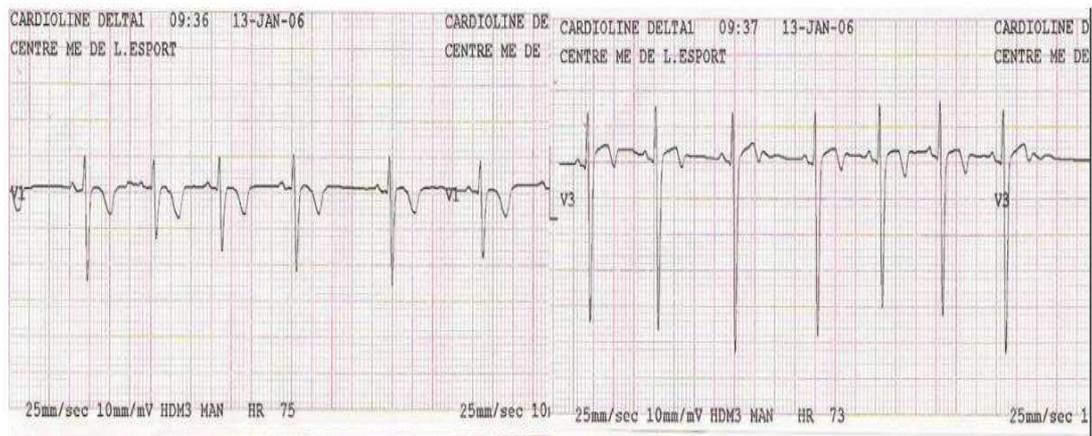


Figura 4.10 Electrocardiograma con ondas T negativas

Las perturbaciones de la onda T se pueden agrupar en dos grandes grupos:

- Ondas T con perturbaciones secundarias a cambios previos en QRS.
- Ondas T perturbadas sin alteraciones del complejo QRS (primarias).

La onda T patológica secundaria, acompaña a las hipertrofias ventriculares, los bloqueos de rama y las extrasístoles ventriculares. En esas entidades, la característica común es el ensanchamiento de QRS. Cuando los cambios de la onda T son primarios, suelen deberse a enfermedad coronaria, con la consiguiente anoxia del miocardio.

4.1.6 Espacio Q-T del Electrocardiograma

Empieza desde el inicio del complejo ventricular (onda Q) hasta el final de la onda T. Mide aproximadamente 0.36 segundos en promedio para personas sanas con una frecuencia cardíaca normal. Representa al conjunto de la repolarización y despolarización de los ventrículos.

La medida de este intervalo depende de la frecuencia cardíaca, de forma que el intervalo QT se acorta cuando la frecuencia cardíaca es alta y se alarga cuando es baja. Se puede calcular este intervalo, pero por comodidad se usa la Tabla 4.1.

Tabla 4. 1 Duración del espacio Q-T en relación con la frecuencia cardiaca

Frecuencia cardiaca	Hombres y niño (mSeg)	Mujeres (mSeg)
50	0.414	0.425
60	0.386	0.396
70	0.361	0.371
80	0.342	0.352
90	0.321	0.330
100	0.297	0.305
120	0.283	0.291
150	0.252	0.258

Ya se mostró la relación entre Q-T y la frecuencia cardiaca, ahora se presentaran las causas por las cuales existe una prolongación del espacio Q-T y un acortamiento del mismo.

Causas de prolongación:

- Acidosis.
- Isquemia miocárdica.
- Bradicardia (Q-T varía inversamente a la frecuencia).
- Hipotermia.
- Ensanchamientos del complejo QRS (alteraciones secundarias).
- Forma hereditaria, asociada o no a sordera.
- Accidentes cerebrovasculares (en forma ocasional).

Causas de acortamiento:

- Empleo de compuestos digitálicos.
- Hiperpotasemia.
- Hipercalcemia.
- Taquicardia.

4.1.7 Espacio T-P del Electrocardiograma

Es el sector del electrocardiograma comprendido entre el final de la onda T de un ciclo cardíaco y el comienzo de la onda P del ciclo siguiente. Las taquicardias acortan este espacio. También tienen el mismo efecto las prolongaciones del espacio P-Q o P-R y el ensanchamiento del complejo ventricular QRS.

4.1.8 Punto J del Electrocardiograma

Es el lugar de unión de los procesos de despolarización y repolarización ventricular. Está situado en el punto marcado por la porción final de la onda S y el comienzo del segmento S-T. Este punto debe ser isoelectrónico.

Se entiende entonces que el punto J está sujeto a desniveles positivos y negativos en corazones normales (influjos fisiológicos, generalmente autonómicos) y en corazones patológicos que muestren perturbaciones del segmento S-T, hipertrofias ventriculares, enfermedad coronaria isquémica y también cuando se emplean digitálicos.

4.1.9 Onda U del Electrocardiograma

Es la sexta onda del electrocardiograma que no es constante y más bien poco frecuente. Su duración es de aproximadamente 0.16 a 0.24 seg; tiene una dirección positiva, aunque puede ser negativa, porque en realidad debe su orientación a la dirección de la onda T, de la cual muestra una gran dependencia.

Su origen no está bien establecido, aunque se supone que corresponde a la activación tardía de algunos sectores del miocardio ventricular. Aparece más nítidamente en las derivaciones precordiales, sobre todo en las derechas (V1 y V2).

Se la observa acompañando algunas cardiopatías congénitas, aunque a ese respecto no muestra especificidad; parece guardar una relación con el metabolismo hidromineral, en particular con el potasio sérico. Es más evidente cuando la frecuencia cardíaca disminuye, lo mismo si la bradicardia es sinusal que si obedece a la puesta en marcha de marcapasos ectópicos.

4.2 Interpretación del ECG

El electrocardiograma debe ser analizado en su conjunto, siempre considerando el estado clínico del enfermo, así como tener en cuenta datos que pueden ser un tanto insignificantes, como su sexo y edad. Para la buena interpretación del ECG se debe hacer un análisis secuencial y sistemático. Esta interpretación sistemática se basa en los siguientes puntos [10]:

- Análisis del ritmo cardíaco.
- Cálculo del segmento PR.
- Cálculo del eje eléctrico del QRS en el plano frontal.
- Análisis de la morfología de cada una de las ondas que comprenden al ECG.

4.2.1 Ritmo Cardíaco

El ritmo normal del corazón es Sinusal. Al ritmo que no es normal se le conoce como ritmo ectópico o simplemente arritmia. Para que un ritmo cardíaco sea considerado Sinusal debe de cumplir con las siguientes características:

- Ondas P: siempre debe de existir, su polaridad puede ser positiva o negativa.
- Después de cada onda P debe de existir un complejo QRS
- El intervalo RR debe de ser constante.
- El intervalo PR es de valor constante igual o mayor a 0.12 seg.

- La frecuencia cardiaca debe de estar entre los 60 y 100 latidos por minuto. Si está por debajo de los 60 latidos por minuto se dice que existe Bradicardia sinusal, por lo contrario, si es mayor a 100 latidos por minuto se dice que existe una taquicardia sinusal.

4.2.2 Cálculo del Intervalo PR en el ECG

Este intervalo se mide desde el comienzo de la onda P hasta el comienzo de la onda Q o R del complejo QRS. Esta distancia debe de ser de 0.12 a 0.20 seg cuando el segmento PR mide menos de 0.12 seg se dice que existe una conducción atrioventricular acelerada, lo que se da en los síndromes de preexcitación.

Y cuando el segmento PR mide más de 0.20 seg se dice que la conducción atrioventricular esta enlentecida, es decir; que existe un bloqueo atrioventricular de primer grado.

4.2.3 Cálculo del Intervalo QT en el ECG

El intervalo QR representa el conjunto de la despolarización y la repolarización ventricular. Este intervalo se mide desde el inicio del complejo QRS hasta el inicio de la onda T y su medida o valor depende de la frecuencia cardiaca, acortándose este intervalo cuando la frecuencia cardiaca es alta y alargándose cuando es pequeña.

Por tal motivo se debe de corregir el cálculo del intervalo QT, el intervalo QT corregido (QTc) puede obtenerse empleando la expresión de BAZETT, que se expone a continuación:

$$QTc = \frac{QT \text{ No Corregido}}{\sqrt{\text{Intervalo RR}}}$$

4.2.4 Cálculo del Eje QRS en el Plano Frontal

Se puede estimar a partir de las derivaciones estándar y monopolares de los miembros aplicando el sistema hexaxial de Bailey. Se mide la amplitud neta y la dirección del complejo QRS en dos de las tres derivaciones estándar, las derivaciones D1 y D3 y los valores obtenidos se pasan al sistema hexaxial de Bailey. Luego se trazan líneas perpendiculares a las dos derivaciones estándar elegidas y se calcula el vector resultante que representa el vector medio del QRS.

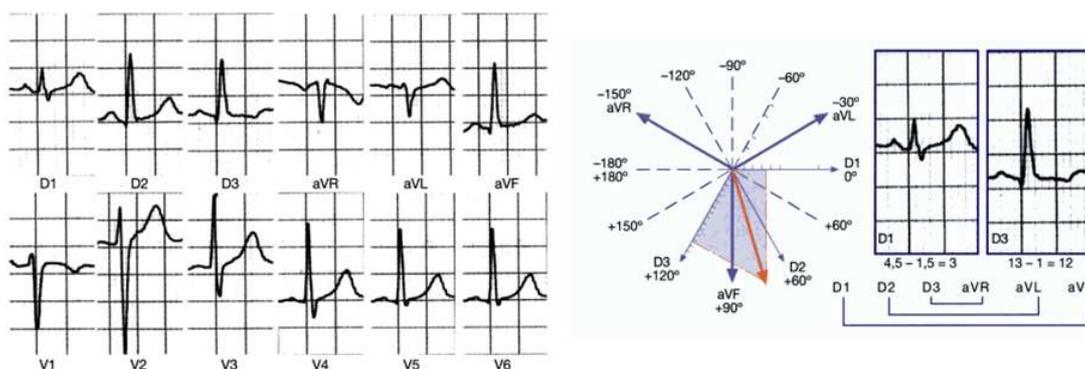


Figura 4.11 Cálculo del eje de QRS en el plano

4.2.5 Análisis de la Morfología del ECG

Al explicar la génesis o la composición del electrocardiograma en el tema 4.2, se hizo mención de la morfología de las ondas, secciones, intervalos y segmentos que integran a esta gráfica; además de hacer alusión de los padecimientos en donde pueden aparecer. Por ello no se volverá a reescribir dicha información.

4.3 Frecuencia Cardíaca

La frecuencia cardíaca es el número de veces que se contrae el corazón durante un minuto (latidos por minuto). Para el correcto funcionamiento de nuestro cuerpo es necesario que el corazón actúe bombeando la sangre hacia todos los órganos,

pero además lo debe hacer a una determinada presión (presión arterial) y a una determinada frecuencia. Dada la importancia de este proceso, es normal que el corazón necesite en cada latido un alto consumo de energía.

Por regla general, la frecuencia normal en reposo oscila entre 60 y 100 latidos por minuto. Sin embargo hay que detallar algunos aspectos que alteran su estado:

- Cuando nacemos tenemos una frecuencia cardíaca elevada porque la actividad del organismo es muy intensa. A partir del primer mes de vida, va disminuyendo hasta llegar a la edad adulta, manteniéndose estable después de los 20 años.
- Varía a lo largo del día y la noche y en respuesta a diversos estímulos, por lo que su medición tiene gran variabilidad.
- Al realizar ejercicio físico el corazón produce una respuesta normal que es la taquicardia (la frecuencia cardíaca en reposo está por encima de 100 latidos por minuto).
- También puede producirse bradicardia (la frecuencia cardíaca está por debajo de 60 latidos por minuto).

Existen diferentes métodos para calcular la frecuencia cardíaca, de los cuales se explicarán tres, que generalmente son los más empleados [10].

- 1) El papel del electrocardiograma corre convencionalmente a una velocidad de 25 mm/seg, lo que quiere decir que en cada segundo hay cinco cuadros grandes de 0.5 cm que por lo tanto en un minuto hay 300 de estos cuadros.

Para calcular la frecuencia cardíaca buscamos una onda R y esté, de ser posible, sobre una de las líneas gruesas de la cuadrícula y a partir de aquí, contar el número de cuadros que hay hasta la siguiente onda R.

Si en un minuto hay 300 cuadros, entre dos ondas R habrá los cuadros calculados, por lo que dividiendo 300 entre el número de cuadros que hay en un intervalo RR tendremos la frecuencia cardiaca.

Pero puede suceder que la distancia que hay en un intervalo RR no tenga el número exacto de cuadros grandes, por lo que cada cuadro milimétrico se contará como decimas de 0.2 en 0.2, de manera que un cuadro grande será la unidad. Para una mejor comprensión de lo dicho anteriormente, se presenta el siguiente ejemplo:



Figura 4.12 Fragmento de ECG para método 1

→ Solución:

Paso 1. Onda R más próxima a una línea gruesa en el papel: La onda R más cercana a una línea gruesa en el papel es la número 9.

Paso 2. Contar número de cuadros hasta la siguiente onda R: La siguiente onda R está en 10, por lo que se tienen de distancia 3.2 cuadros.

Paso 3: cálculos.

$$F.C = 300 / \text{No. De cuadros}$$

$$F.C = 300 / 3.2$$

$$F.C = 93.7 \text{ latidos por minuto}$$

- 2) Otra forma de calcular la frecuencia cardiaca es tener una tira larga de ritmo y contar el número de complejos QRS que hay en 10 segundos y multiplicar el número de complejos por 6, dándonos así un minuto. En forma contraria, se cuenta el número de intervalos RR que existen en 6 segundos y multiplicarlos por 10, teniendo otra vez el minuto.

Este método es válido sobre todo cuando los intervalos RR son irregulares, como sucede en la fibrilación atrial y donde no se puede aplicar el primer método, ya que la frecuencia cardiaca, no es la misma si se cuentan los cuadros que hay en un intervalos RR corto que en uno largo.

A continuación se presenta su ejemplo demostrativo:

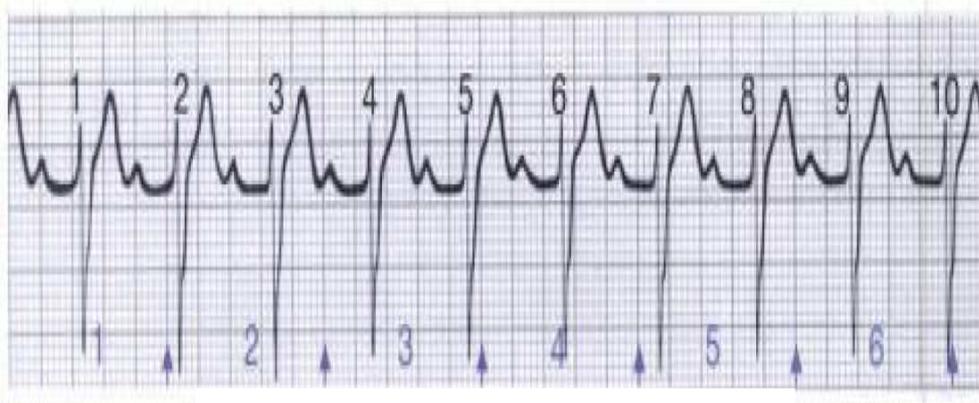


Figura 4.13 Fragmento de ECG para método 2

→ Solución:

Cada 5 cuadros grandes representan un segundo, por lo tanto el número de ciclos RR en esta tira de ECG son igual a 9, por lo que la frecuencia cardiaca es:

$$F.C = \text{No. RR en 6 seg} * 10$$

$$F.C = 9 * 10$$

$$F.C = 90 \text{ latidos por minuto}$$

- 3) otro procedimiento consiste en utilizar una regla adaptada para tal fin y que distribuyen muchas de las marcas comerciales de medicamentos. En este caso se tiene que hacer coincidir la flecha marcada en la regla con una onda R y luego, a partir de aquí, se contara dos ciclos RR; así la regla indicara la frecuencia. Su ejemplo es el siguiente:

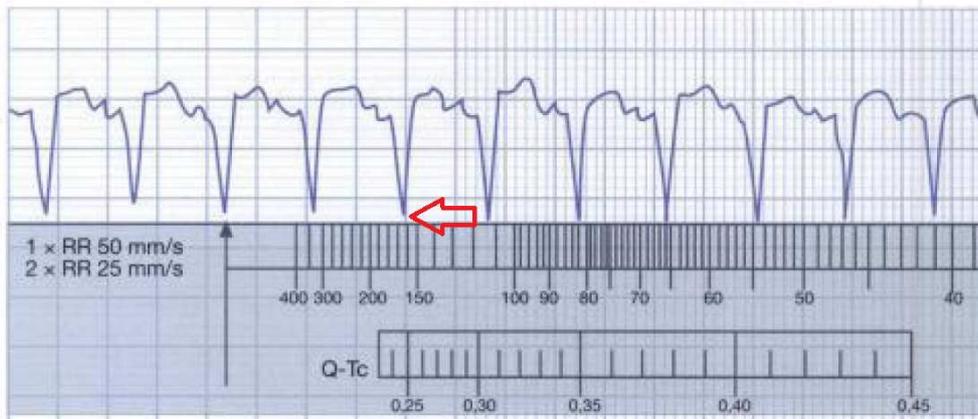


Figura 4.14 Fragmento de ECG para método 3

Los dos ciclos son señalados por la flecha, teniendo aquí una F.C = 165 latidos por minuto.

4.4 Diagrama de bloques del dispositivo propuesto

El electrocardiógrafo móvil con sistema de alerta inalámbrico se compone de la siguiente forma:

Bloque analógico: Este bloque se encarga de obtener la señal de la actividad eléctrica del corazón para realizar procesos de amplificación, delimitación en frecuencia mediante filtros, eliminación de ruido y acondicionamiento para otros procesos.

Los últimos tres procesos son necesarios si se quiere tener una señal de calidad, porque pueden incidir fenómenos externos que afecten, como puede ser el ruido eléctrico en la línea de suministro y el movimiento muscular.

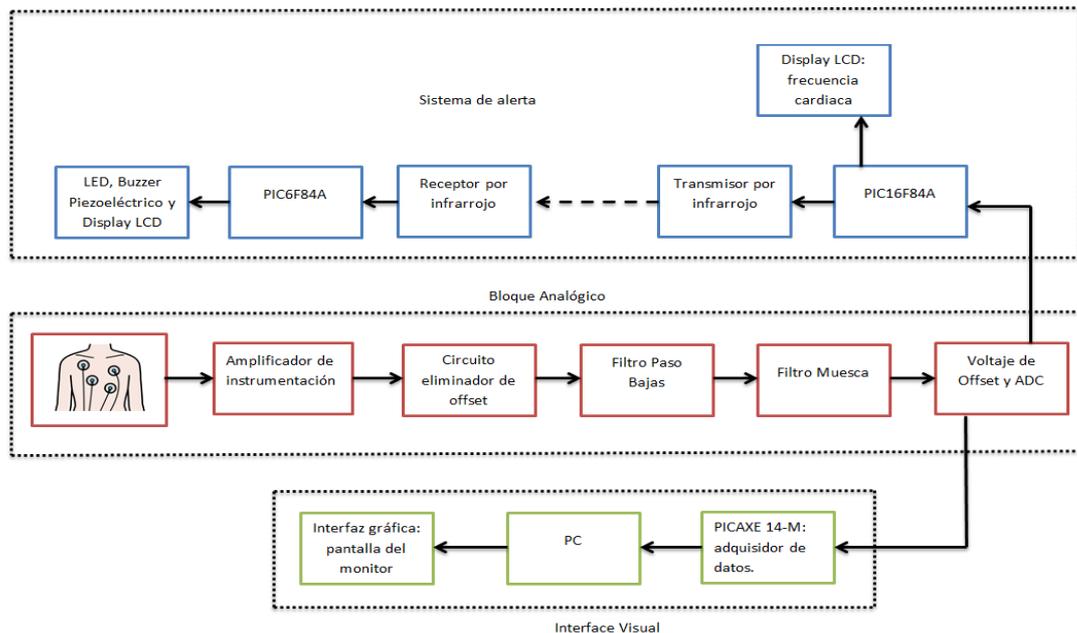


Figura 4.15 Diagrama de bloques total del dispositivo propuesto

Sistema de alerta: Es el bloque que indica si existe una emergencia relacionada con la frecuencia cardiaca. Se compone de un transmisor y receptor por infrarrojo, cuyo cerebro en ambas partes es un microprocesador.

En el transmisor, el microprocesador sensa el número de ciclos RR de la señal obtenida por el bloque analógico, para después mostrarla en una pantalla LCD. Si no se encuentra en el intervalo de estabilidad, generará una señal de control que activa el dispositivo que emite la señal de alerta.

En el receptor el microprocesador activa los indicadores de alerta (visuales y auditivos) siempre y cuando el receptor de IR detecte la señal de alerta transmitida, de lo contrario permanecerán apagados los indicadores.

Interfaz visual (Monitor): Aquí se despliega el electrocardiograma mediante el uso de labview 9.0. Para que se pueda comunicar el dispositivo con la PC es necesario un adquisidor de datos; por él se ingresa la señal del ECG, realiza un proceso de digitalización y finalmente la transmite a la PC. Todas estas funciones serán realizadas por el PICAXE-14M.

4.5 Circuito Amplificador de la Señal Eléctrica del Corazón

Este circuito se encarga de obtener la señal correspondiente a la actividad eléctrica de nuestro corazón. Para ello se tiene que disponer de un circuito que nos permita aumentar o amplificar la señal original, debido a que es muy pequeña en amplitud (0.5V y 1 mV), por lo que es difícil medirla con cualquier equipo.

Para adquirir la señal se necesita de un circuito que tenga a la entrada una alta impedancia (para evitar que la señal eléctrica proveniente del corazón disminuya en amplitud) y un alto rechazo al modo común (para que el ruido o cualquier señal externa o indeseable no afecten). Se le añadirá otros elementos que complementarán la buena obtención de esta señal, como son los siguientes:



Figura 4.16 Diagrama de bloques del ASEC

4.5.1 Amplificador de Instrumentación

El amplificador de instrumentación es uno de los amplificadores más útiles hoy en día, por su precisión y versatilidad del que se dispone en la actualidad, está compuesto por tres amplificadores operacionales. Un amplificador de instrumentación se arma uniendo un amplificador acoplado con un amplificador diferencial básico (Figura 4.17).

La ganancia de este amplificador (instrumentación) se define de la siguiente manera:

$$G_{AI} = 1 + 2/a ; a = ar / R_c \quad (4-1)$$

Algunas de las características del amplificador de instrumentación son las siguientes:

1. La ganancia de voltaje, desde la entrada diferencial es muy alta, se define por un solo resistor.
2. La resistencia de entrada de las dos entradas es muy alta y no cambia, sin importar la variación en la ganancia.
3. Vo (voltaje de salida) no depende del voltaje común, solo de su diferencia.

Para realizar este amplificador es necesario también conocer la ganancia de cada uno de los bloques que lo componen (amplificador acoplado y amplificador diferencial básico).

Ganancia de acoplamiento:

$$G_c = 1 + 2/a ; a = ar / R_c \quad (4-2)$$

Ganancia diferencial:

$$G_D = m = R' / R_d \quad (4-3)$$

Se debe hacer mención de esto, porque se desea que nuestro amplificador de instrumentación posea una ganancia máxima y mínima, para ajustar la amplitud de la señal de salida, de acuerdo a las necesidades que se tengan.

Se escogió una ganancia máxima de 500 y una mínima de 100, con estos datos se procede a realizar los cálculos para saber los valores de los elementos que integrarán al amplificador de instrumentación.

Tanto la ganancia máxima como mínima estarán regidas por la siguiente expresión: $G_t = G_1 \cdot G_2$; donde G_1 es la ganancia de los amplificadores de acoplamiento y G_2 es la ganancia del amplificador diferencial.

Sustituimos (4-2) y (4-3) en G_t para obtener la expresión (4-4). Esta expresión nos permitirá más adelante comprobar si efectivamente tuvimos los valores de ganancia deseados o aproximados a los teóricos.

$$G_t = (1 + 2R_c/ar) \cdot (R'/R_d) \quad (4-4)$$

Ganancia Máxima de 500	Ganancia Mínima de 100
$G_1 = 50$ y $G_2 = 10$ * G_1 : $50 = 1 + 2R_c/ar$ $49 = 2R_c/ar$ Si $R_c = 1M\Omega$ $ar = 2000000/49$ <div style="border: 1px solid black; padding: 2px; display: inline-block;">$ar = 40.81k\Omega$</div> * G_2 : $10 = R'/R_d$ Si $R_d = 10k\Omega$ <div style="border: 1px solid black; padding: 2px; display: inline-block;">$R' = 100k\Omega$</div>	$G_1 = 10$ y $G_2 = 10$ * G_1 : $10 = 1 + 2R_c/ar$ $9 = 2R_c/ar$ Si $R_c = 1M\Omega$ $ar = 2000000/9$ <div style="border: 1px solid black; padding: 2px; display: inline-block;">$ar = 222.22 k\Omega$</div> * G_2 : $10 = R'/R_d$ Si $R_d = 10k\Omega$ <div style="border: 1px solid black; padding: 2px; display: inline-block;">$R' = 100k\Omega$</div>

Como se puede ver en los cálculos “ar” difiere para cada ganancia, entonces, para producir dichas ganancias con una sola resistencia se colocará un potenciómetro cuyo valor máximo será aproximadamente de 222.22 kΩ, permitiendo modificar la amplitud de la señal de salida en el amplificador de instrumentación.

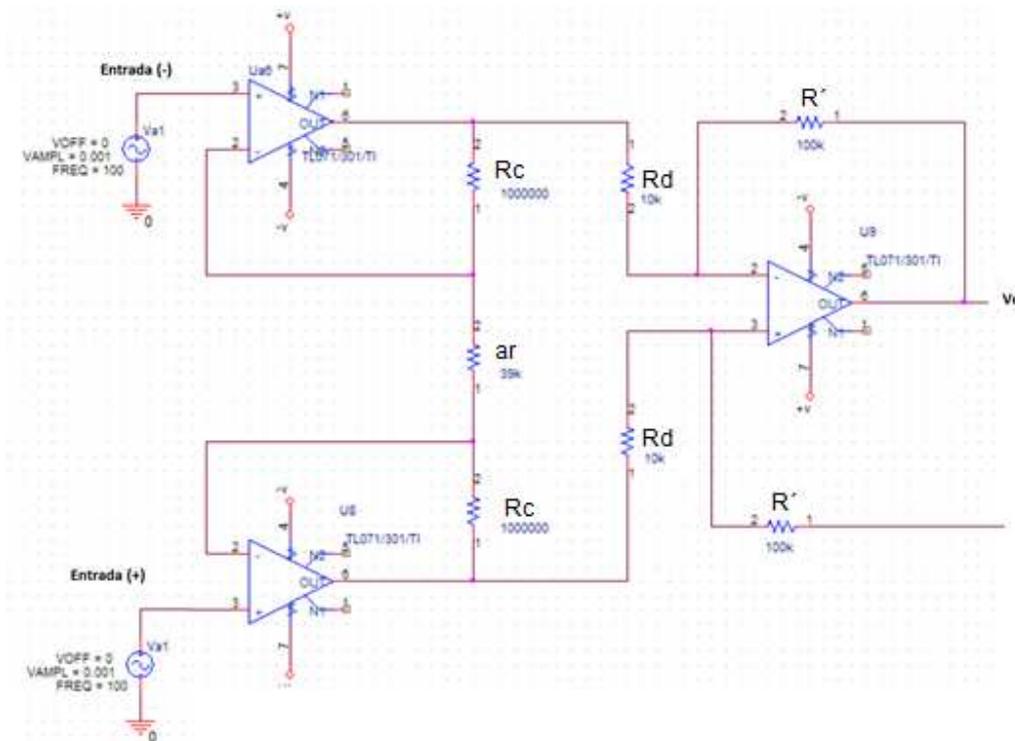


Figura 4.17 Amplificador de Instrumentación

Se comprueban las ganancias con los valores obtenidos:

$$G_{max} = [1 + 2(1M)/39k] * [100k/10k] = \boxed{522.82}$$

$$G_{min} = [1 + 2(1M)/222.22k] * [100k/10k] = \boxed{90.35}$$

No difieren mucho las ganancias teóricas con las prácticas, por lo que se consideraron aceptables los resultados. También vale la pena recordar que los elementos en la vida real tienen un valor diferente al teórico, por lo que variaría la ganancia real a la teórica y práctica.

Para probar el buen funcionamiento del circuito, se le introdujo una señal prueba de 1 mV (voltaje pico) a través de la entrada (+) y se fijó a tierra la entrada (-), teniendo el siguiente resultado:

- V_i (1 mV):



Figura 4.18 Señal de prueba

- V_o (voltaje de salida del Amplificador de instrumentación):

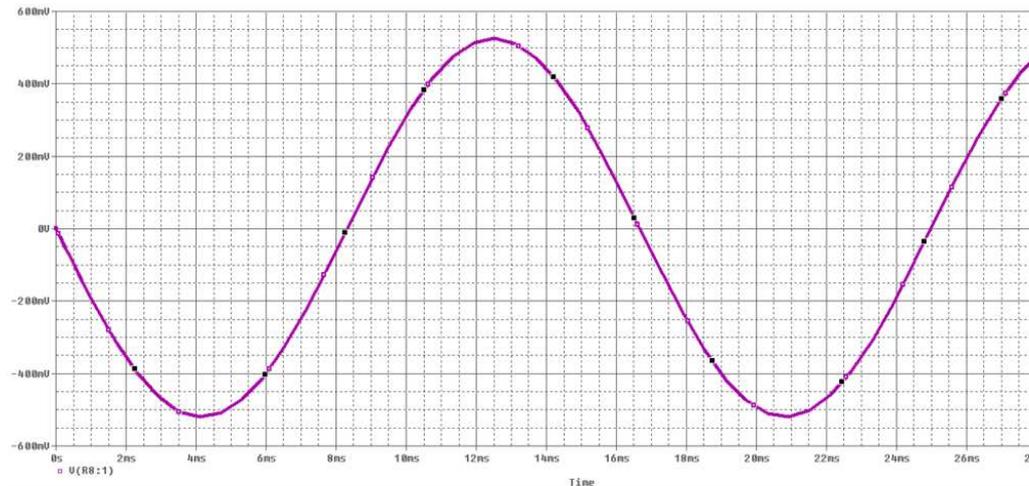


Figura 4.19 Señal de prueba amplificada

Se comprueba que el amplificador de instrumentación realiza correctamente su función, amplifica la señal de entrada con la máxima ganancia propuesta.

4.5.2 Circuito Eliminador de Offset

Como utilizaremos electrodos para tomar la señal cardiaca del cuerpo, somos vulnerables a que estos se polaricen y por ende generen una señal de corriente directa que no es deseada. El movimiento muscular también genera un offset en nuestra señal.

Esta parte la corregiremos con un circuito que retroalimenta al amplificador de instrumentación. Lo que se hace es básicamente lo siguiente:

- Se calcula un filtro paso bajas que deje pasar únicamente frecuencias menores a 0.1 Hz.
- Se retroalimenta la señal filtrada a la terminal no inversora del amplificador diferencial, produciendo que cualquier señal de corriente directa se elimine al instante, debido a la suma con signo contrario de la retroalimentación (producido por el desfase generado por el filtro).

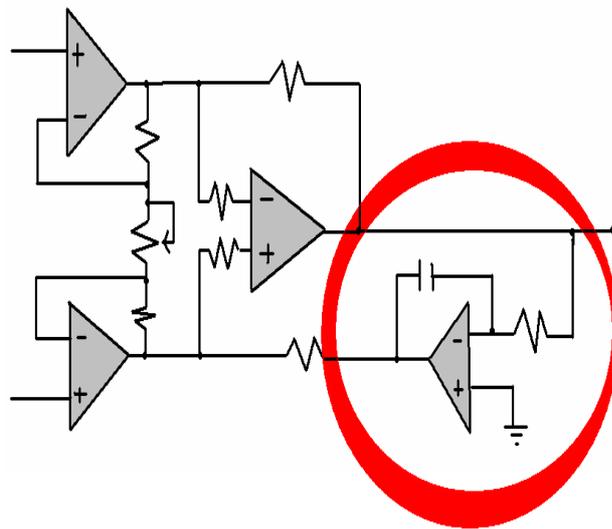


Figura 4.20 Ubicación del circuito eliminador de offset

Se escogió un filtro paso bajas de primer orden. Este filtro es el circuito eliminador de offset y los cálculos para su diseño se muestran a continuación:

→ Se propone el valor del capacitor y se despeja el valor del resistor:

$$R=1/2\pi Cf \quad (4-5)$$

$$\text{Si } C= 49\text{nF}$$

$$R=1/2*\pi*(47\text{n})(0.11)$$

$$R=33.28\text{M}\Omega$$

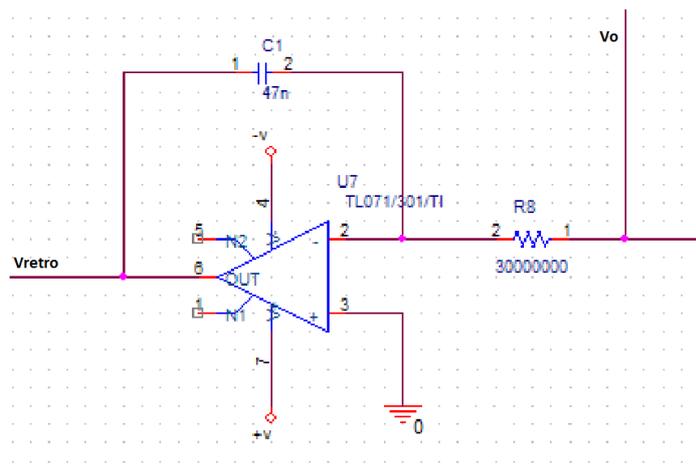


Figura 4.21 Diagrama de circuito eliminador de offset

4.5.3 Filtro Paso Bajas (FPB_o)

La señal del electrocardiograma tiene componentes relevantes entre los 0.1Hz y 250 Hz [11]. Se optó por añadir un filtro paso bajas (FPB_o), que permita el paso de estas frecuencias mencionadas y rechace frecuencias mayores, ya que no son de nuestro interés.

La elección del FPB_o depende del orden, porque entre más grande sea este orden, más selectivo será y aumentará por lógica la dificultad para su diseño. Se escogió un filtro paso bajas del segundo orden,

Este segundo orden tiene como principal característica la atenuación de -40 dB/década; es decir, después de la frecuencia de corte, la magnitud disminuye en 40 dB cuando la frecuencia (W) se incrementa a un valor de 10W_c (Figura 4.22).

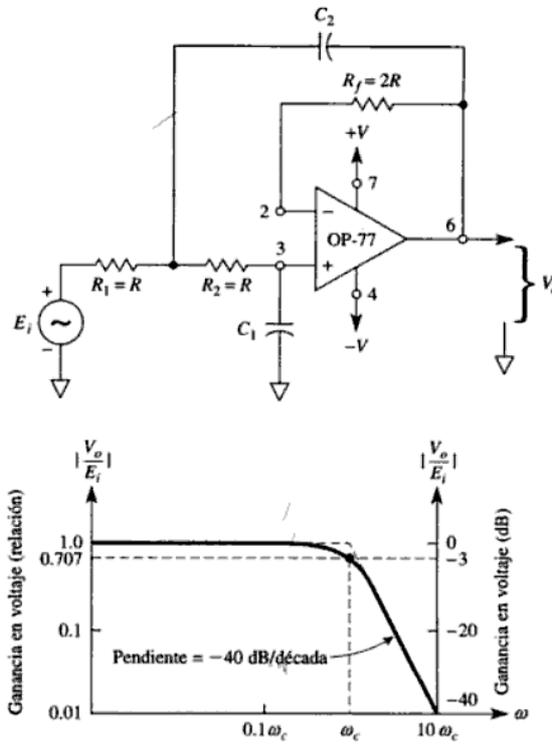


Figura 4.22 FPBo de segundo orden y su respuesta en frecuencia

El diseño del FPBo de segundo orden se simplifica considerablemente si se sigue el siguiente procedimiento de diseño [12]:

1. Datos: H_o (ganancia del sistema), α (sensibilidad), ω_c (frecuencia de corte en rad/seg)

Entonces elegimos los siguientes valores:

$$H_o = 5$$

$$\alpha = 0.5$$

$$\omega_c = 1570.78 \text{ [rad/seg]} = 250 \text{ Hz}$$

2. Elíjase $C_1 = C_2 = C$

Debido a que es algo difícil encontrar capacitores de los valores que deseamos, proponemos uno de uso comercial. Se elige que $C = 0.1 \text{ uF}$.

3. Calcúlese: k = Ho>2

$$R2 = \frac{\alpha}{2\omega_o C} * \left(1 + \sqrt{1 + \frac{4(H_o - 2)}{(\alpha)^2}}\right) \quad (4-6)$$

$$R2 = \frac{0.5}{2 * 1570.78 * 0.1 * 10^{-6}} * \left(1 + \sqrt{1 + \frac{4(5-2)}{(0.5)^2}}\right) \quad (4-7)$$

$R2 = 12.73k\Omega$

Para R1:

$$R1 = 1 / [(\omega_o)^2(C)^2(R2)]$$

$$R1 = 1 / [(1570.79)^2(0.1\mu)^2(12.73)]$$

$R1 = 3.18 k\Omega$

Y finalmente sustituimos:

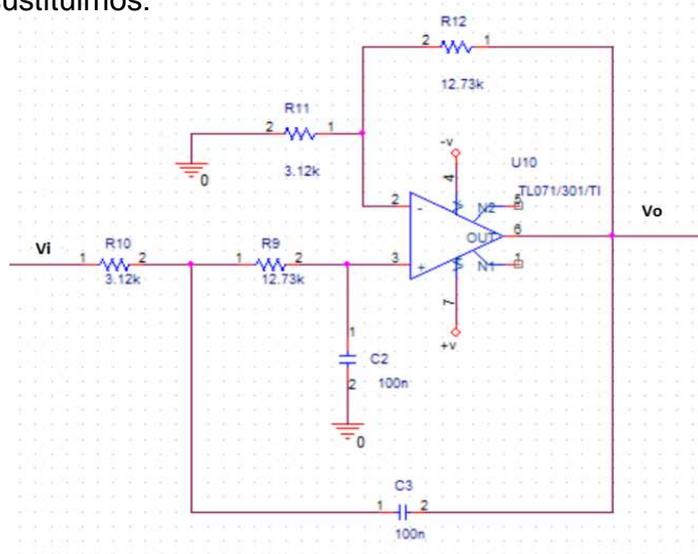


Figura 4.23 Diagrama con valores del FPBo de segundo orden

Se probó el filtro (Figura 4.23) con dos frecuencias: 250 Hz y 350 Hz, esto con la finalidad de ver su comportamiento. La señal a la entrada de este FPBo es la señal de salida del amplificador de instrumentación. Los resultados son los siguientes:

- Frecuencia = 250 Hz.

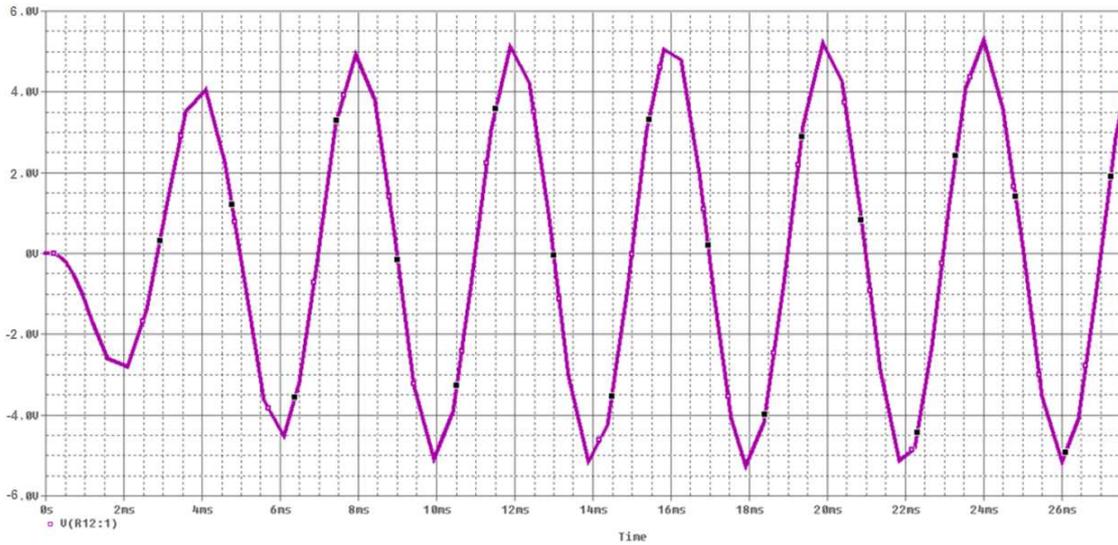


Figura 4.24 Señal de salida a 250 Hz

- Frecuencia = 350 Hz.

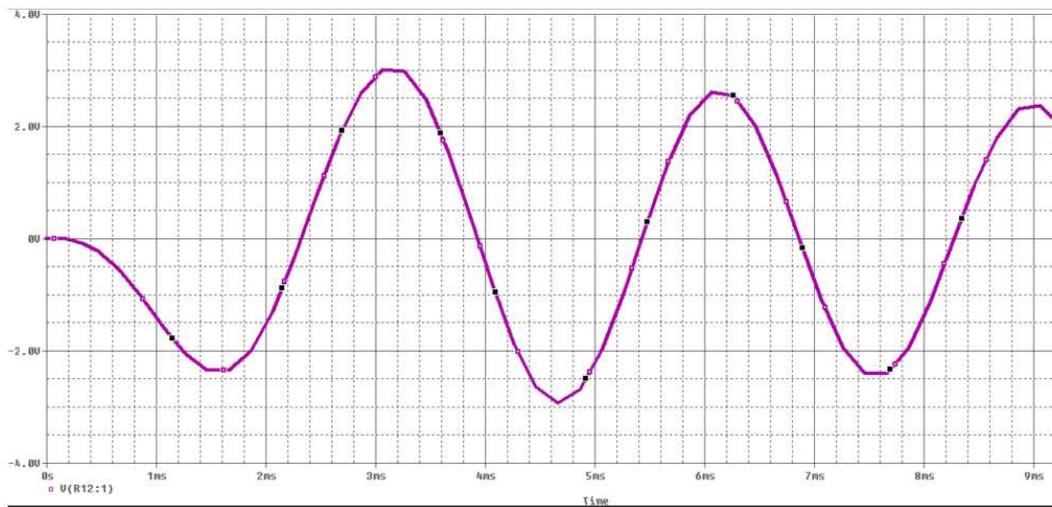


Figura 4.25 Señal de salida a 350 Hz

De acuerdo a las gráficas el resultado del filtro paso bajas de segundo orden es correcto, ya que a partir de la frecuencia de corte estimada en 250 Hz, la señal de salida empieza a decrementar su amplitud conforme va aumentando en frecuencia.

4.5.4 Filtro Muesca

Existen aplicaciones en las que se requiere amplificar señales de bajo nivel y existe la posibilidad de que haya una o varias señales indeseables, en este caso la señal indeseable es el ruido que hay en la línea de suministro eléctrico. Si la señal de trabajo y un componente de ruido de la misma frecuencia pasan por este filtro, saldrá únicamente la señal de trabajo.

El nombre de este filtro se debe a la forma característica de su gráfica de respuesta en frecuencia (Figura 4.26). Las frecuencias no deseadas se atenúan en la banda de rechazo B, mientras que las frecuencias deseadas si se transmiten y son las que se encuentran en las bandas que están a ambos lados de la banda de rechazo.

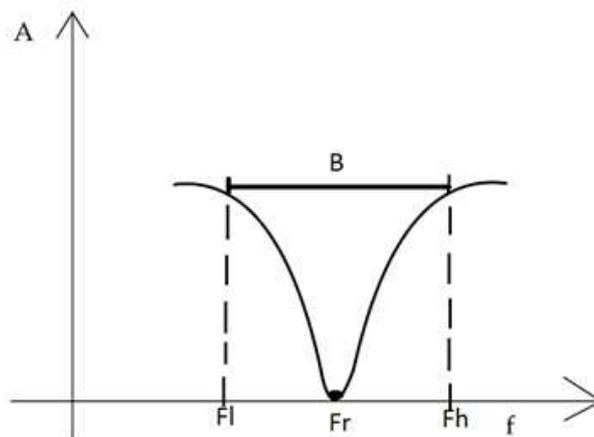


Figura 4.26 Gráfica de respuesta en frecuencia para un filtro muesca

El filtro muesca se construye restando la salida de un filtro paso banda a la señal original (Figura 4.27). El voltaje de entrada que pasa por el filtro paso banda se defasa y al entrar al sumador inversor se vuelve a defasar, quedando la señal en su estado original.

Por el lado contrario, la señal original (salida del filtro paso bajas) ingresa directamente al sumador inversor, defasándose una sola vez. Produciéndose con esto la diferencia y eliminación de aquella frecuencia indeseable.

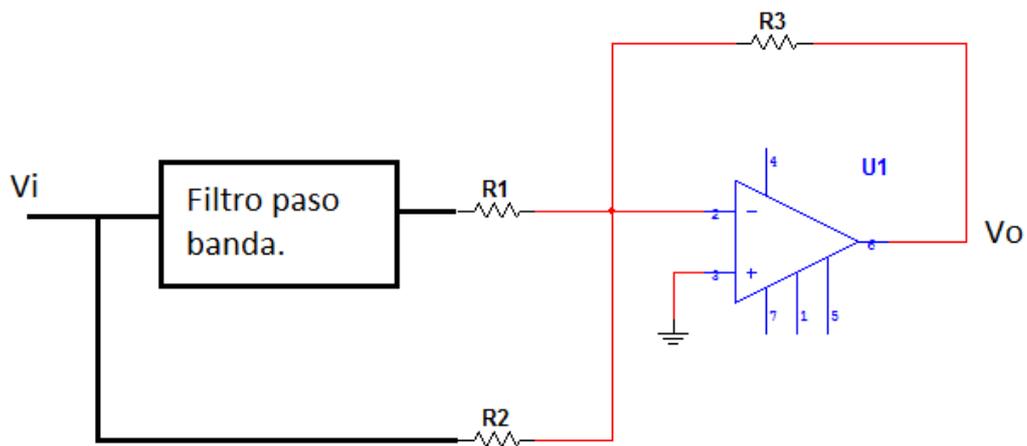


Figura 4.27 Composición de un filtro muesca

Para construir un filtro muesca hay que realizar los siguientes dos pasos [13]:

1. **Construya un filtro paso banda que tenga una misma frecuencia resonante, ancho de banda y en consecuencia el Q (factor de calidad) del filtro muesca.**

Necesitamos que el factor de calidad de este filtro sea alto, por lo que se escogió un valor de 10 y un ancho de banda (BW) pequeño, para eliminar únicamente la frecuencia no deseada.

$Q=10$, $BW=6$ Hz y proponemos a $C= 220$ nF

$$B=0.1591/RC \quad (4-8)$$

$$R=0.1591/BC$$

$$R=0.1591/ (6)(220n)$$

$$R= 120.53k\Omega$$

$$Rr=R/2Q^2 - 1$$

$$Rr=120.53k / 200 - 1$$

$$Rr=605.67 \Omega$$

Para R_r (R15 en Figura 4.28) en lugar de meter un resistor como el calculado, se colocó un potenciómetro de precisión cuyo valor es de $1k\Omega$. Este es importante para ajustar el filtro a la frecuencia que se quiere eliminar; es una especie de sintonizador.

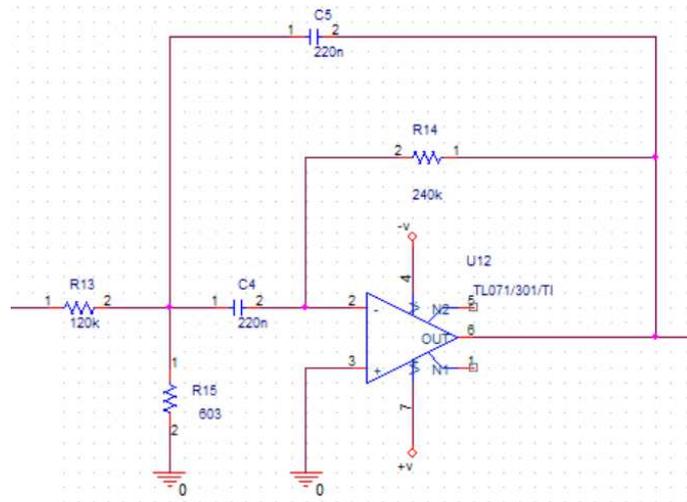


Figura 4.28 Diagrama del filtro paso banda con valores

2. Conecte el sumador inversor, eligiendo valores iguales para R.

Aquí se cambió el valor de la resistencia que tiene como entrada la salida del filtro paso-bajas (R16 en Figura 4.29), ya que provoca que aumente o disminuya el valor de la amplitud de la frecuencia que no se desea, por tal motivo se colocó una resistencia variable.

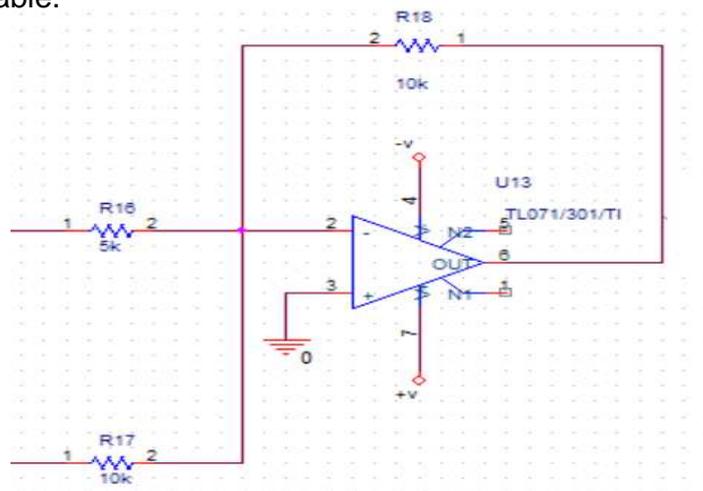


Figura 4.29 Diagrama del amplificador sumador

La resistencias R17 y R18 provocan que el filtro en su totalidad tenga una ganancia unitaria, si se modifica su valor puede atenuar o amplificar la señal final. Se eligió que el filtro tenga una ganancia unitaria. Uniendo ambas partes se tiene el filtro muesca (Figura 4.30):

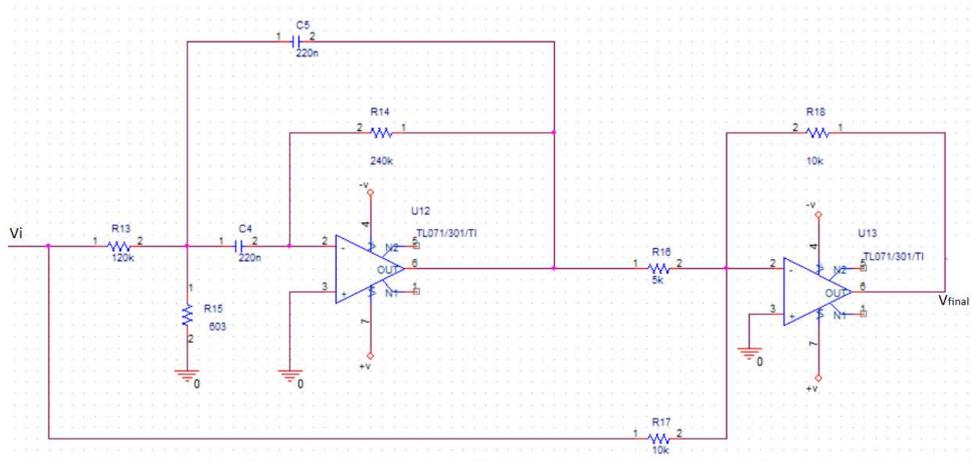


Figura 4.30 Diagrama final del filtro muesca

Se introdujeron señales a distintas frecuencias (40, 60 y 150 Hz) para probar su buen accionar, siendo su V_i el V_o del filtro paso bajas.

- Frecuencia de 40 Hz:

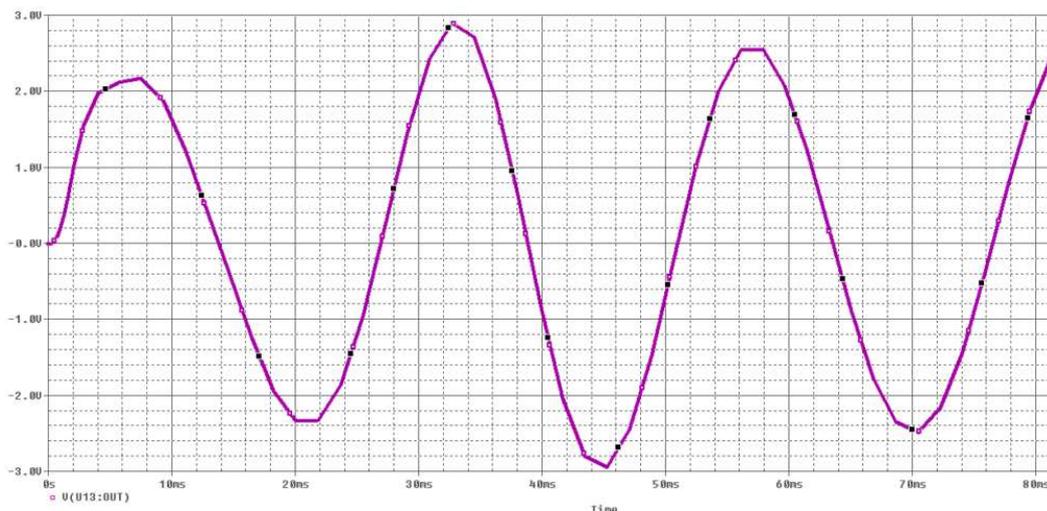


Figura 4.31 Señal de salida a 40 Hz

- Frecuencia de 60 Hz:

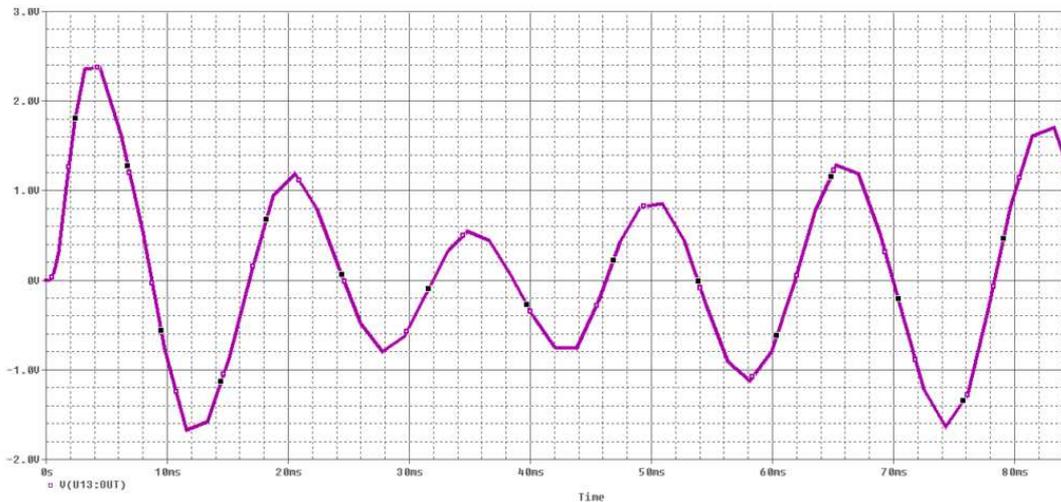


Figura 4.32 Señal de salida del sistema a 60 Hz

- Frecuencia de 150 Hz:

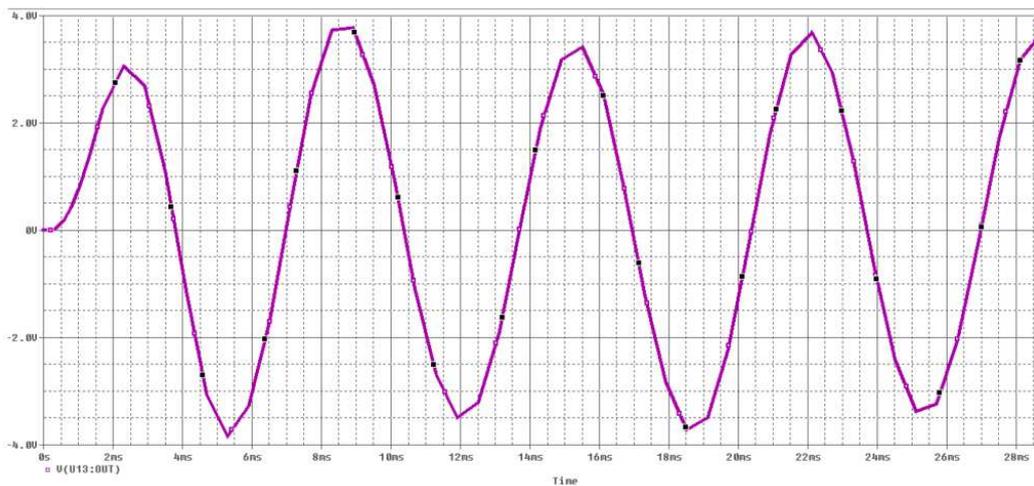


Figura 4.33 Señal de salida a 150 Hz

Los resultados gráficos indican que el filtro muesca opera bien, porque atenúa en la frecuencia a eliminar (60Hz). Si en lugar de una señal de prueba para el bloque analógico usamos las derivaciones electrocardiográficas se observará la Figura 4.34, que es el resultado experimental para este bloque (analógico).

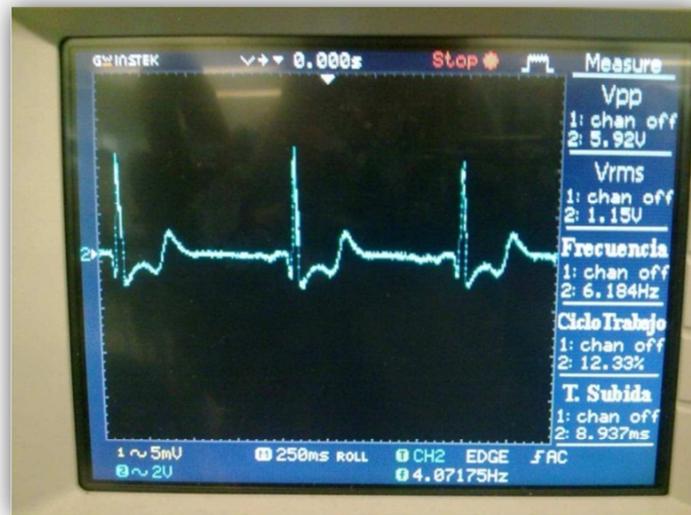


Figura 4.34 Resultado experimental del bloque analógico

4.6 Circuito de Control

Para poder emplear el PIC necesitamos que la señal de entrada sea digital, porque el microcontrolador no puede interpretar una señal analógica. Si se tiene que trabajar con esta señal (analógica) se debe de convertir forzosamente a una señal digital (señal cuadrada), para ello podemos emplear un convertidor analógico-digital (ADC), un comparador o hasta el mismo microcontrolador.

Existen muchas formas de poder realizar el proceso, pero dentro de las más prácticas es emplear un HEF40106B. Este dispositivo es un ADC que contiene 6 circuitos Schmitt Trigger, cuya función es generar una señal cuadrada a partir de cualquier señal analógica, sin importar que esta tenga ruido o no sea uniforme [14], como se muestra en la Figura 4.35.

Los valores de V_{LS} y V_{LI} definen el ancho del pulso que ingresa al PIC, estos valores dependen del voltaje de alimentación y se pueden apreciar en la Tabla 4.2. El Schmitt Trigger se alimenta con 5 volts, teniendo los límites de $V_{LS} = 2.9 V$ y $V_{LI} = 1.9 V$.

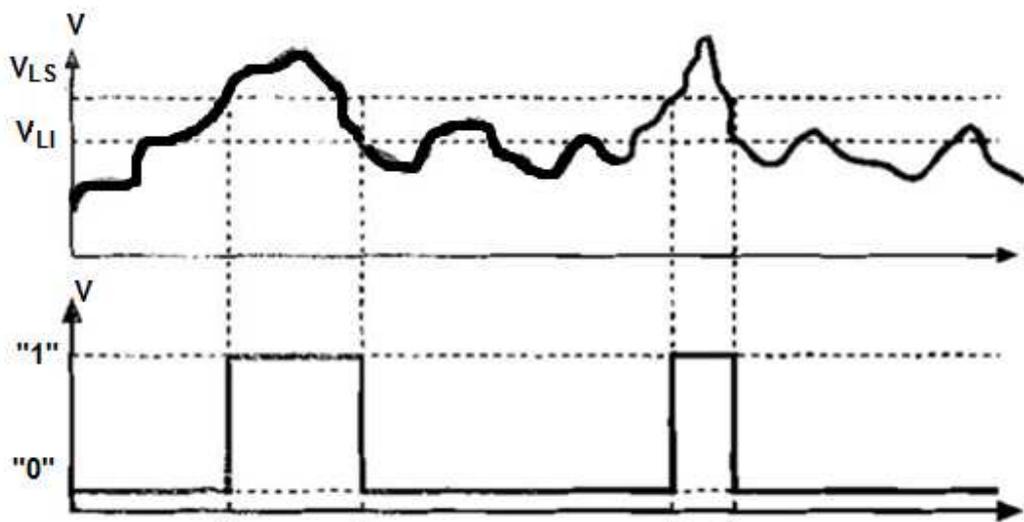


Figura 4.35 Señal de entrada y salida en un circuito 40106B

Tabla 4. 2 Valores de V_{LS} y V_{LI} para el C.I. 40106 (V)

PARÁMETRO	VDD	MÍNIMO	TÍPICO	MÁXIMO
V_{LS}	5	2.2	2.9	3.6
	10	4.6	5.9	7.1
	15	6.8	8.8	10.8
V_{LI}	5	0.9	1.9	2.8
	10	2.5	3.9	5.2
	15	4	5.8	7.4

Existe otro punto importante a considerar y es el siguiente: el PIC (microcontrolador) no acepta en sus entradas valores de voltajes negativos, lo que significa que no se puede ingresar aun la señal analógica (Figura 4.34) que obtuvimos, debido a que tiene valores negativos.

Para solucionar dicho problema, basta con darle un offset que desplace positivamente a la señal analógica para evitar que tenga voltajes negativos. El circuito de offset consiste en sumar un voltaje de DC positivo a la señal analógica a través de un amplificador operacional en su modalidad de sumador no inversor.

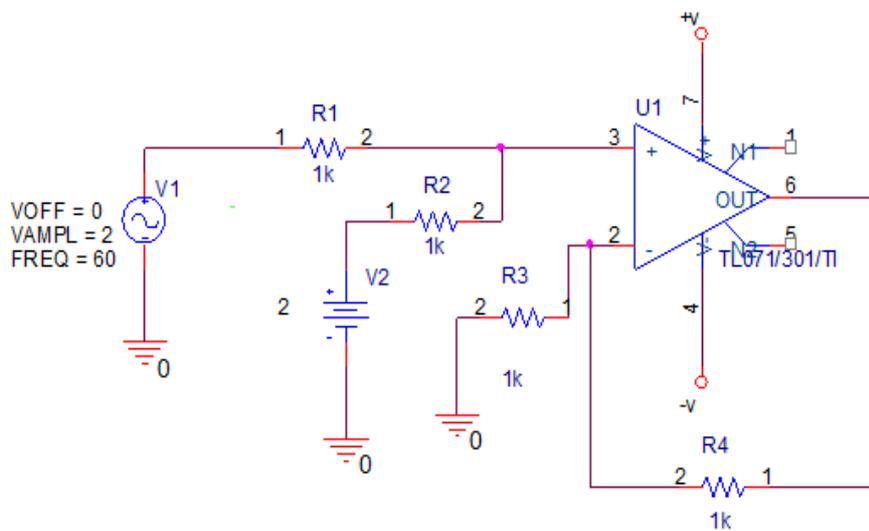


Figura 4.36 Offset aplicado a señal analógica

Se prueba el circuito de la Figura 4.36 con diferentes valores de offset (V_2 en el diagrama del circuito), teniendo como voltaje de entrada una señal de prueba, cuyas características son un $V_i=2 V_p$ y 60 Hz, los resultados son los siguientes:

- $V_{off} = 0 V$

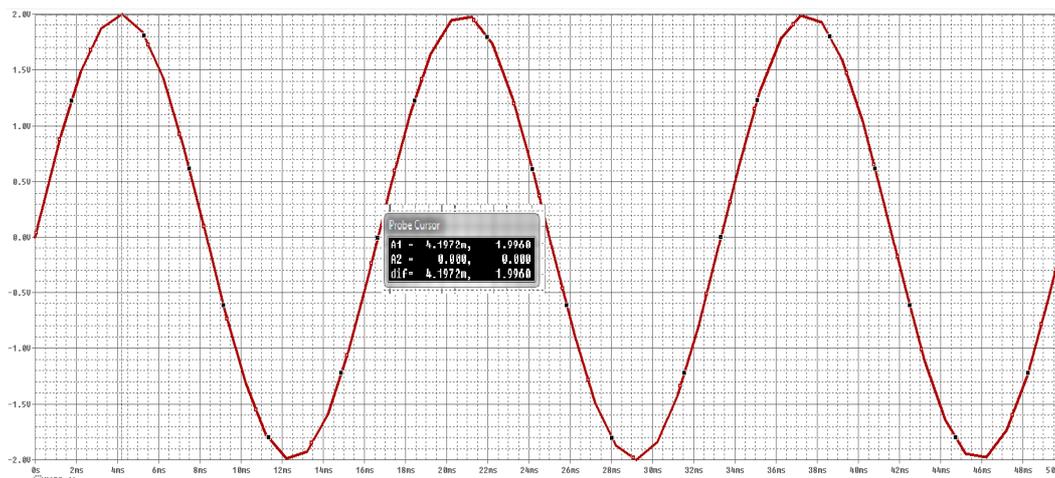


Figura 4.37 Señal de entrada sin offset

- $V_{off} = 1\text{ V}$

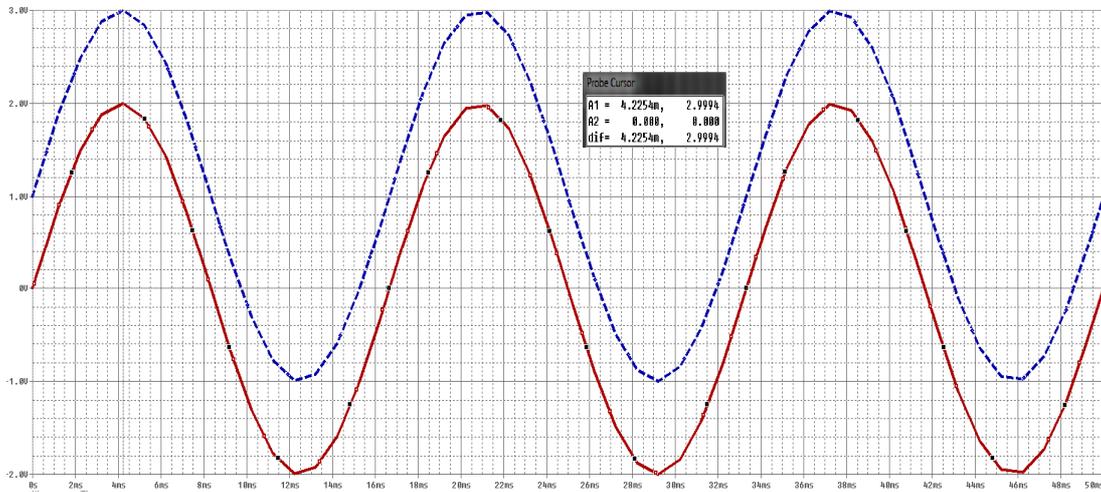


Figura 4.38 V_i (-) y V_o (---)

- Para un $V_{off} = 2\text{ V}$

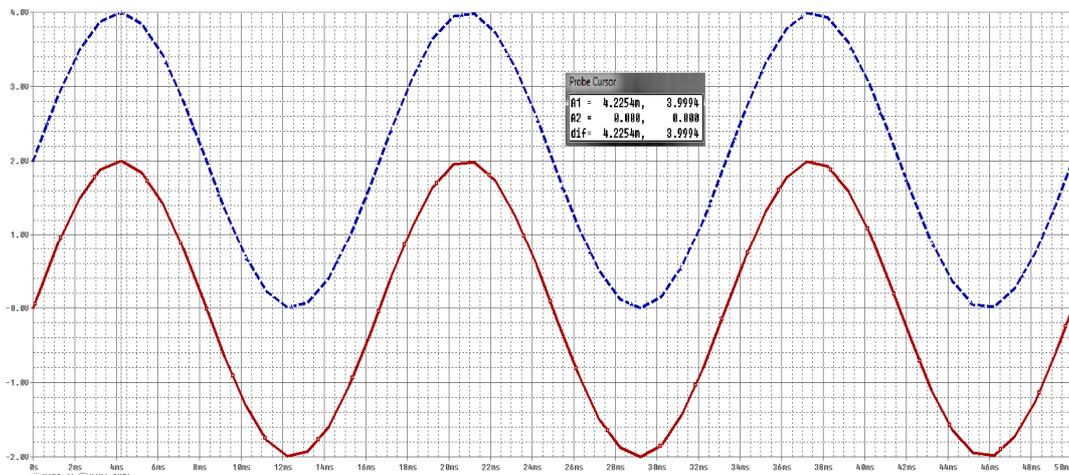


Figura 4.39 V_i (-) y V_o (---)

Ya que se comprobó que el offset está funcionando correctamente, se añade el Shmitt Trigger (Figura 4.40) para convertir la señal analógica en cuadrada. Se alimenta el convertidor con 5V y se verifica su funcionamiento con la misma señal prueba que se utilizó para el circuito de offset, teniendo como resultado la Figura 4.41.

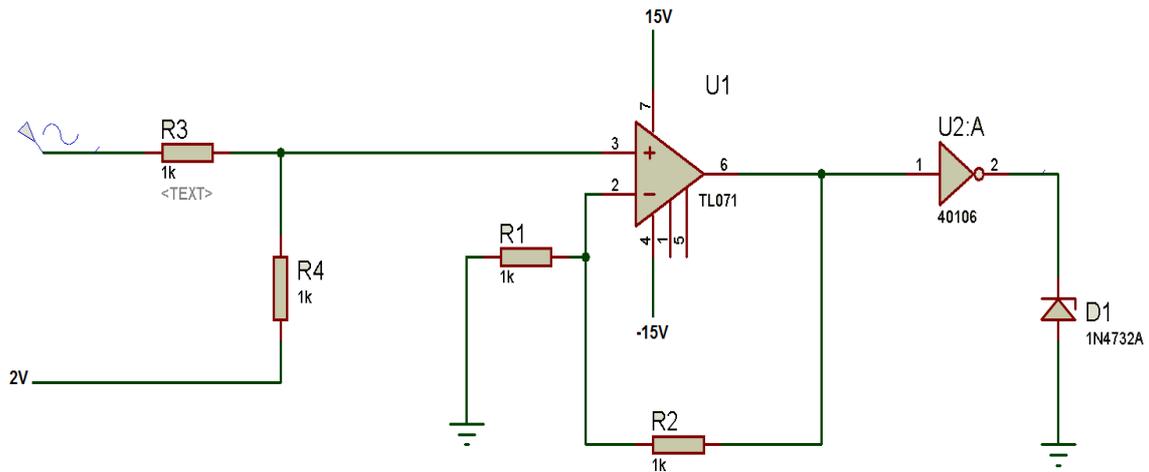


Figura 4.40 Unión entre circuito de offset y C.I. 40106

Como se puede ver en la gráfica, se genera una buena señal digital que parte del origen y cuyo ancho está dado por los voltajes de $V_{LS} = 3.2 \text{ V}$ y $V_{LI} = 1.5 \text{ V}$, que son aproximadamente iguales a los establecidos en la Tabla 4.2. Ahora sí se puede ingresar la señal digitalizada al PIC para su procesamiento. Como protección se añade un diodo zener que limitará la amplitud de la señal digital a 5 volts.

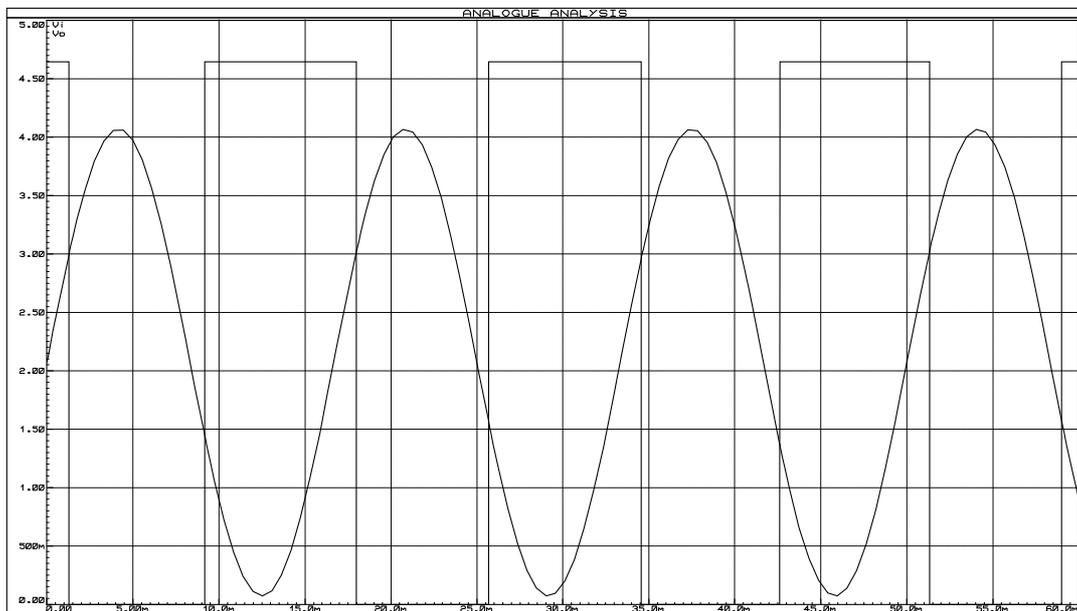


Figura 4.41 Vi (senoidal) y Vo (cuadrada)

4.6.1 Dispositivo de control

El dispositivo de control está conformado por un Microcontrolador que será el cerebro del equipo, ya que ejecutará distintas operaciones con la información proveniente del bloque analógico. Se escogió como Microcontrolador el PIC16F84A (Figura 4.42) debido a su costo accesible, gran rendimiento y capacidad.

Aquí el PIC16F84A se encarga de realizar la siguiente función: hace el conteo de los pulsos (que son el resultado de digitalizar la señal analógica que proviene del amplificador de instrumentación) durante un lapso de 6 segundos, para realizar las siguientes acciones:



Figura 4.42 Microcontrolador PIC16F84A

- **No. de Pulsos < 6:** si cuenta menos de 6 pulsos activa la salida 1, que nos indica que la cantidad de latidos por minuto es inferior a 60.
- **6 < No. de Pulsos < 10:** No ejecuta ninguna acción, porque se encuentra dentro del rango de tolerancia.
- **No. de pulsos > 10:** Activa la salida 2, contando un número de pulsos mayor a 10, indicando que se tiene más de 100 Lat/min.

Se complementa el PIC con otros elementos para tener en su totalidad el circuito de control (Figura 4.43). Se usa un relevador que nos permite habilitar el transmisor, funcionando como un switch, estando normalmente apagado y activado solamente por la señal de control del PIC.

Por el uso del relevador, es necesario incluir un transistor que proporciona la corriente necesaria para el encendido del “switch”, de lo contrario el relevador va a dañar el Microcontrolador, ya que este solo proporciona 25 mA para cualquier pin del puerto que se elija como salida, siendo corriente incipiente para el relevador.

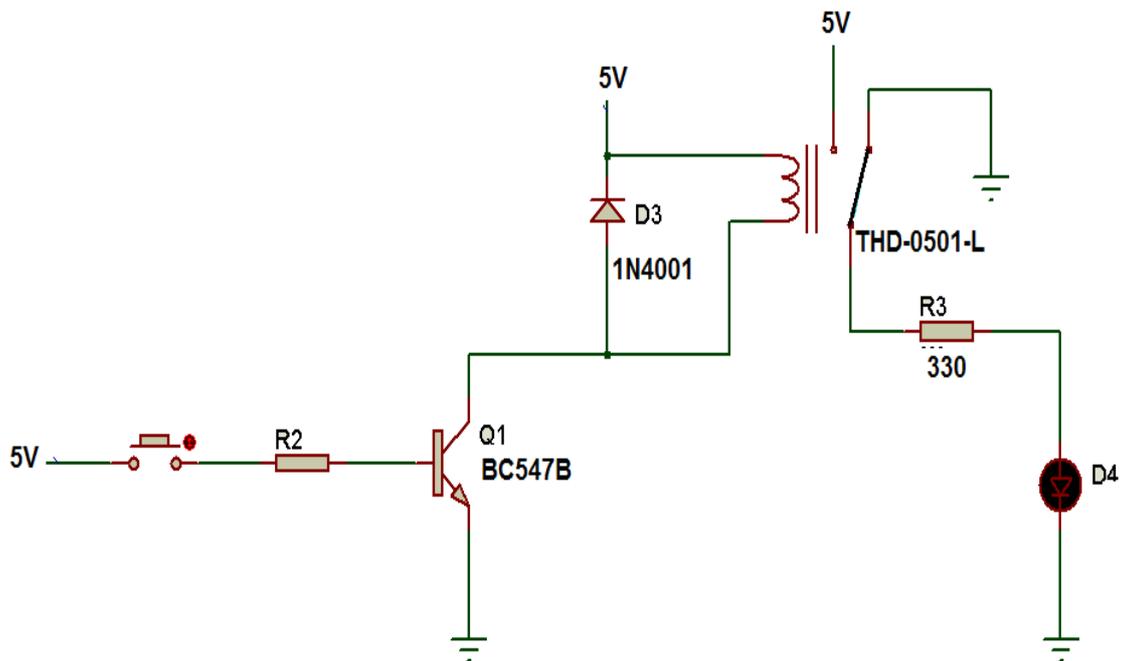


Figura 4.43 Circuito complementario al dispositivo de control

Los únicos cálculos se refieren a R2 (Resistencia de base para Q1), de ésta resistencia depende la corriente producida en el colector, que posteriormente se utilizará en la bobina del relevador para que el switch encienda el Transmisor. Los cálculos son los siguientes:

→ Corriente de colector: Buscamos en las tablas del Relevador que se escogió (THD-0501-L) la resistencia de la bobina en base al voltaje nominal VDC [15].

Tabla 4.3 Características del relevador THD-0501-L

Tipo	Voltaje nominal (VDC)	Resistencia del alambre (+/- 10%) (Ω)	Consumo de poder (W)	Corriente nominal (mA)(+/-10)
L	3	45	0.2	66.7
L	5	120	0.2	41.7
L	6	180	0.2	33.3
L	9	400	0.2	22.5
L	12	700	0.2	17.0
L	24	2800	0.2	8.6

Por lo tanto $R_A=120\Omega$, de la ley de ohm despejamos la corriente:

$$V = RI \quad (4-10)$$

$$I = V/R$$

$$I = 5/120$$

$$I_C = 41.6\text{mA}$$

→ Ya que sabemos la corriente de colector, la usamos como dato en la siguiente expresión para encontrar la corriente de base:

$$I_C = \beta \cdot I_B \quad (4-11)$$

$$I_B = I_C / \beta$$

$$I_B = 0.416 \text{ mA}$$

→ Con el valor de la corriente de base, calculamos la resistencia de base:

$$R_B = (V_{IN} - V_{BE}) / I_B \quad (4-12)$$

$$R_B = (5-0.7) / 0.416 \times 10^{-3}$$

$$R_B = 10.32 \text{ k}\Omega$$

Es recomendable en este caso elegir una resistencia menor a la calculada, así se obtiene una corriente de base mayor, que multiplicada por la beta (β) del transistor dará una corriente de colector más alta, evitando así una posible exigencia de corriente del relevado al PIC.

Ya con el cálculo de resistencia, se pasa a comprobar el funcionamiento del dispositivo. Cabe aclarar que el Push Button que se muestra en la Figura 4.44 realiza el papel del PIC, cuando se cierra manda la señal de control y habilita al transmisor representado por un Led y cuando está abierto, no se genera corriente de base en el transistor y por lo tanto, lo demás permanece apagado.

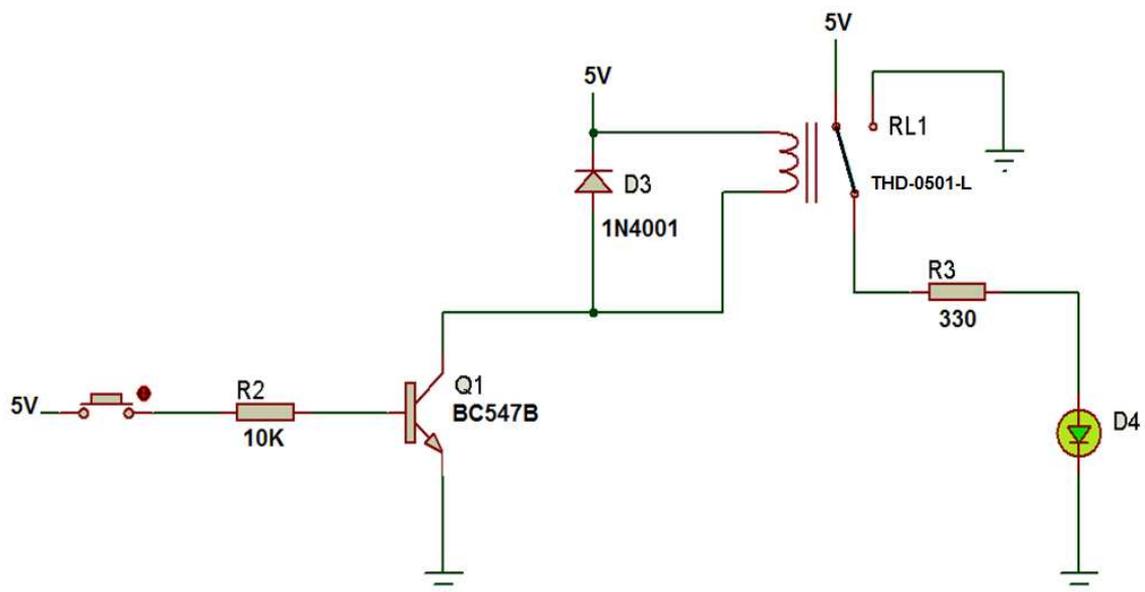


Figura 4.44 Circuito complementario encendido

Se quita el Push Button y se coloca en su lugar el PIC16F84A, se cambia también la resistencia de 10k Ω por una de 1k Ω . Para visualizar de mejor forma la operación de sensado por el microcontrolador, se separan las salidas con su respectivo circuito complementario.

Los pulsos que cuenta el PIC16F84A son producidos por un push button, que equivale al ingreso de la señal del ECG convertida en pulsos. Se aplica el criterio descrito con anterioridad y se obtiene lo siguiente:

Salida 2: se enciende el LED D1, se activa dicha salida con una cantidad mayor a 10 pulsos en un lapso de 6 segundos, indicando tener más de 100 Lat/min.

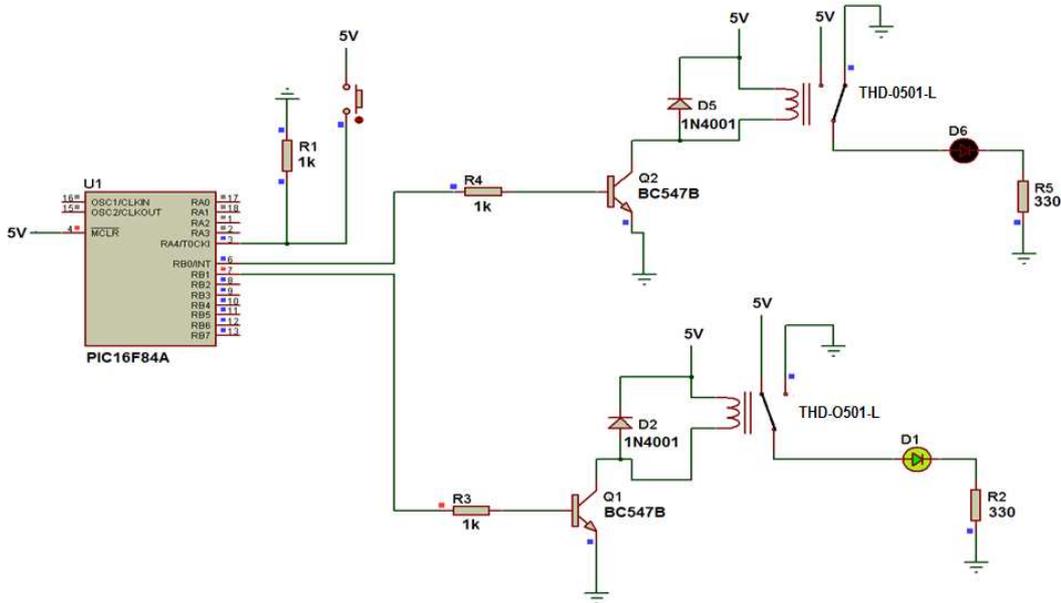


Figura 4.47 Activación de Salida 2: mayor a 100 Lat/min

Queda demostrado el buen funcionamiento del circuito de control para los 3 casos posibles. Ahora bien, por practicidad de diseño se empleará un solo transmisor para las dos salidas, quedando el circuito como se muestra en la Figura 4.48.

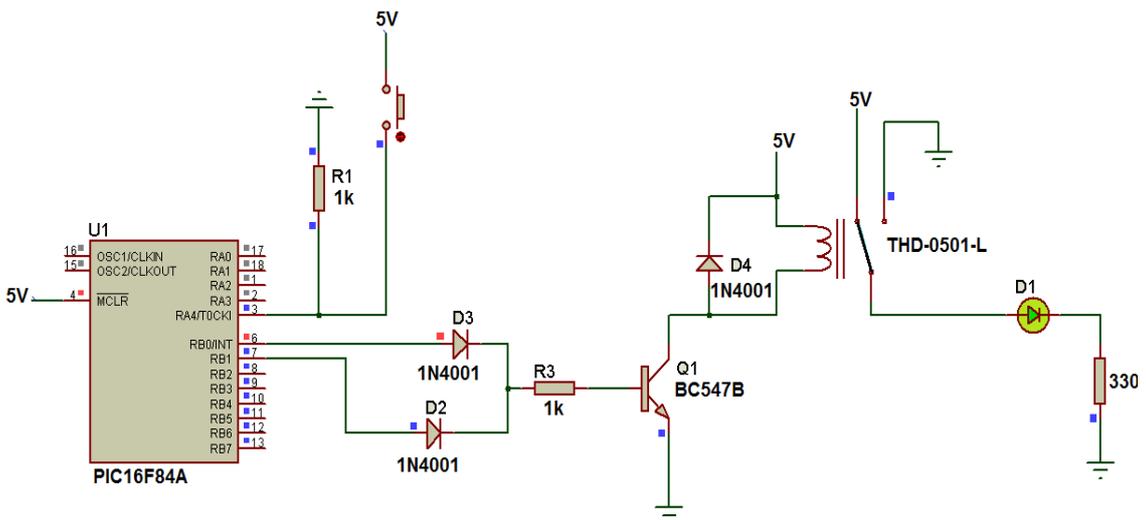


Figura 4.48 Circuito de control con un solo transmisor

Para completar el dispositivo de control de la Figura 4.48 se va a utilizar un display LCD, que va a mostrar la frecuencia cardiaca del paciente (Figura 4.49).

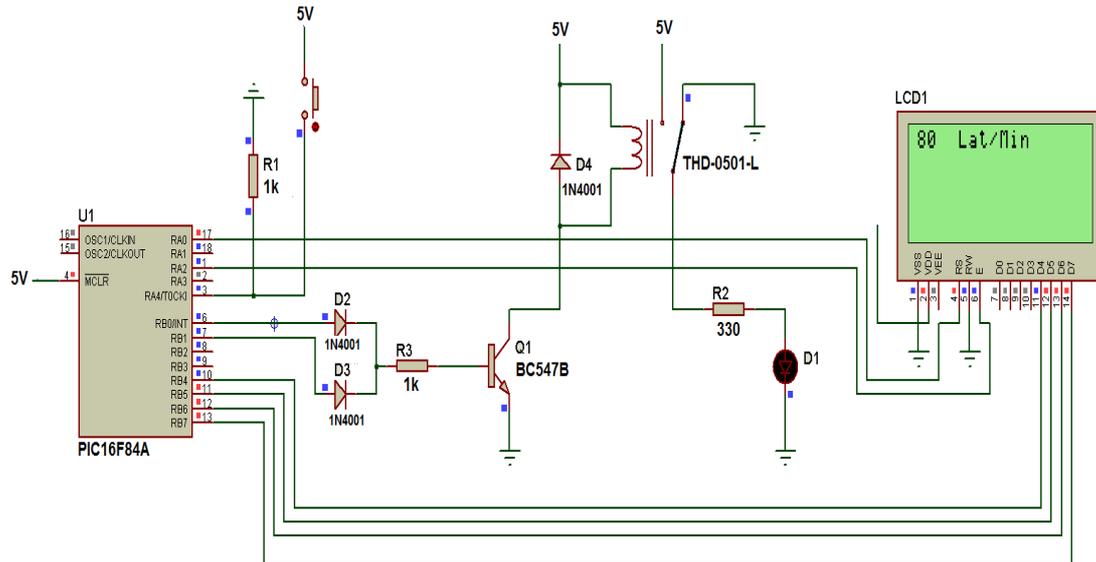


Figura 4.49 Circuito de control con display LCD

4.7 Circuito Transmisor y Receptor por Infrarrojo

Para la persona encargada del cuidado del paciente, es una situación desgastante el estar a la expectativa de algún cambio desfavorable en la salud del enfermo, ya que le priva de realizar otras actividades o en su defecto por diferentes razones no le es posible estar con él, debido a que éste tenga una enfermedad contagiosa, la persona al cuidado deba realizar sus actividades domésticas (si es que el enfermo se encuentra bajo observación en su domicilio) o el médico a cargo tenga que atender a otros enfermos.

Debido a esto se utilizarán dos elementos que nos permitirán enviar (Transmisor) y recibir (Receptor) la alerta médica de manera "Inalámbrica", dándonos la oportunidad de estar comunicados por medio de señales (auditivas o visuales) en caso de no estar físicamente o cerca del paciente, para poder reaccionar y tomar acciones que prevengan situaciones más críticas en la salud de la persona convaleciente. A continuación se desglosará cada uno de estos dos elementos.

4.7.1 Transmisor por Infrarrojo para sistema de alerta inalámbrico

Para el transmisor se utilizó un diodo emisor por infrarrojo (cuyas frecuencias van de los 30kHz a los 40kHz) en complemento con un circuito integrado LM555. Este diodo Emisor por infrarrojo permite transmitir de forma inalámbrica la señal generada por el 555 en su configuración Astable.

Esta señal corresponde a la alerta generada por el PIC16F84A. Se escogió esta configuración del 555 porque se pueden generar ondas cuadradas fácilmente con las características deseadas, en este caso: $F=30\text{ kHz}$, niveles de voltaje TTL y un ciclo de trabajo del 50% (siempre y cuando se agregue un diodo como se ilustra en la Figura 4.52).

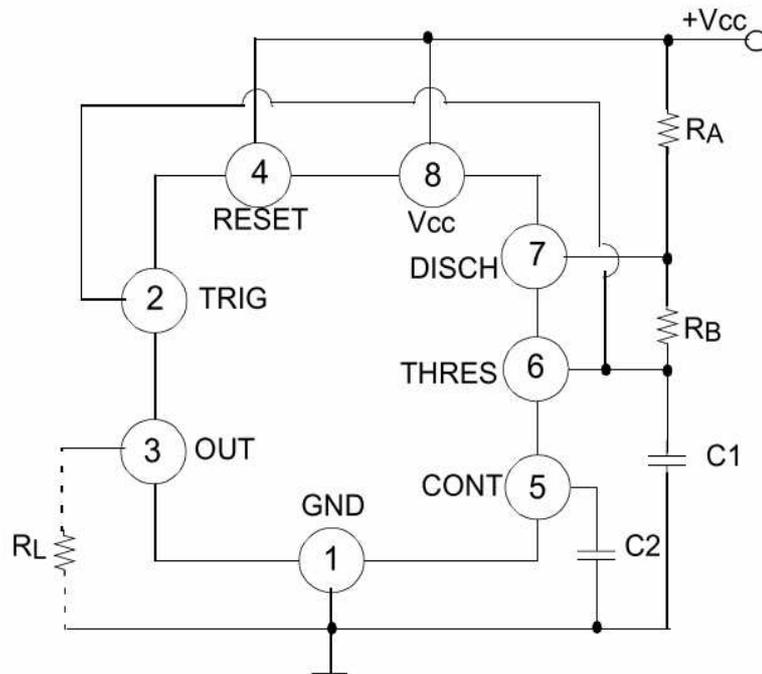


Figura 4.50 Configuración Astable en C.I. 555

El circuito tiene la ventaja de que existen diversos métodos para obtener los valores de los elementos (capacitores y resistores), estas formas van desde un método gráfico a expresiones matemáticas. Los cálculos matemáticos para hacer funcionar al 555 en su forma astable son los siguientes:

→ Elección de resistencias mediante expresiones matemáticas propuestas en configuración del circuito:

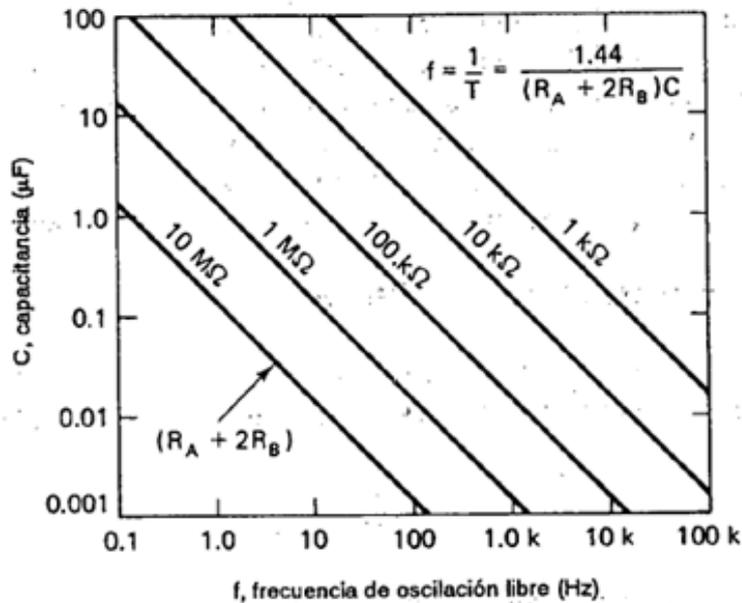


Figura 4.51 Gráfica para elección de R's y C en modo estable

En base a la frecuencia y al capacitor se obtiene el valor del resistor como se muestra en la Figura 4.51 [16]. En contra parte, están las expresiones matemáticas que dan mayor exactitud en el valor de los elementos.

$$t=0.695R_aC \quad (4-13)$$

$$t=0.695R_bC \quad (4-14)$$

$$T=0.695(R_a+R_b)C \quad (4-15)$$

Se utilizan las expresiones matemáticas, se elige un diodo IR con una frecuencia de 30 kHz. Con esta frecuencia se obtienen los tiempos en alto y bajo para producir una señal cuadrada cuyo ciclo de trabajo sea del 50%.

$$F=30 \text{ kHz}$$

$$T=33 \times 10^{-6} \text{ seg}$$

$$T/2=16 \times 10^{-6} \text{ seg}$$

El valor de $T/2$ corresponde a la duración en alto y bajo, para tener un ciclo de trabajo del 50%. Sustituimos en cualquiera de las ecuaciones anteriores para obtener a R_a y posteriormente a R_b :

$$R_a = 16 \times 10^{-6} / (0.695 (1 \times 10^{-9}))$$

$$R_a = 23.9 \text{ k}\Omega$$

$$R_b = 23.9 \text{ k}\Omega$$

En caso de no tener un ciclo de trabajo del 50 % se puede sustituir R_B por un potenciómetro, igualando así la duración de tiempos en alto y bajo de la señal. El circuito básicamente quedaría como se puede ver en la figura 4.52, se dice básicamente porque le hace falta el diodo emisor por infrarrojo para quedar completo.

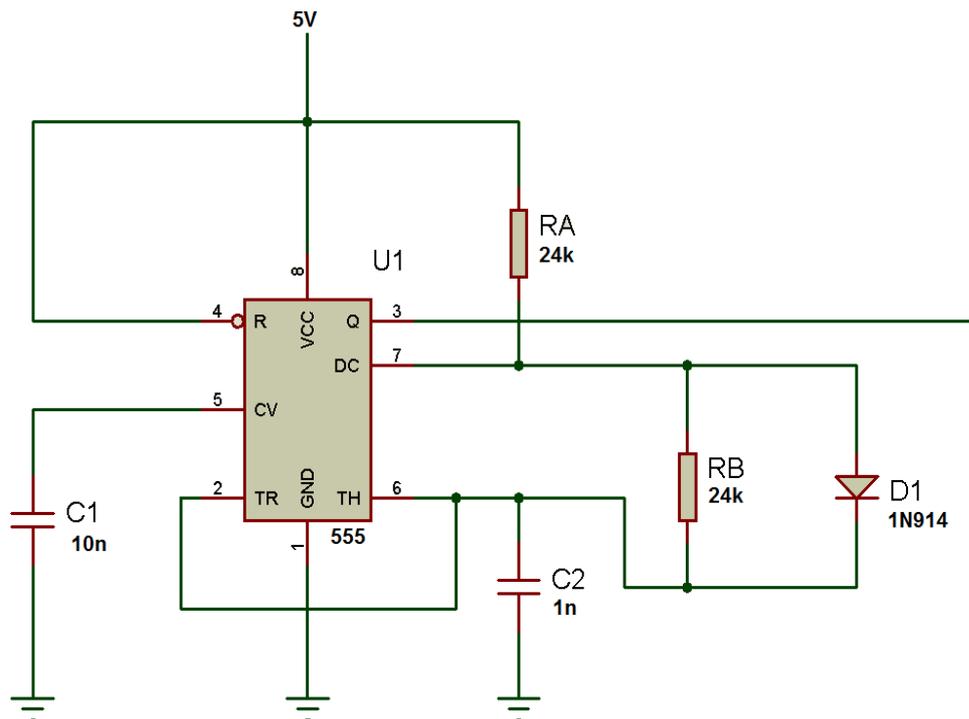


Figura 4.52 Circuito transmisor sin etapa de potencia

Se probó el circuito de la Figura 4.52 y se obtuvo una frecuencia de 25 kHz. Se cambió el valor de C de 1 nF a 850 pF, obteniendo lo siguiente: una señal TTL a 30.45 kHz, como se puede apreciar en la Figura 4.53.

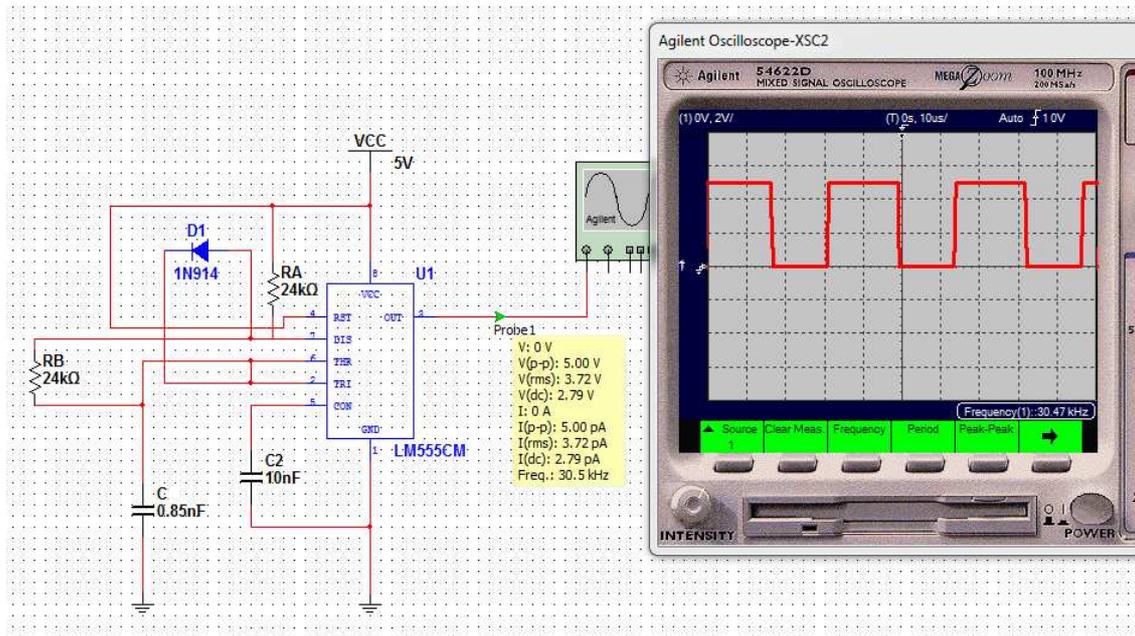


Figura 4.53 Señal de salida del 555 en modo Astable

→ Comprobando la frecuencia de la señal:

$$T = 3.2 (10 \times 10^{-6})$$

$$T = 32 \times 10^{-6} \text{ seg}$$

$$F = 1/32 \times 10^{-6}$$

$$F = 31.25 \text{ kHz}$$

La frecuencia experimental fue mejor que la frecuencia comprobada, existió una variación de aproximadamente 1 Hz, por lo que se consideró aceptable el resultado.

Se requiere ahora que el transmisor por infrarrojo mande la señal de alerta únicamente cuando se genera la señal de control producida por el PIC y de forma opuesta, que esté apagado al no generarse señal de control que nos alerte de alguna emergencia respecto a la frecuencia cardiaca del paciente.

Para solucionar dicho problema, se utiliza la terminal 4 (Reset) del 555 y el relevador que forma parte del circuito de control.

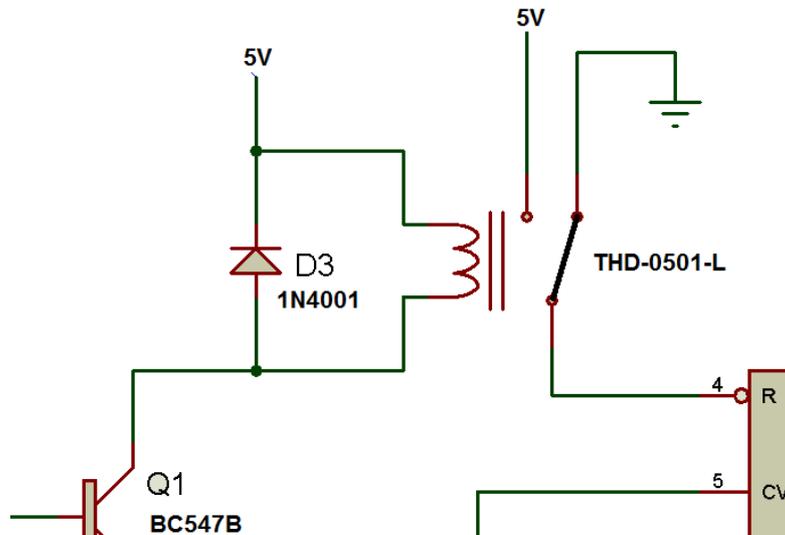


Figura 4.54 Habilitación de transmisor por medio del Relevador

En el circuito de control el relevador encendía un Led (simbolizando al Transmisor por Infrarrojo) al ser activado por el PIC16F84A. Para esta situación, en lugar de ir conectado a un Led, se conecta a la terminal 4 del 555 como se muestra en la Figura 4.54, con el objetivo de que ejecute las siguientes funciones:

Encendido del Transmisor: El relevador pondrá de 0V a Vcc la terminal de Reset (4) del 555.

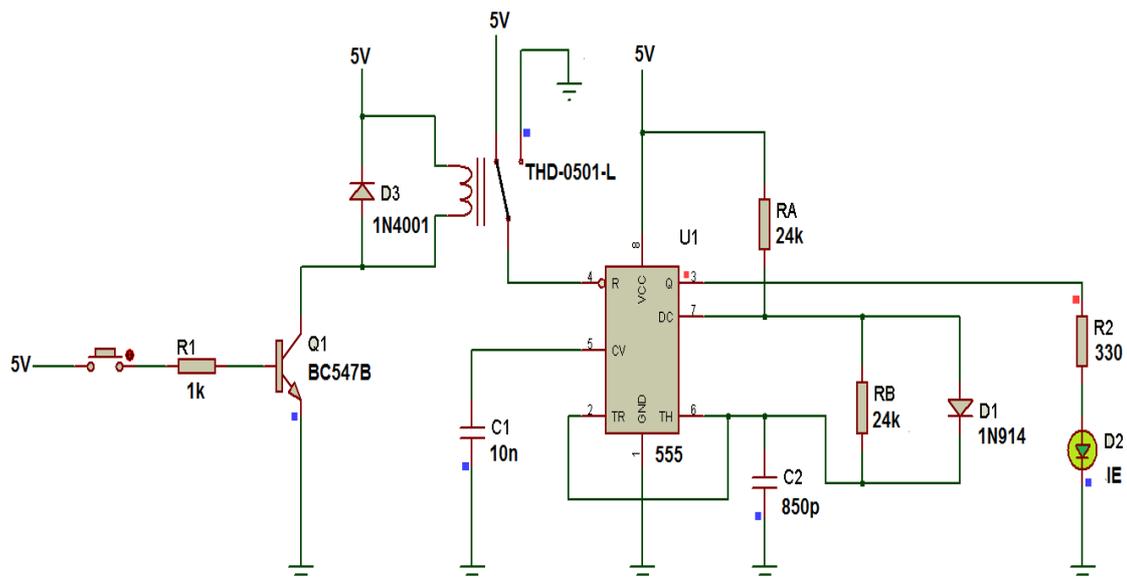


Figura 4.55 Circuito transmisor encendido

Apagado del Transmisor: El relevador no producirá cambio alguno, dejará la terminal de Reset con su voltaje original de 0V.

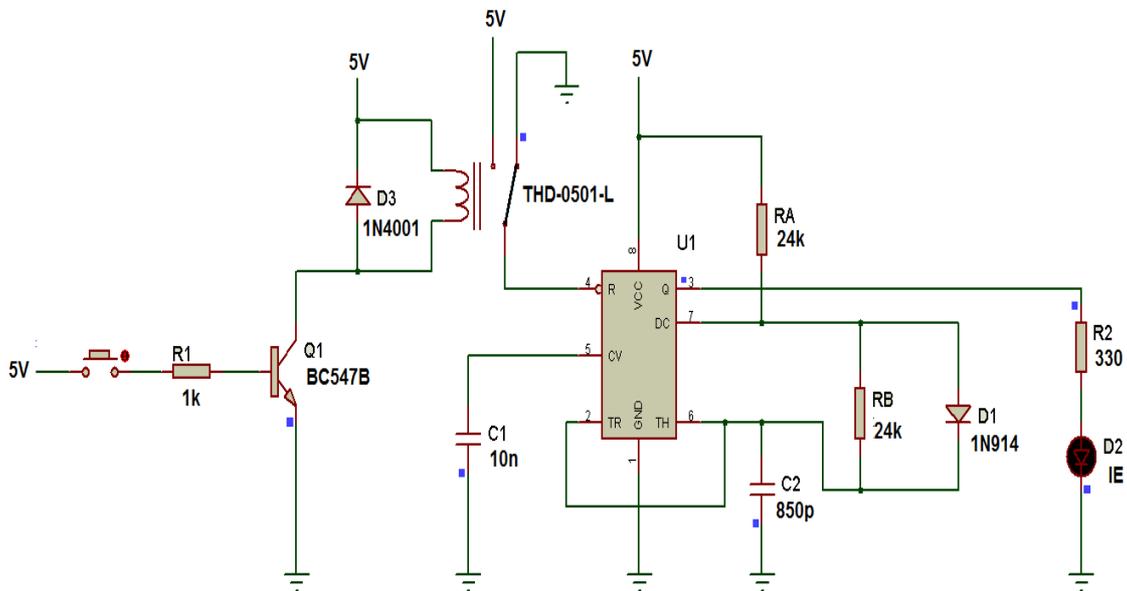


Figura 4.56 Circuito transmisor apagado

Al transmisor por infrarrojo solo le falta un detalle y es el circuito de potencia. La potencia en el transmisor nos ayuda a cubrir distancias grandes para mandar o recibir información. El dispositivo propuesto pretende cubrir una distancia aproximada de 30 a 40 metros. En el circuito la potencia es pequeña, alcanzando a cubrir distancias muy cortas, siendo inservible para la idea del proyecto que se tiene.

Existen configuraciones de potencia basadas en transistores que se utilizan para proporcionar una cantidad de corriente más grande, produciendo entonces una potencia mayor. A estas configuraciones se les conoce como Amplificadores de Potencia y se clasifican según su clase: A, AB y C, entre las más comunes.

En el transmisor se utiliza el Tipo A, que emplea un solo transistor en configuración emisor común (Figura 4.57). Las demás configuraciones usan dos transistores para cada uno de los lóbulos (positivo y negativo) de una señal oscilante, para aprovechar tanto la parte negativa y positiva.

Por tal motivo no se emplearon los otros tipos, ya que se desperdiciaría un transistor porque nunca se utilizaría. En contra parte, el clase A tiene una eficiencia del 50%, mientras que los demás tienen eficiencias del 70 a 80%.

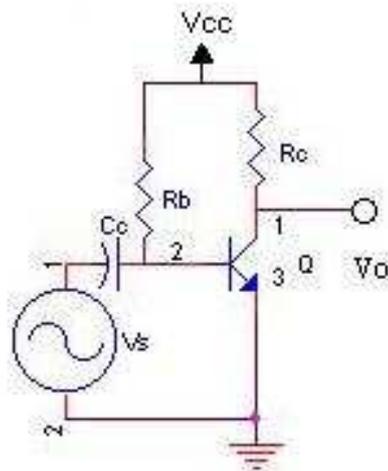


Figura 4.57 Ejemplo de Amplificador Clase A

Elegido el tipo de amplificador de potencia, se procede a realizar los cálculos de los elementos que lo componen, para producir una corriente de salida igual a 0.5A

→ Cálculo de la resistencia de Base: se eligió al transistor de potencia TIP 31C

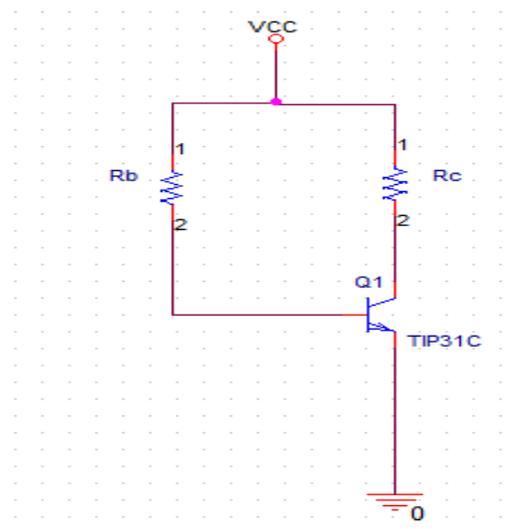


Figura 4.58 Circuito de polarización para TIP31C

→ Partimos de la ley de voltajes de Kirchoff para encontrar el valor de R_c (resistencia del colector), sabiendo que $V_{cc}=5V$, $I_{cQ}=500mA$ y $V_{ceQ}=0V$.

$$V_{cc} - R_c I_{cQ} - V_{ceQ} = 0$$

$$R_c = (V_{cc} - V_{ceQ}) / I_{cQ}$$

$$R_c = 5 - 0 / 0.5$$

$$R_c = 10\Omega$$

→ Con el valor de corriente para I_{cQ} podemos obtener el valor de R_b (resistencia de base), para ello se utiliza la siguiente expresión:

$$R_b = [\beta(V_{cc} - V_{be})] / I_b$$

$$R_b = [50(5-0.7)] / 0.5$$

$$R_b = 430\Omega$$

→ Sustituimos los valores de los resistores en el diagrama de la Figura 4.58 y comprobamos el punto de operación:

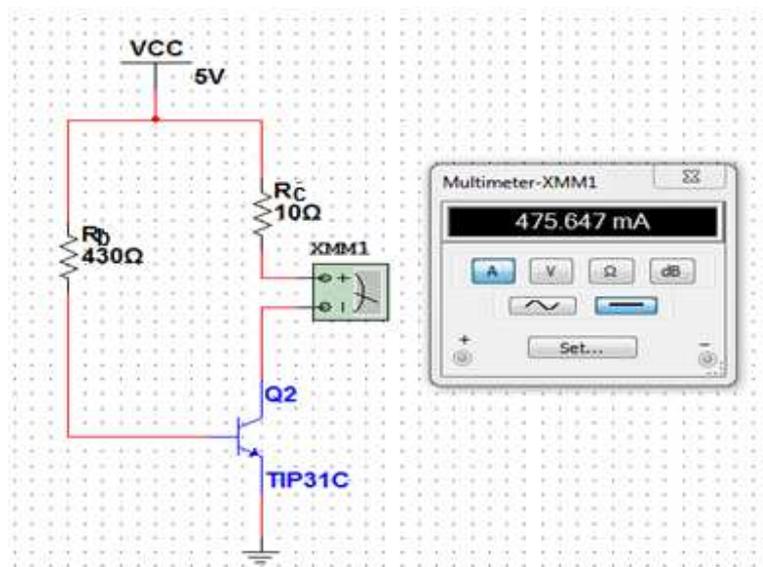


Figura 4.59 Medición de corriente de colector

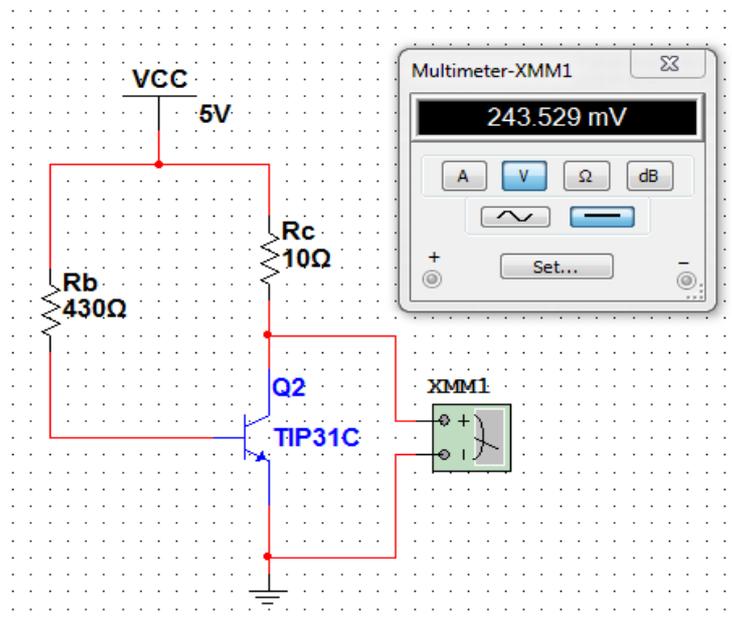


Figura 4.60 Medición de voltaje colector-emisor

De las mediciones de voltaje de colector-emisor y de corriente de colector, tenemos valores próximos al punto de operación. Esto es de esperarse debido a diferentes factores como lo son: las tolerancias de los resistores (que pueden modificar el valor del elemento en un +/- 10 y 5 %), la ganancia de corriente del transistor (H_{FE}) y la propia fuente de alimentación.

Un factor que se debe considerar es la potencia en el resistor de colector, porque si no se tiene en mente esta magnitud y colocamos cualquiera la podría quemar y afectar el rendimiento del transmisor por infrarrojo.

$$P = V_{cc} I_c$$

$$P = (5)(0.5)$$

$$P = 2.5 \text{ Watts}$$

Se recomienda colocar un resistor cuya potencia sea mayor a 2.5 watts, comercialmente no hay resistencias a esa potencia, por lo tanto se utilizó un resistor de 10Ω a 5 Watts.

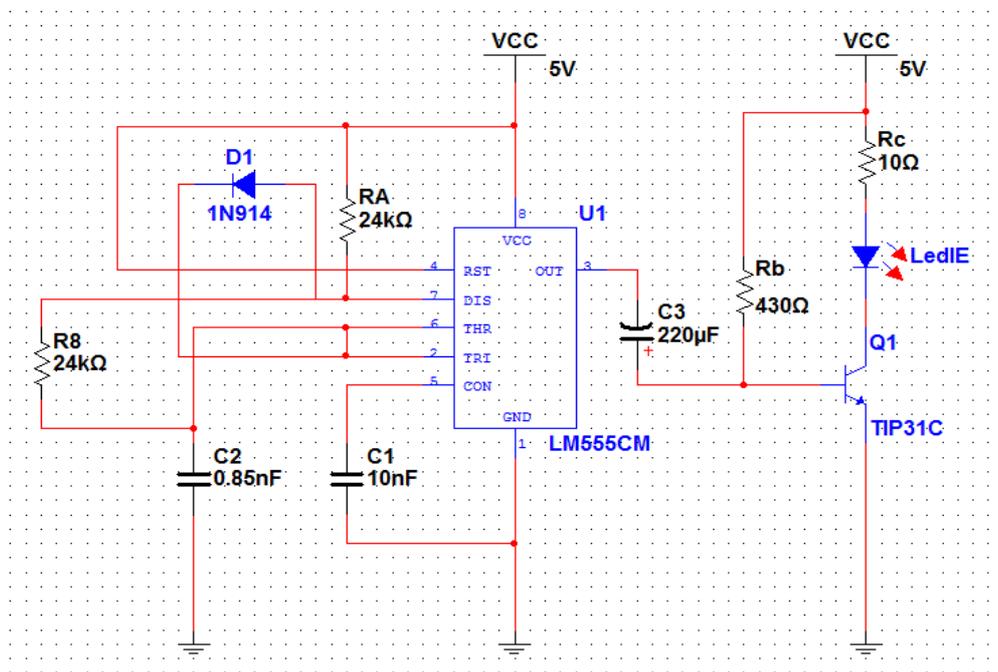


Figura 4.61 Circuito final de potencia para transmisor

En la figura 4.61 se muestra el circuito de potencia completo, con un capacitor que funciona como acoplamiento entre la señal cuadrada generada por el 555 y el circuito de polarización para el TBJ, además de un diodo emisor por infrarrojo. Con los nuevos valores del punto de polarización ($I_{CQ} = 475.64\text{mA}$ y $V_{ceQ} = 243.52\text{mV}$) se puede transmitir hasta una distancia de 28.53 metros.

4.7.2 Receptor por infrarrojo para sistema de alerta inalámbrico

El receptor por infrarrojo completa el enlace de comunicación de nuestro circuito, una inalámbricamente a todas las etapas anteriores con el circuito indicador de alerta.

El receptor de infrarrojo está conformado principalmente por el diodo IR (Figura 4.62), cuya función es la de detectar un haz de luz infrarroja modulada en un sistema de telemando. Tiene una particularidad, su encapsulado en color negro funciona como filtro de corte para la luz de día.



Figura 4.62 Diodo receptor de infrarrojo SFH5110

Este circuito integrado, contiene los siguientes elementos [17]:

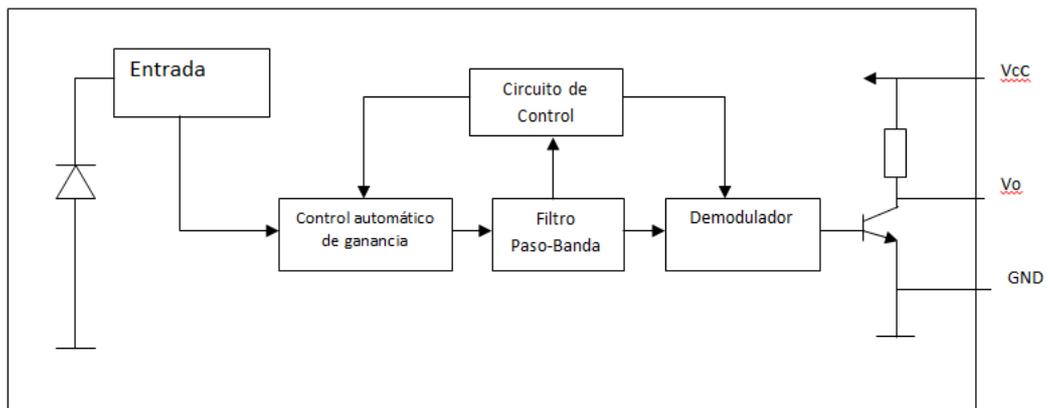


Figura 4.63 Diagrama de bloques del SFH5110

En el mercado existen distintos modelos de este circuito, cuya variedad depende de la frecuencia de la portadora a utilizar.

Tabla 4. 4 Frecuencia de portadora de los distintos modelos de sensores

TIPO	FRECUENCIA PORTADORA [kHz]
SFH5110-30	30
SFH5110-33	33
SFH5110-36	36
SFH5110-38	38
SFH5110-40	40

En el datasheet del dispositivo [18] se propone el siguiente circuito (con el detector de IR incluido) para recibir la señal y darle el uso que se quiera.

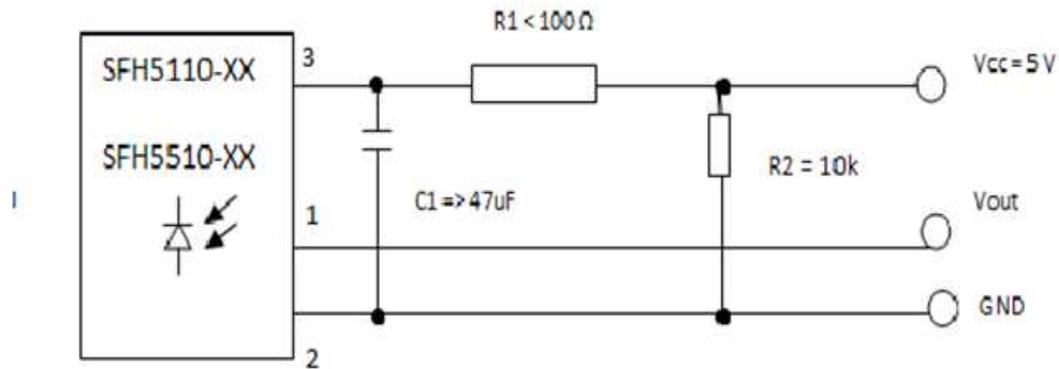


Figura 4.64 Circuito receptor de haz infrarrojo

Este bloque a grandes rasgos funciona de la siguiente manera: cuando se detecta un haz de luz infrarroja modulada a la frecuencia del sensor, pone un nivel bajo (0 volts) en la terminal Vout y por lo contrario, cuando no se detecta un haz de luz infrarroja modulada a la frecuencia del sensor, la salida se pone a un nivel alto (5 volts).

Entonces, del circuito receptor que se muestra en la Figura 4.64 tenemos a la salida un tren de pulsos a niveles TTL (0 a 5 volts). Lo que se va a hacer con esta señal es emplear otro dispositivo que es capaz de procesarla (Circuito Indicador de Emergencia) para activar una serie de indicadores de acuerdo a un criterio establecido.

La idea de los indicadores es alertar por la forma que sea, de que existe una emergencia (o posible emergencia) y que debe ser atendida. Entonces bajo este principio, se usaron medios auditivos y visuales, para cubrir la no percepción de alguno de los dos tipos de indicadores. Pero todo esto a continuación se mostrará con más detalle en la siguiente sección.

4.8 Circuito Indicador de Emergencia

Este circuito se encarga de hacer saber (a la persona encargada del cuidado del paciente) que existe un cambio desfavorable en la frecuencia cardiaca del corazón, mediante un indicador del tipo visual (luz proveniente de un Led) y otro indicador del tipo auditivo (sonido provocado por un Buzzer Piezoeléctrico).



Figura 4.65 Diodo Led y Buzzer piezoeléctrico

Para el diseño del circuito indicador de alerta se volvió a emplear un PIC (PIC16F84A), con un código de operación similar al del dispositivo de control, solo que presenta las siguientes variantes:

- Se mantiene apagado durante 6 segundos.
- Pasado este tiempo, cuenta durante 2 seg la cantidad de pulsos que entraron al PIC, provenientes del circuito receptor por infrarrojo.
- Si establece que entraron más de 2 pulsos, activa a los indicadores de alerta.
- Permanecen activos (prendiendo y apagando) durante 5 seg.
- Permanecen inoperantes durante 8 seg y vuelve a iniciar el proceso.

Se prueba el funcionamiento del circuito introduciendo pulsos en la terminal RA4 del PIC (Figura 4.67), para revisar que los indicadores (Buzzer, Led) respondan correctamente.

El circuito queda formado de la siguiente manera:

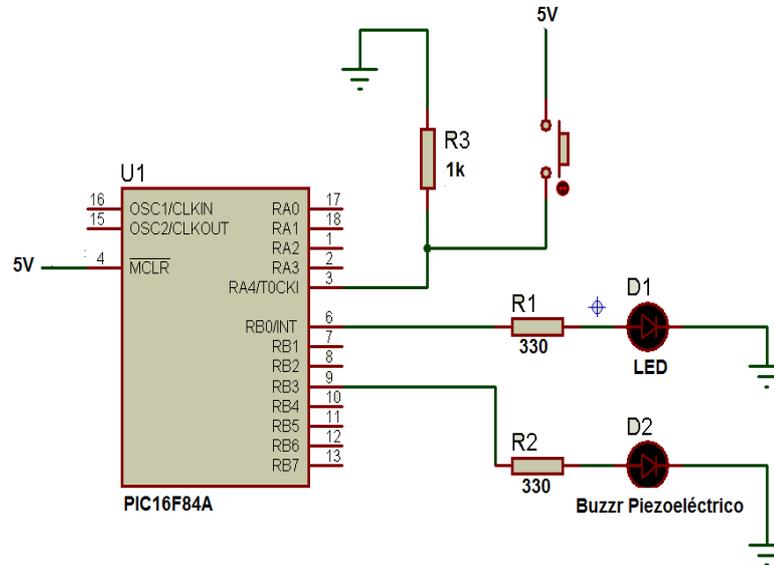


Figura 4.66 Circuito indicador de emergencia

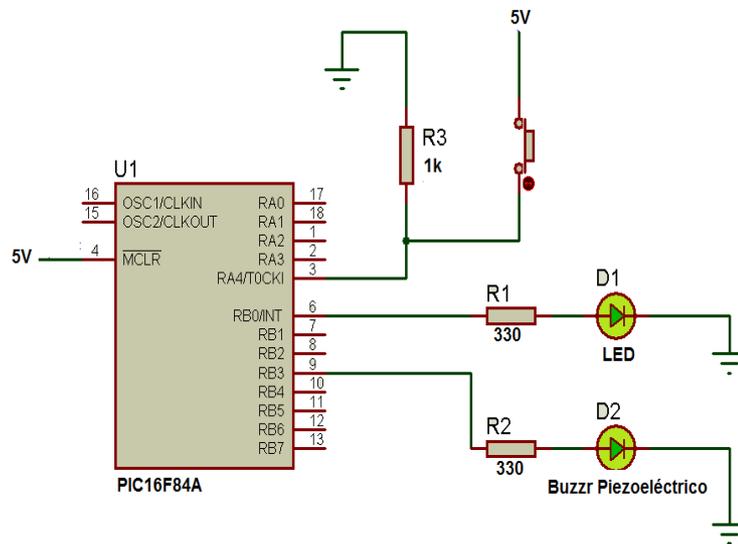


Figura 4.67 Circuito indicador de alerta Encendido

Se añade un display LCD para mostrar en él un mensaje de alerta, además en el pin RA4 se introduce una señal cuadrada casi idéntica a la recibida por el diodo IR (TTL, 50% de ciclo de trabajo y Frecuencia de 30 kHz); solo que defasada 180°.

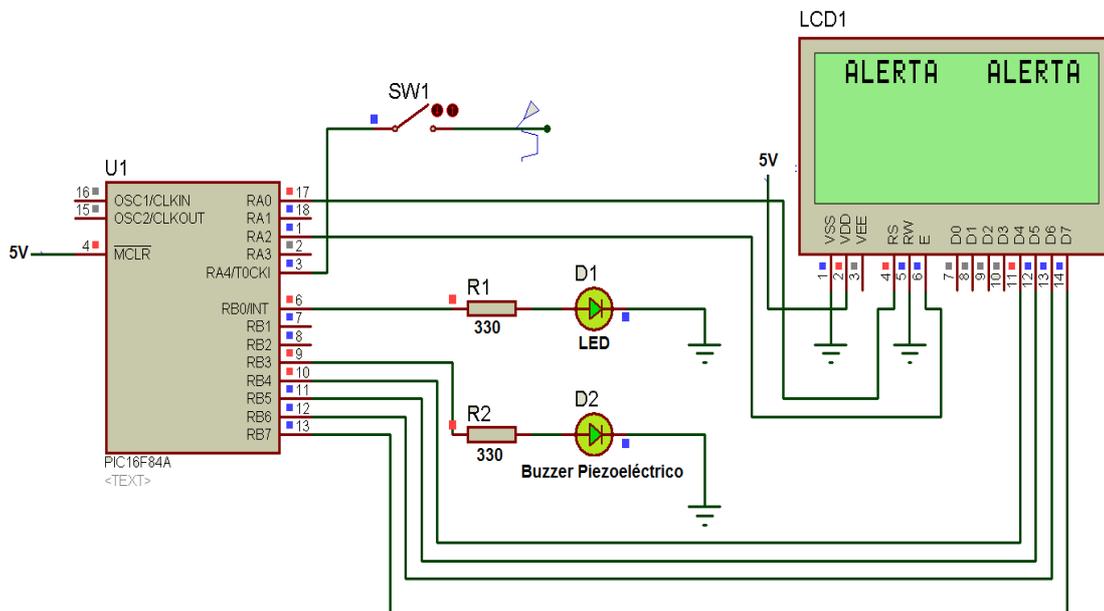


Figura 4.68 Circuito indicador de alerta final

Con el Circuito Indicador de Alerta (Figura 4.68) se concluye la parte física del Electrocardiógrafo propuesto, para seguir en capítulos siguientes con la parte gráfica del proyecto, es decir, la interfaz visual donde se desplegará el electrocardiograma.

4.9 Interfaz Visual del ECG (Labview)

La comunicación entre el Hardware (electrocardiógrafo) y el software instalado en la PC (programa realizado en Labview) se realiza por medio de un adquisidor de datos, cuya función es ejecutada por el microcontrolador PICAXE-14M; que transmite y recibe datos entre las partes mencionadas.

Para establecer la comunicación de forma serial, se deben de considerar varios puntos para establecerla, los cuales son: Bits de datos, Bit de paridad, Bit de parada y aún más importante la velocidad de transmisión (mejor conocida con el nombre de Baudios).

PICAXE-14M

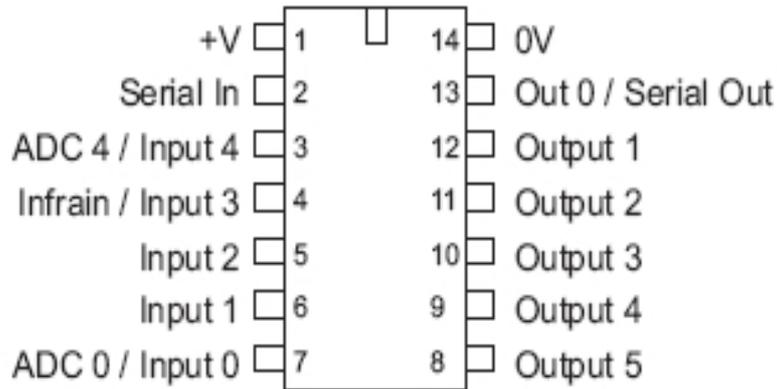


Figura 4.69 Patigrama del microcontrolador PICAXE 14-M

Bits de Datos: Un carácter de datos suele tener entre 7 y 8 bits. El bit de menos peso LSB (Least Significant Bit) es transmitido primero y el de mayor peso MSB (Most Significant Bit) es transmitido al último. Aquí se mandan 8 Bits.

Bit de Paridad: Con el bit de paridad se pueden descubrir errores en la transmisión. Se puede dar paridad PAR o IMPAR. Pero en caso donde la transmisión es sencilla, se omite este bit. Aquí no se usa el bit de paridad.

Bit de Parada: Indica la finalización de la transmisión de una palabra de datos. El protocolo de transmisión permite 1, 1.5 a 2 bits de parada. Se usa solamente un bit de parada.

Velocidad de Transmisión: Es la cantidad de información enviada por la línea de transmisión en la unidad de tiempo (Baudios). En este caso, se escogió una velocidad de 4800 Baudios.

Ya que se saben las características para realizar la comunicación serial, se tiene que configurar físicamente al dispositivo. Se emplea el diagrama que el fabricante propone en las hojas de especificaciones [19], tal y como se muestra a continuación:

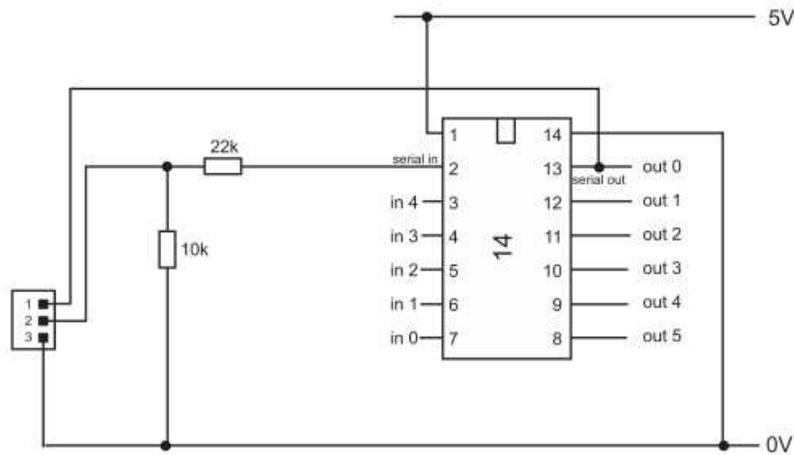


Figura 4.70 Configuración para establecer adquisidor de datos

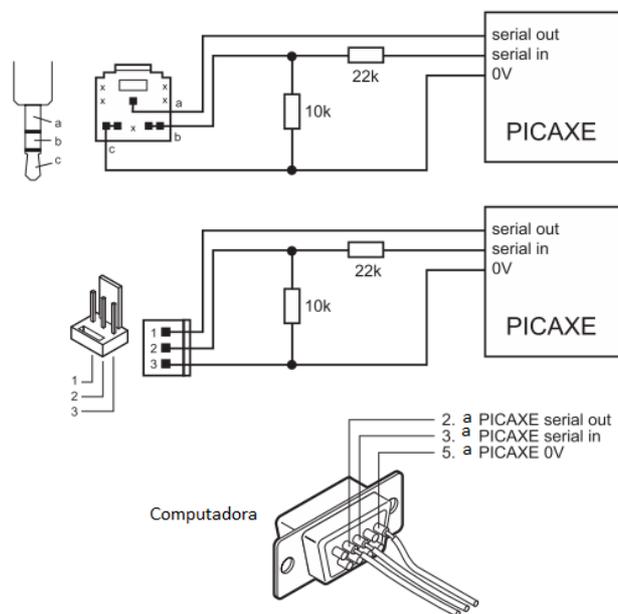


Figura 4.71 Formas de conexión para comunicación serial

Finalmente, para convertir el ECG a digital y transmitirlo vía serial, se utiliza uno de los dos ADC que contiene el PICAXE. Se introduce la señal analógica desplazada mediante un offset por la terminal 7 (ADC) del microcontrolador.

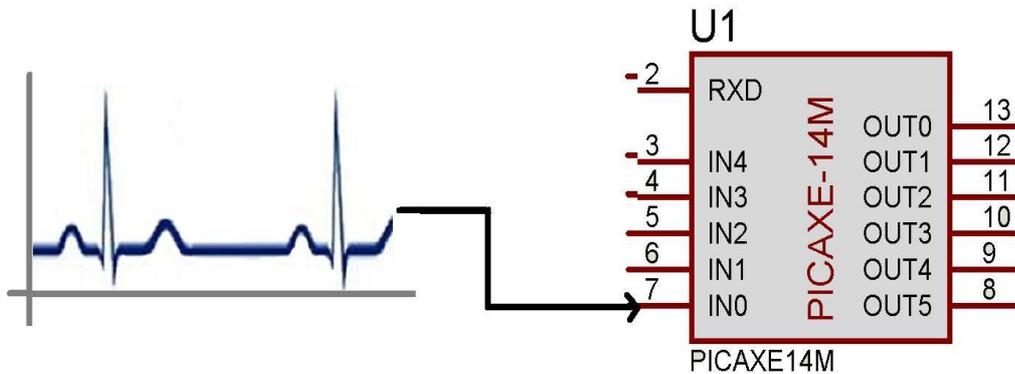


Figura 4.72 Conexión entre señal analógica y PICAXE-14M

4.9.1 Programación en Labview

Ya que se definió el circuito que comunica al dispositivo propuesto con la PC, se procede a la realización de la interfaz visual (monitor del Electrocardiógrafo) mediante Labview 9.0. Este software nos permite trabajar con señales adquiridas en tiempo real, procesarlas y mostrarlas de diferentes formas.

Aquí se podrá observar el ECG que se obtuvo por medio del bloque analógico, se adquirió y digitalizó utilizando un Picaxe 14-M. Para realizar la programación en Labview es necesario recordar los siguientes datos:

- 8 bits de información.
- 1 bit de parada.
- sin bit de paridad.
- Velocidad de transmisión de 4800 Baudios.

Estos valores se introducirán en uno de los elementos de programación en Labview, con el fin de sincronizar la PC con el adquisidor de datos. El proceso de ejecución en el programa que se desarrolló, se ejemplifica en el siguiente diagrama de bloques:

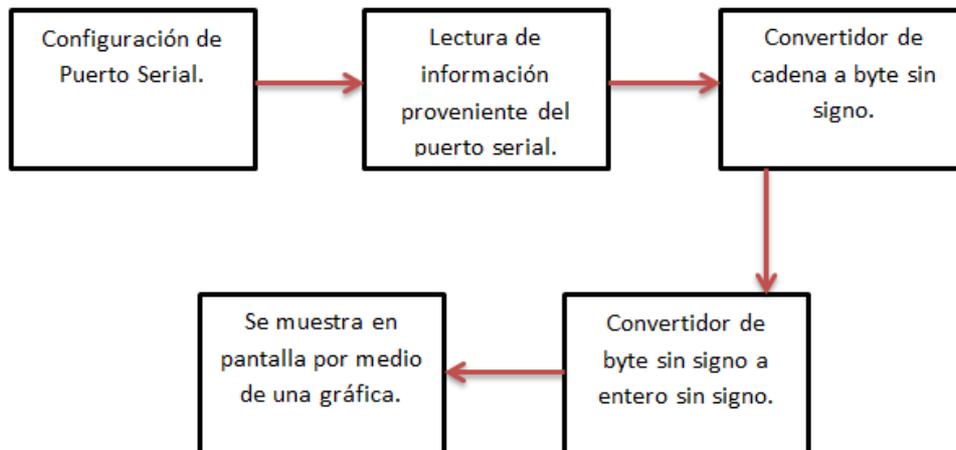


Figura 4.73 Proceso de programación del monitor en Labview 9.0

Obteniendo como resultado lo siguiente: Un archivo ejecutable en cualquier computadora, que contiene el monitor desarrollado; el cual es capaz de desplegar en pantalla y con gran calidad la señal que nos muestra la actividad eléctrica del corazón (ECG) durante el tiempo que sea. Otorgándole al usuario la capacidad de detener la adquisición de datos y de escoger el puerto COM en su PC, sobre el cual conectará el dispositivo.

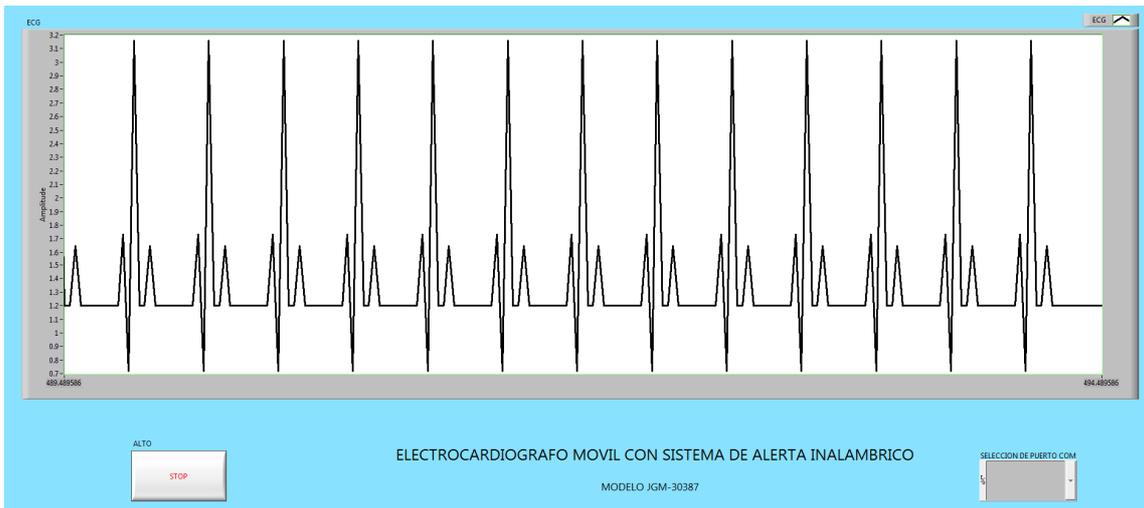
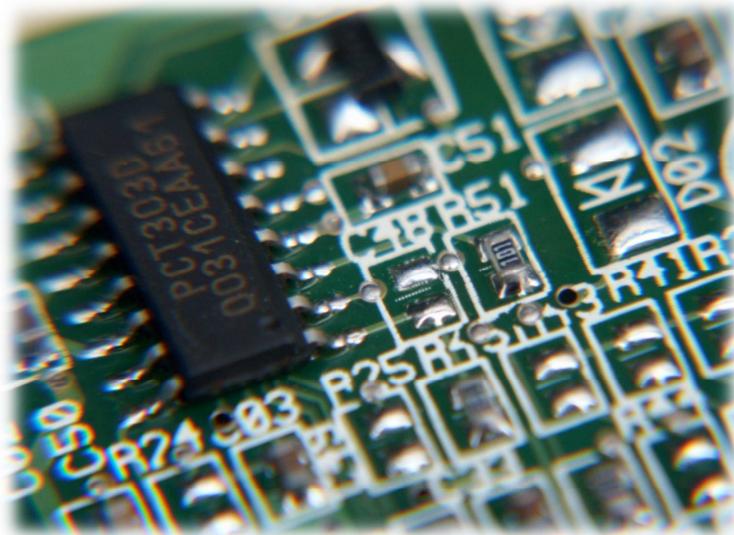


Figura 4.74 Interfaz visual (monitor) del Electrocardiógrafo

Capítulo 5

Conclusiones y Recomendaciones



5.1 Conclusiones

La idea de realizar un Electrocardiógrafo móvil puede ser nada nuevo en este mundo, donde la instrumentación dedicada al área de la medicina va en crecimiento y tiene un alto grado de especialización. La realización de este proyecto no es repetir algo existente, es mejorar o innovar. Y bajo esa consigna es que se tomó la decisión de aportar algo nuevo a ese dispositivo.

De los 3 puntos que se consideraron como la base sobre la cual se trabajaría el proyecto, es decir el factor económico, la atención oportuna y la portabilidad, se puede concluir que se cumplió satisfactoriamente con todos ellos. Debido a los motivos siguientes.

Factor Económico: se logró diseñar un dispositivo eficiente con elementos o dispositivos electrónicos que si bien no son de alta especialización, si son lo suficientemente efectivos para realizar las tareas asignadas.

Generando así un bajo costo del producto, permitiendo a toda aquella persona que no cuente con la cantidad monetaria para un equipo de “alta especialidad”, tener este equipo (económico pero confiable en su operación) en casa o cualquier lugar.

Atención Oportuna: en este punto radicó la innovación del Electrocardiograma propuesto. Ya que se añadió un sistema de alerta para la frecuencia cardiaca, cuyo dato está ligado a diferentes enfermedades cardiovasculares.

Este sistema de alerta como se mencionó en el escrito, tiene la gran ventaja de ser inalámbrico, lo que va a permitir a la persona encargada del cuidado del paciente desarrollar otras actividades y sobre todo de tener la certeza de que en caso de suscitarse algún evento, el sistema de alerta inalámbrico informará oportunamente de que existe una situación que debe ser atendida rápidamente, dándole al encargado valiosos segundos para tomar una acción que va a repercutir de manera positiva en él paciente.

Portabilidad: se tiene una portabilidad (movilidad del dispositivo), porque las partes principales del dispositivo (circuito de instrumentación y sistema de alerta) se pueden separar, permitiendo a la gente que lo tenga y desee llevar consigo a otro lugar, transportarlo fácilmente.

Además de que la alimentación del dispositivo consta de baterías (por si no existe una conexión al suministro eléctrico doméstico). Otro factor de la portabilidad es que cuenta con un adquisidor de datos y un archivo ejecutable del monitor, por si se desea observar el ECG en cualquier PC disponible.

5.2 Recomendaciones

En un futuro cercano se piensa en actualizar al dispositivo propuesto en dos aspectos: tamaño y funcionalidad. Todo esto con el fin de hacerlo más portátil y amigable en su operación.

En la parte del tamaño lo que se busca es reducir componentes internos para ahorrar espacio y tener un dispositivo menos grande y ligero. Se puede emplear el C.I. INA333 que contiene internamente ya todo un amplificador de instrumentación, ahorrándonos amplificadores operacionales para su elaboración.

Para generar la señal de alerta no se utilizará un 555 en configuración astable, ya que producirá esta onda por medio del propio microcontrolador o mediante un oscilador de alta frecuencia.

En el aspecto de la funcionalidad se empleará un microprocesador con más poder (el PIC18F452), que tiene el doble de puertos que el PIC16F84A. Esto permitirá conectarle mediante el protocolo de comunicación I2C una memoria EEPROM, donde se almacenarán los datos que recolectó el electrocardiógrafo, para ser extraídos de forma serial en el computador y darles el uso que se quiera dar, como por ejemplo: tener un historial, reproducir la señal con otro software, etc.

Se seguirá conservando la parte inalámbrica, pero se usarán elementos de RF para tener una cobertura más grande en la transmisión de la señal de alerta y en la recepción de dicha señal, para que pueda ser utilizada en los indicadores de emergencia.

Y finalmente se empleará un display LCD en la parte del transmisor que muestre la frecuencia cardíaca, pero además mostrará también la propia señal del ECG, ayudando a reducir la necesidad de tener que emplear una PC para reproducir la señal.

Apéndice A

Programas y Diagramas de Bloques para los Microprocesadores



Microprocesador PIC16F84A (Transmisor):

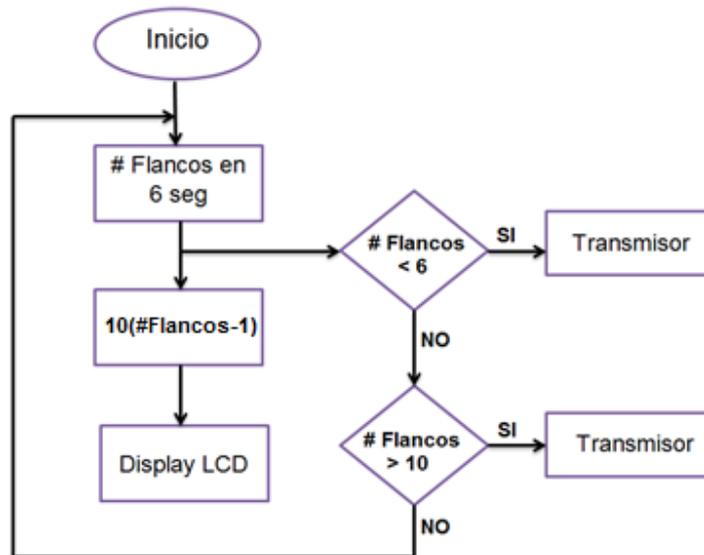


Figura A.1 Diagrama de bloques del PIC16F84A en transmisor

```

;*****Transmisor.asm*****
;
; ZONA DE DATOS:
;
LIST P=16F84A
INCLUDE <P16F84A.INC>
__CONFIG _CP_OFF & _WDT_OFF & _PWRTE_ON & _XT_OSC; CONFIGURACION PARA
EL GRABADOR

CBLOCK 0X0C
NO_FLANCOS
GuardaNumero
ENDC
;
; ZONA DE CODIGO:
;
ORG 0
;
INICIO call LCD_Inicializa;
      clrf TRISB
      bsf STATUS,RP0 ; acceso al banco 1
      clrf TRISB ; se limpia el puerto B
      movlw b'00111000' ; se carga el registro W
      movwf OPTION_REG ; configuración como contador, flancos descendente
      bcf STATUS,RP0 ; se cierra, acceso al banco 0
  
```

PRINCIPAL

```
clrf      TMRO          ; inicialización del Timmer
call     Retardo_5s    ; 6 segundos para contar el número de flancos
call     Retardo_1s
movf     TMRO, W       ; TMRO → W
movwf    NO_FLANCOS    ; W → NO_FLANCOS
call     ciclosRR      ; Llamado a subrutina ciclos RR
call     Multiplicacion ; Llamado a subrutina Multiplicación
call     VisualizaNumero ; Llamado a subrutina VisualizaNumero
movlw    Mensaje0
call     LCD_Mensaje   ; Llamado a subrutina que muestra el # de LPM
call     Retardo_1s;   ; espera de 1 segundo
call     LCD_Borra     ; se borra la pantalla para mostrar un nuevo valor
```

; Comparaciones:

```
MOVLW    D'6'          ; Valor a comparar
SUBWF    NO_FLANCOS, W ; NO_FLANCOS – 6 → W
BTFSS    STATUS, C     ; compara el resultado de la diferencia
CALL     alerta1       ; llamado a la subrutina alerta 1
```

```
movlw    D'10'         ; comparación para lpm > 100
subwf    NO_FLANCOS, W ; NO_FLANCOS – 12 → W
btfsc    STATUS, C     ;
call     alerta2       ; llamado a subrutina alerta 2
goto     PRINCIPAL    ; regresa a Principal
```

; Subrutina de ciclosRR

```
movlw    D'1'          ; se carga a W con 1
subwf    NO_FLANCOS    ; NO_FLANCOS +1 → NO_FLANCOS
btfss    STATUS, C     ; compara el resultado de la diferencia
addwf    NO_FLANCOS    ; NO_FLANCOS +1 → NO_FLANCOS
return   ; retorna el valor del No. de ciclos RR
```

; Subrutina De Multiplicación:

Multiplicacion

```
movf     NO_FLANCOS, W ; NO_FLANCOS → W
addwf    NO_FLANCOS, 0 ; se suma el valor de número de flancos
addwf    NO_FLANCOS, 0 ; con el valor de W
addwf    NO_FLANCOS, 0 ; repitiendo el proceso unas 10 veces
addwf    NO_FLANCOS, 0 ;
return   ; retorna el valor de la multiplicación
```

; Subrutina para alerta:

alerta1

```
    bsf      PORTB,0      ; enciende al pin 0 del puerto B
    call     Retardo_1s   ; lo deja prendido un segundo
    bcf      PORTB,0      ; apaga al pin 0 del puerto B
    return                                ; regresa al cuerpo principal del programa
```

; Subrutina para alerta2:

alerta2

```
    bsf      PORTB,1      ; enciende al pin 1 del puerto B
    call     Retardo_1s   ; lo deja prendido un segundo
    bcf      PORTB,1      ; apaga al pin 1 del puerto B
    return                                ; regresa al cuerpo principal del programa
```

; Subrutina para visualizar el número de latidos:

VisualizaNumero

```
    Movwf   GuardaNumero ; Reserva el número.
    call    BIN_a_BCD      ; Pasa el número a BCD.
    movf    BCD_Centenas,W ; Primero las centenas.
    btfss   STATUS,Z      ; Si son cero no visualiza las centenas.
    goto    VisualizaCentenas
    movf    GuardaNumero,W ; Vuelve a recuperar este valor.
    call    BIN_a_BCD      ; Lo pasa a BCD.
    call    LCD_Byte       ; Visualiza las decenas y unidades.
    goto    FinVisualizaNumero
```

VisualizaCentenas

```
    call    LCD_Nibble     ; Visualiza las centenas.
    movf    GuardaNumero,W ; Vuelve a recuperar este valor.
    call    BIN_a_BCD      ; Lo pasa a BCD.
    call    LCD_ByteCompleto ; Visualiza las decenas aunque sea cero.
```

FinVisualizaNumero

return

; Subrutina para mensaje en pantalla:

Mensajes

```
    addwf   PCL,F;
```

Mensaje0

```
    DT" Lat/Min",0x0      ; mensaje para mostrar las unidades en pantalla
                          ; LCD
```

```
INCLUDE<LCD_4BIT.INC>
INCLUDE<BIN_BCD.INC>
INCLUDE<LCD_MENS.INC>
INCLUDE<RETARDOS.INC>
END
```

Microprocesador PIC16F84A (Receptor):

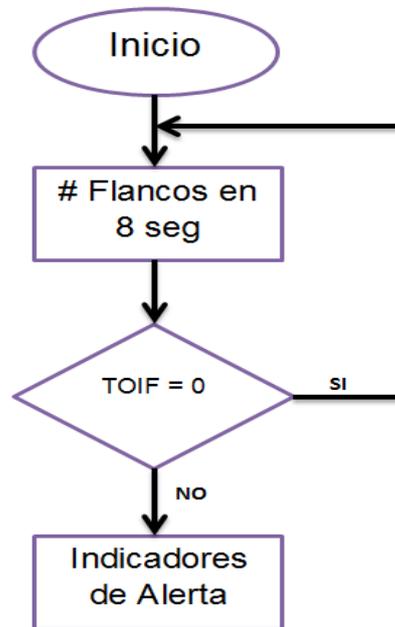


Figura A.2 Diagrama de bloques del PIC16F84A en receptor

```

;*****RECEPTOR.asm*****
;
;
; ZONA DE DATOS:
;
    LIST    P=16F84A
    INCLUDE <P16F84A.INC>
    __CONFIG_CP_OFF & _WDT_OFF & _PWRTE_ON & _XT_OSC ; CONFIGURACION PARA
;EL GRABADOR

    CBLOCK 0X0C
    NO_FLANCOS
    ENDC
; ZONA DE CODIGO:

    ORG    0

INICIO    call    LCD_Inicializa
          clrf    TRISB
          bsf    STATUS,RP0      ; acceso al banco 1
          clrf    TRISB          ; se limpia el puerto B
          movlw  b'00111000'     ; se carga el registro W
          movwf  OPTION_REG      ; configuración como contador
          bcf    STATUS,RP0      ; se cierra, acceso al banco 0
  
```

PRINCIPAL

```
clrf      TMRO          ; inicialización del Timmer
call     Retardo_5s    ; espera de 8 segundos
call     Retardo_2s;
call     Retardo_1s
btfss   INTCON,2      ; Revisión de bit para control de desborde en TMRO
goto    PRINCIPAL     ; sino se ha desbordado, regresa a PRINCIPAL
bcf     INTCON,2      ; Vuelve a poner en cero al bit INTCON
CALL    ALERTA        ; llamado a la subrutina alerta
GOTO    PRINCIPAL
```

; SUBROUTINA DE ALERTA:

ALERTA

```
movlw   Mensaje0      ; etiqueta para el mensaje a mostrar en pantalla LCD
call    LCD_Mensaje   ; subrutina que muestra el mensaje en la pantalla LCD

BSF     PORTB,0
BSF     PORTB,3
CALL    Retardo_500ms ; SE PRENDEN DURANTE 1 SEG.

BCF     PORTB,0
BCF     PORTB,3
CALL    Retardo_500ms ; SE APAGA DURANTE 1 SEG(1)

BSF     PORTB,0
BSF     PORTB,3
CALL    Retardo_500ms ; SE PRENDEN DURANTE 1 SEG.

BCF     PORTB,0
BCF     PORTB,3
CALL    Retardo_500ms ; SE APAGA DURANTE 1 SEG(2)

BSF     PORTB,0
BSF     PORTB,3
CALL    Retardo_500ms ; SE PRENDEN DURANTE 1 SEG.

BCF     PORTB,0
BCF     PORTB,3
CALL    Retardo_500ms ; SE APAGAN DURANTE 1 SEG(3)

BSF     PORTB,0
BSF     PORTB,3
CALL    Retardo_500ms ; SE PRENDEN DURANTE 1 SEG.
```

```
BCF      PORTB,0
BCF      PORTB,3
CALL     Retardo_500ms      ; SE APAGAN DURANTE 1 SEG(4)
```

```
BSF      PORTB,0
BSF      PORTB,3
CALL     Retardo_500ms      ; SE PRENDEN DURANTE 1 SEG.
```

```
BCF      PORTB,0
BCF      PORTB,3
CALL     Retardo_500ms      ; SE APAGAN DURANTE 1 SEG(5)
```

```
BSF      PORTB,0
BSF      PORTB,3
CALL     Retardo_500ms      ; SE PRENDEN DURANTE 1 SEG.
```

```
BCF      PORTB,0
BCF      PORTB,3
CALL     Retardo_500ms      ; SE APAGAN DURANTE 1 SEG(6)
```

```
CALL     LCD_Borra
RETURN
```

; Mensaje de Alerta

Mensajes

```
        addwf  PCL,F
Mensaje0 DT" ALERTA  ALERTA",0x0      ; mensaje que se verá en el display LCD
```

```
INCLUDE<LCD_4BIT.INC>
INCLUDE<LCD_MENS.INC>
INCLUDE<RETARDOS.INC>
END
```

Microprocesador PICAXE 14-M (Adquisidor de datos):

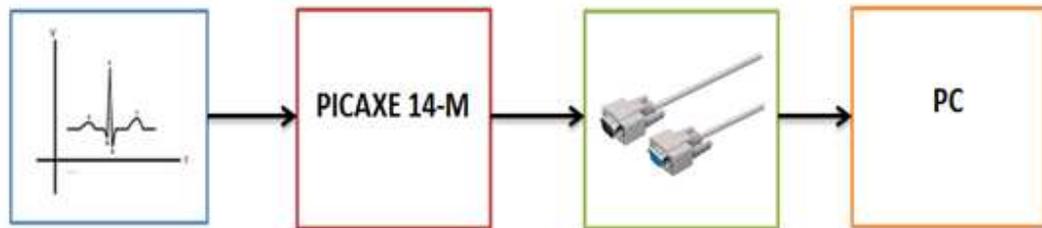
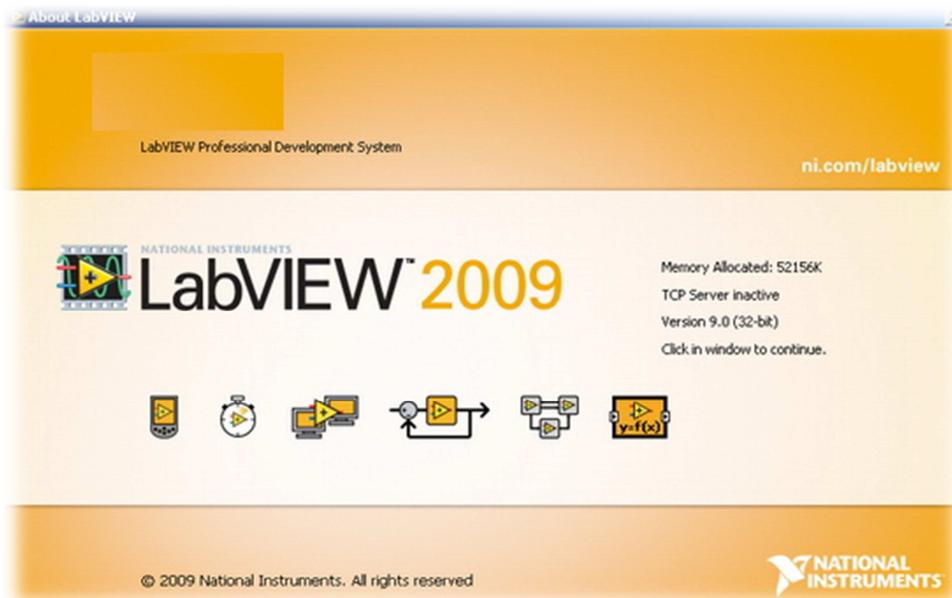


Figura A.3 Diagrama de bloques del adquisidor

```
main:  readadc 0,b0          ; leer señal del canal 0 en la variable b0  
      serout 5,N4800,(b0)   ; transmite datos via serial por el pin de salida  
                                   ; a una velocidad de 4800 baudios  
      goto main            ; salta a main
```

Apéndice B

Programación en LabVIEW 9.0



Programación en LABVIEW:

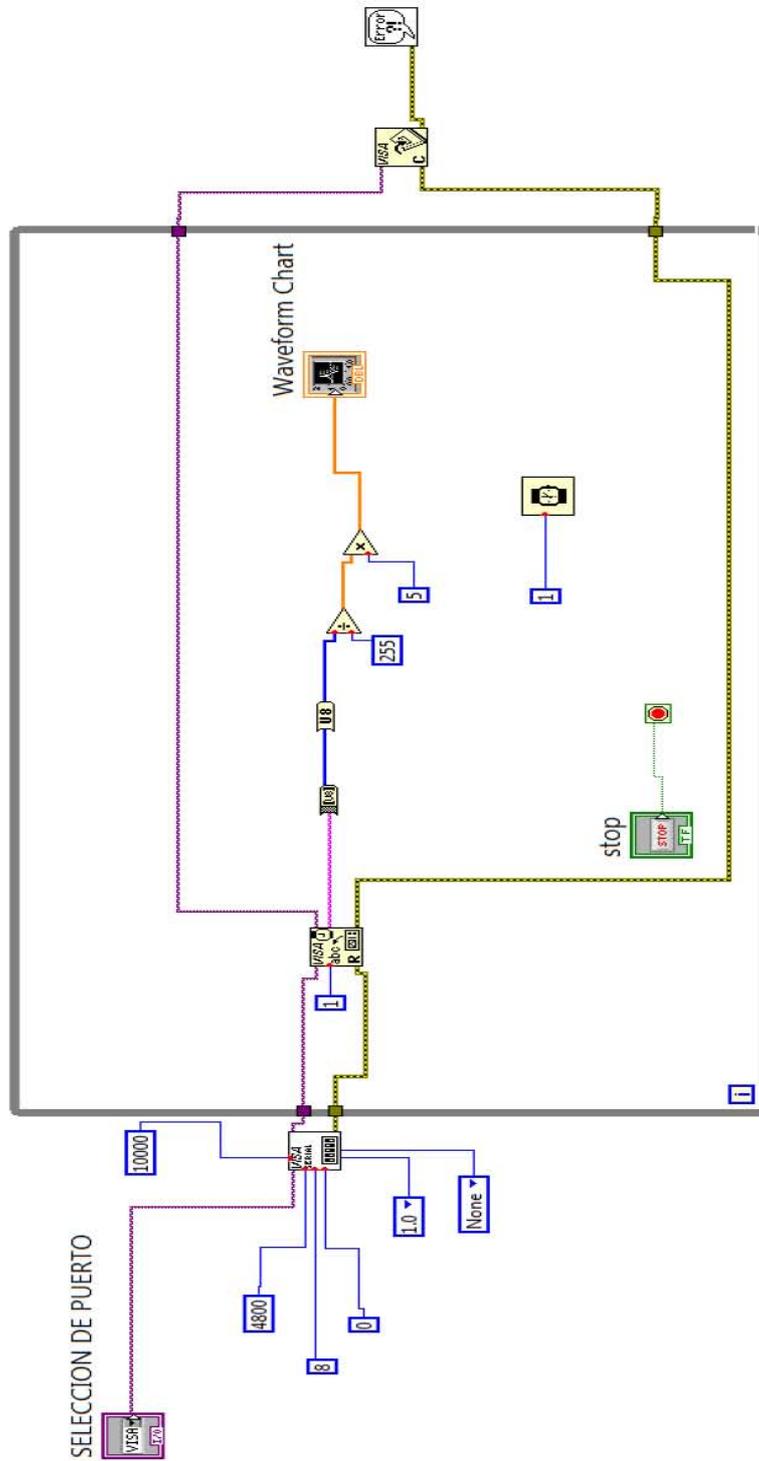


Figura B.1 Programación del monitor en Labview 9.0

La programación de la interfaz visual (monitor) se basa en los siguientes elementos [20]:

- **Visa Resource Name:**  nos permite escoger el puerto COM sobre el cual conectaremos al dispositivo.

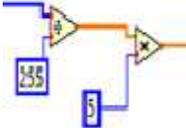
- **Visa Serial:**  configura la comunicación serial en Labview, se introducen aquí los siguientes datos: 8 bits, sin bit de paridad, 1 bit de parada, 4800 baudios.

- **Visa Read:**  lee la información proveniente del puerto seleccionado.

- **Visa C:**  si existió algún error en la lectura de Visa Read, cerrara el evento de lectura y mostrara un mensaje de error.

- **Convertidor de Cadena a Byte:**  a la salida de Visa Read, la información está en forma de cadena. Por lo tanto se usa un convertidor de cadena a Byte sin signo.

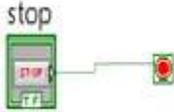
- **Convertidor de Byte a Entero:**  en forma de Byte no se puede mostrar la información en la gráfica, por lo que se emplea un convertidor de Byte a entero, cuyo valor ahora si es utilizable en la gráfica.

- **Escala de la gráfica:**  la escala está dada por un división entre 255 y una multiplicación por 5. Se divide entre 255, porque es el valor máximo digital que asigna el convertidor al máximo valor analógico de la señal introducida. Se multiplica por 5 para dejar a la señal en una amplitud de 5 volts como máximo.

GRAFICA



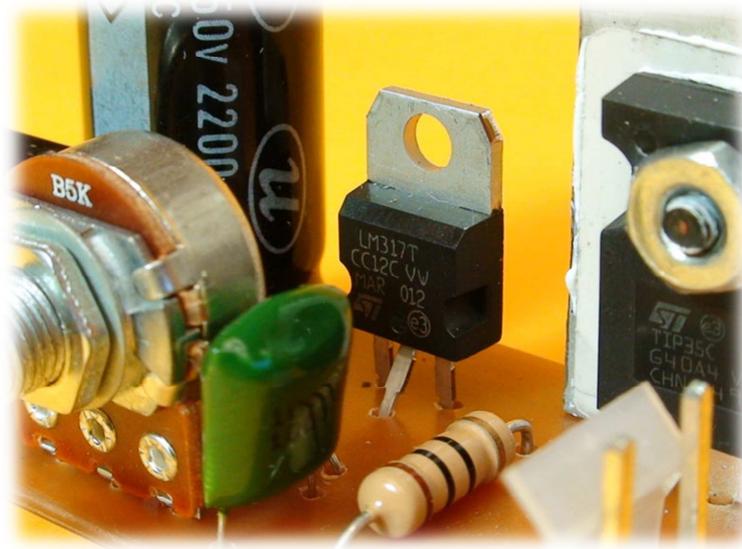
- **Gráfica:** este elemento grafica los valores que provienen del convertidor de Byte a Entero sin signo.



- **Stop:** detiene la adquisición de datos.

Apéndice C

Fuentes de Alimentación



Medición de los voltajes a la salida:

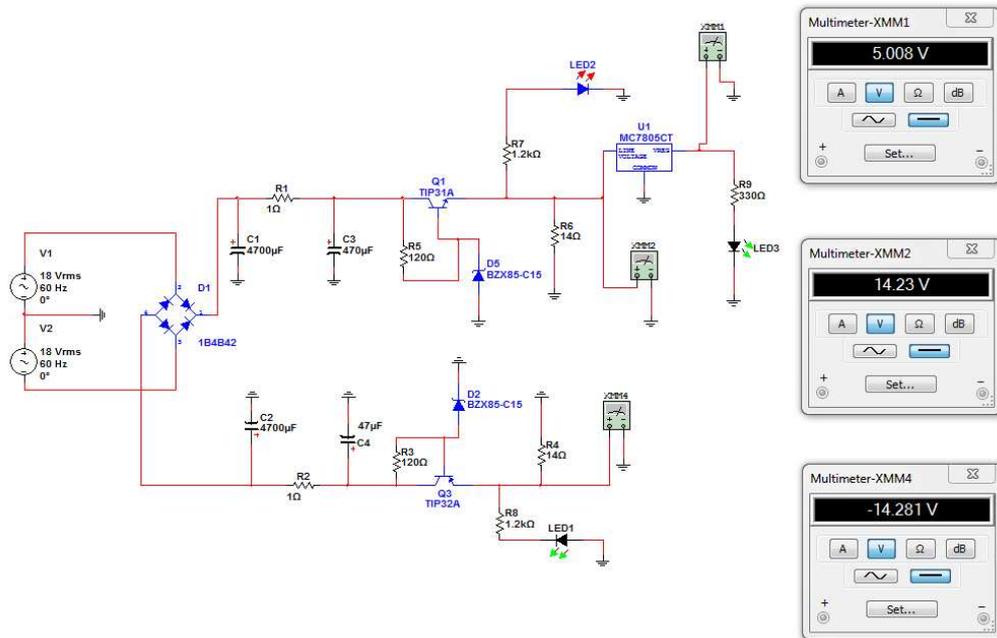


Figura C.2 Medición de voltaje en las salidas

Medición de corriente en la parte positiva y negativa de la fuente:

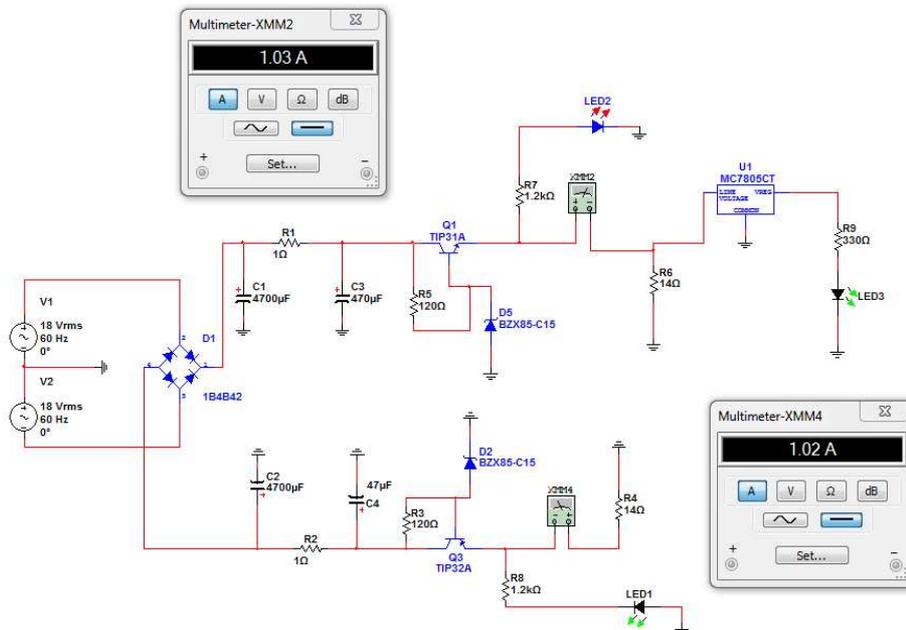


Figura C.3 Medición de corriente en las salidas

Las características de esta fuente son: $V_o = \pm 14.3V$ y $5V$, $I_o = 1A$, transformador reductor de 120V a 32V con tap central, puente rectificador de 200V a 1A, capacitores electrolíticos a 50V, diodo zener 15V a 1 watt, resistencia de carga a 1 watt.

Fuente en base a baterías: se usan dos pilas comunes de 9V y un regulador de 5V, teniendo como voltajes de alimentación $\pm 9V$ y $+5V$, como se muestra en la figura C.2.

Se agrupa la fuente de baterías y la fuente rectificadora, se coloca un switch de un polo y un tiro, y otro switch de dos polos y dos tiros, esto permitirá habilitar las fuentes. Por ejemplo en la Figura C.4, si se deja abierto S2B y S1B se cierra, la fuente rectificadora alimentaría al electrocardiógrafo y transmisor; por el lado contrario si se cierra S2B y se deja abierto S1B, las baterías alimentarían al dispositivo.

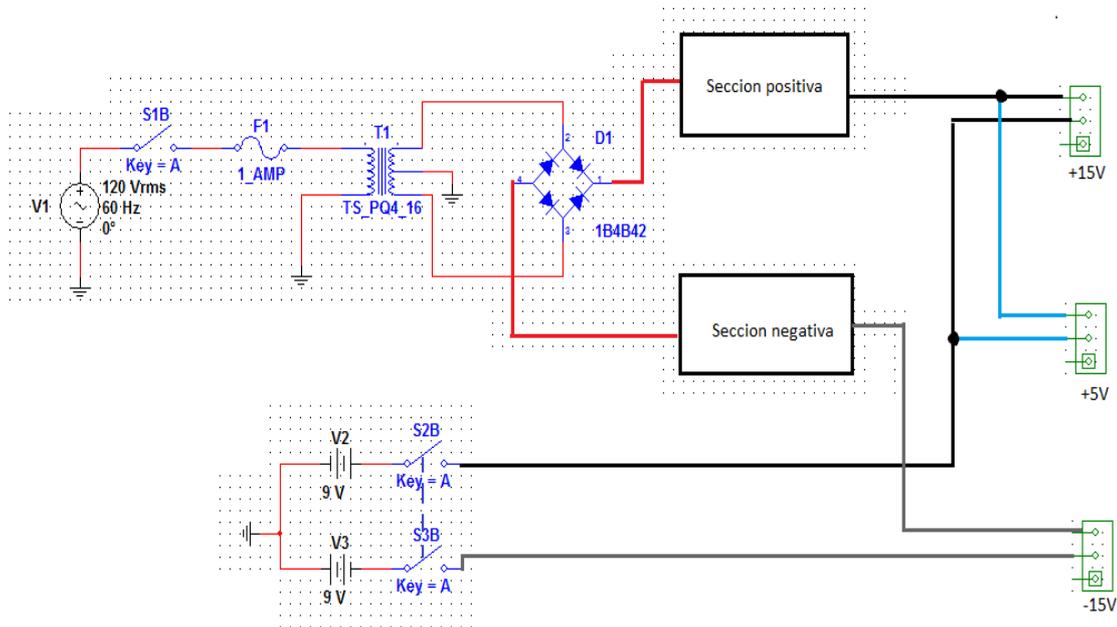


Figura C.4 Fuente rectificadora y de baterías

Fuente de alimentación para el receptor y 2do. PIC16F84A

Es una fuente muy sencilla para el circuito receptor y segundo PIC16F84A (cerebro del circuito indicador de alerta), debido a que tiene pocos elementos (display LCD, PIC16F84A, diodo IR). La fuente constara de una batería de 12V a 1A junto con un regulador de 5 volts y como protección un diodo, para evitar la inversión de polaridades.

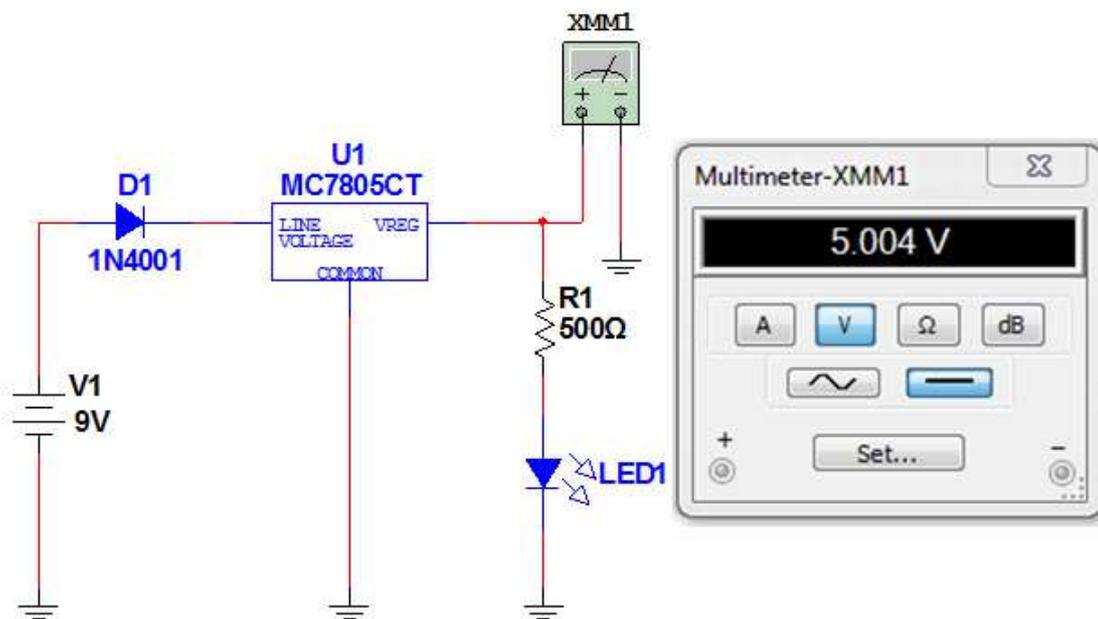


Figura C.5 Fuente de voltaje para receptor y 2do PIC16F84A

Bibliografía

- [1] <http://texasheart.org/index.cfm>, Fecha de consulta: 21 de julio del 2011
- [2] Universidad de Valencia, Ingeniería Biomédica, curso 2010-2011, Juan F. Guerrero Martínez. Tema 9 Sistemas de Instrumentación Médica.
- [3],[10] ELECTROCARDIOGRAFIA CLÍNICA, autores: C. Castellanos, M.A. Pérez DE JUAN, F. ATTIE, editorial: ELSEVIER, edición: SEGUNDA, lugar y fecha: MADRID. ESPAÑA 2004.
- [4] Guía Tecnológica No. 17: Electrocardiógrafo, autores: Subdirección de Ingeniería biomédica de CENETEC en colaboración con la Ing. Mariela Jiménez Ortiz y la Coordinación de Ing. Clínica de la Universidad Iberoamericana, fecha: Junio 2006, MÉXICO.
- [5],[6],[7] Aplicaciones de Telecomunicaciones en Salud en la Subregión Andina: Telemedicina, autores: Alberto Kopec Poliszuk; Antonio José Salazar Gómez— Lima: Organismo Andino de Salud Convenio Hipólito Unanue, Mar. 2006. 2da edición.
- [8],[9] ELECTROCARDIOGRAFIA. 5ta. ed., año 2005, autor: Dr. Guillermo Franco Salazar.
- [11] M.P Watts, BSc, PhD and D.B. Shoat, BSc. *Based on a presentation at a meeting of the IERE Scottish Section in Glasgow on 25th October 1984.*
- [12] Amplificadores Operativos-diseño y aplicación, autores: Jerald G. Graeme, Gene E. Tobey y Dr. Lawrence P. Huelsman, editorial: Diana, 1ra edición, Fecha: Junio, 1978.
- [13] Amplificadores Operacionales y Circuitos Integrados Lineales, autores: Robert F. Coughlin y Frederich F. Driscoll, editorial: Prentice Hall.

[14] MICROCONTROLADOR PIC16F84A-Desarrollo de Proyectos, Autores: Enrique Palacios Municio, Fernando Remiro Domínguez y Lucas J. López Pérez, Editorial: RA-MA, Edición: Primera, Lugar Y Fecha: MEXICO, 2004.

[15] Hojas de especificaciones del relevador THD-0501-L.

[16] Hojas de especificaciones del C.I. LM555.

[17],[18] Hojas de especificaciones del diodo IR: SFH 5110/SFH 5111.

[19] Manual del microcontrolador PICAXE, www.picaxe.com.uk

[20] LabVIEW. Entorno Gráfico de Programación, autores: José Rafael Lajara Vizcaíno, José Pelegrí Sebastián, editorial: Alfaomega.

[21] Electrónica: Teoría de Circuitos y Dispositivos Electrónicos, autores: Boylestad Robert L. y Nashelsky Louis, editorial: Pearson Educación