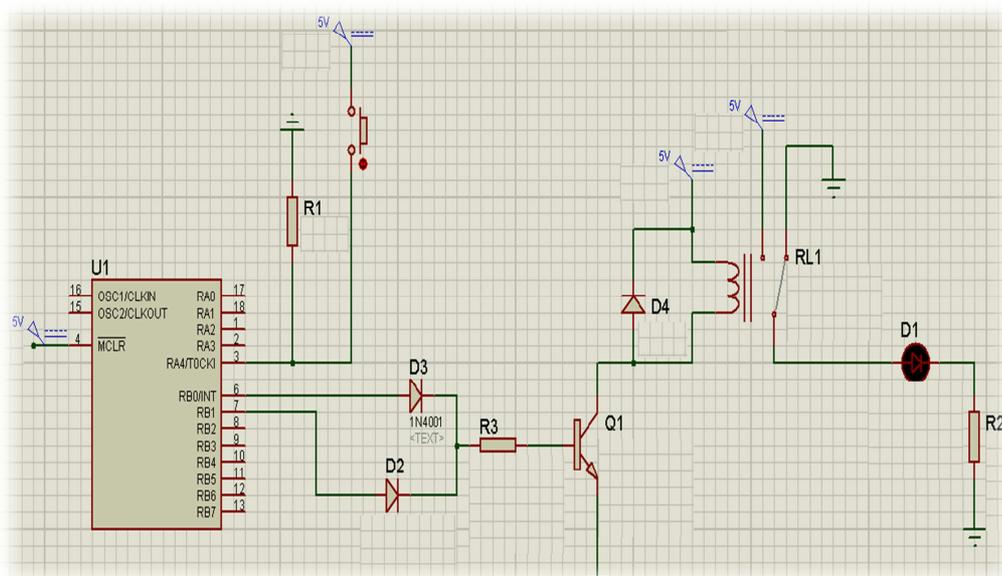


Capítulo 4

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).

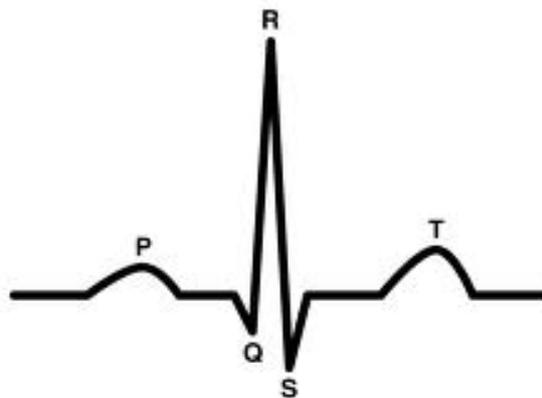


Figura 4.2 Forma gráfica de un electrocardiograma

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.

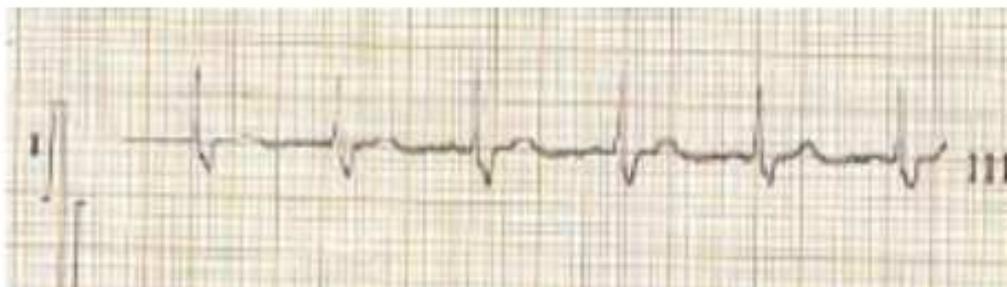


Figura 4.3 Complejo QRS con onda Q casi nula

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.

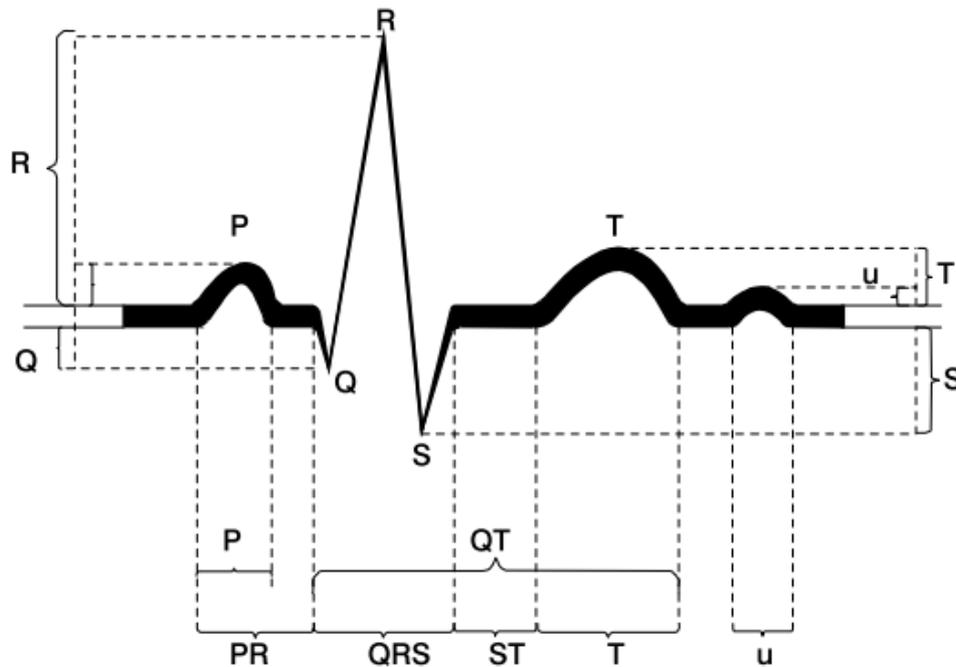


Figura 4.4 Esquema completo de un ECG normal

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).

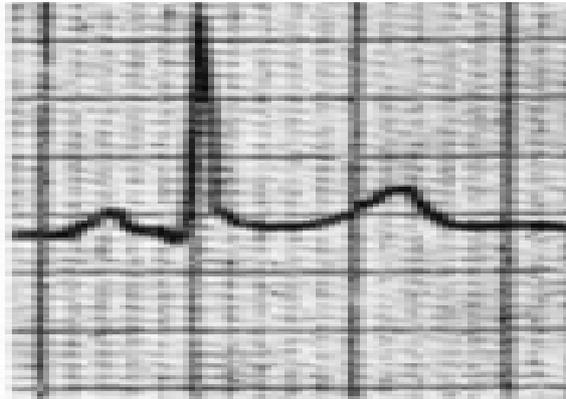


Figura 4.5 Onda P positiva

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.

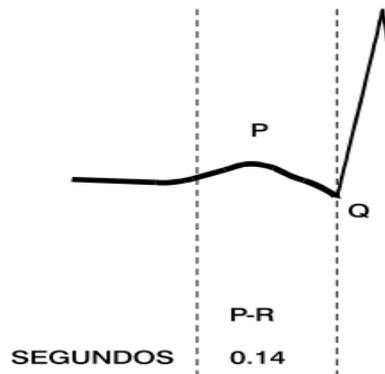


Figura 4.6 Ubicación del espacio P-R o P-Q

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.

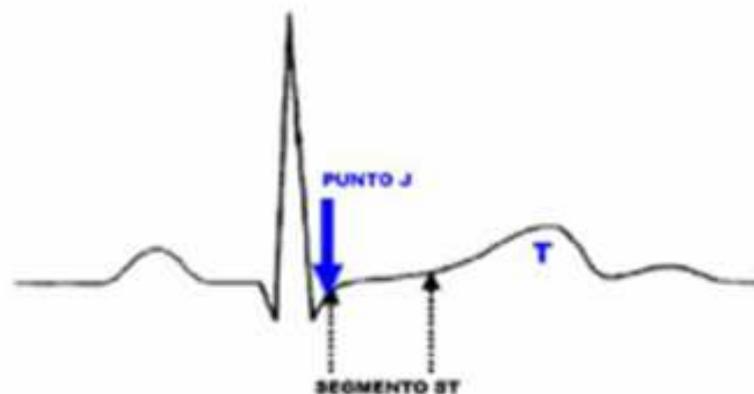


Figura 4.7 Segmento S-T

El segmento S-T correspondería al lapso comprendido entre la despolarización y la repolarización. Por dicho motivo, debe ser teóricamente isoelectrónico, 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.

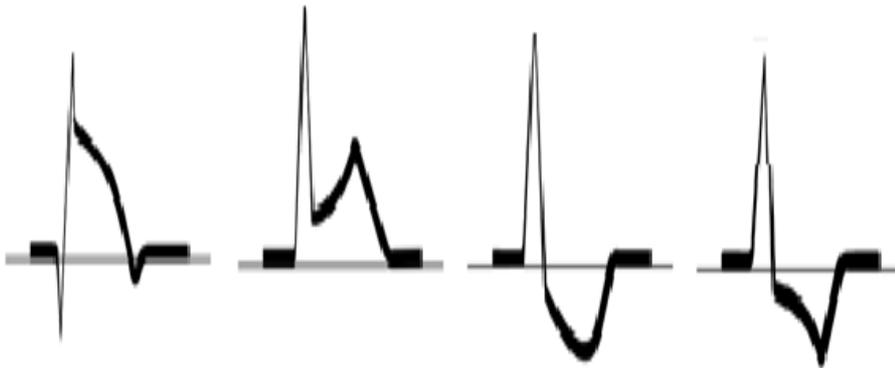


Figura 4.9 Desplazamientos cóncavos y convexos del segmento S-T

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.

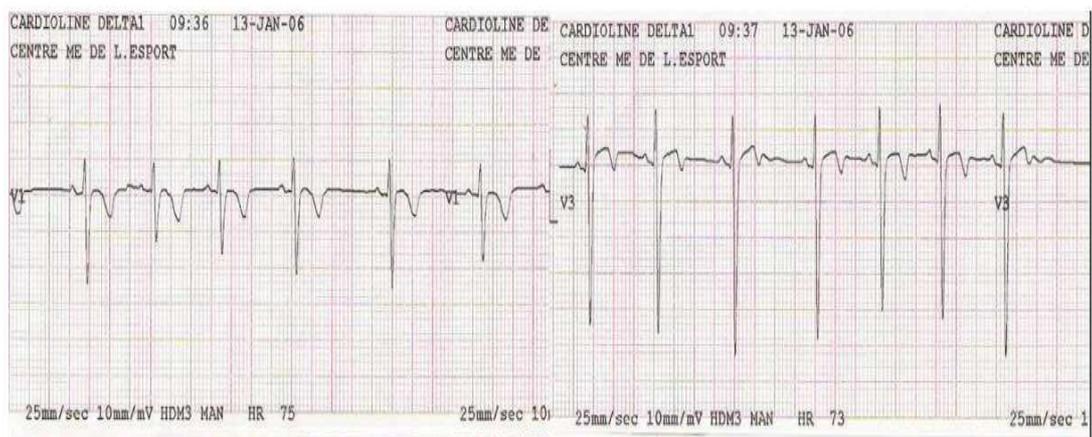


Figura 4.10 Electrocardiograma con ondas T negativas

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.

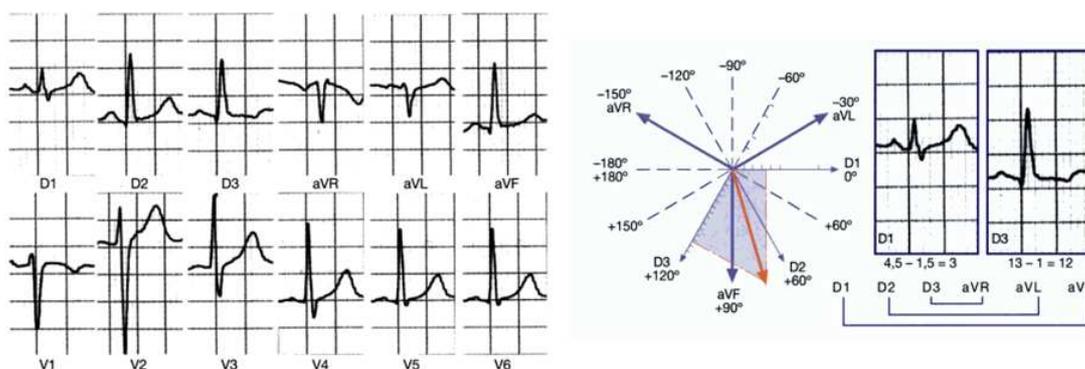


Figura 4.11 Cálculo del eje de QRS en el plano

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:

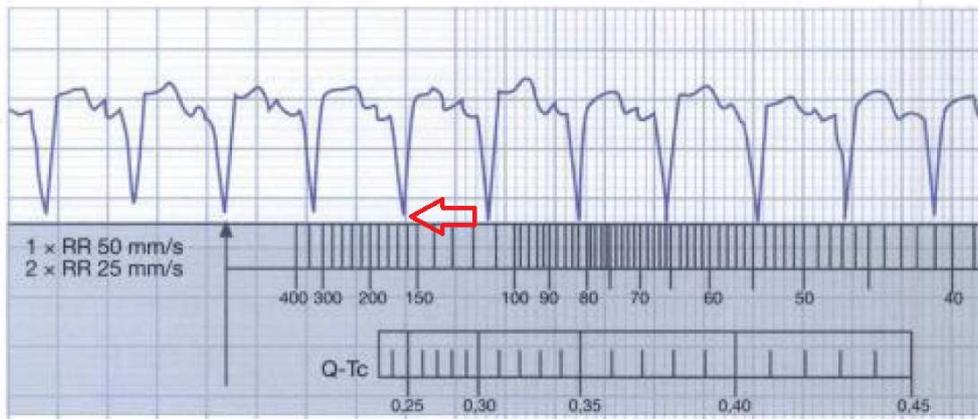


Figura 4.14 Fragmento de ECG para método 3

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.

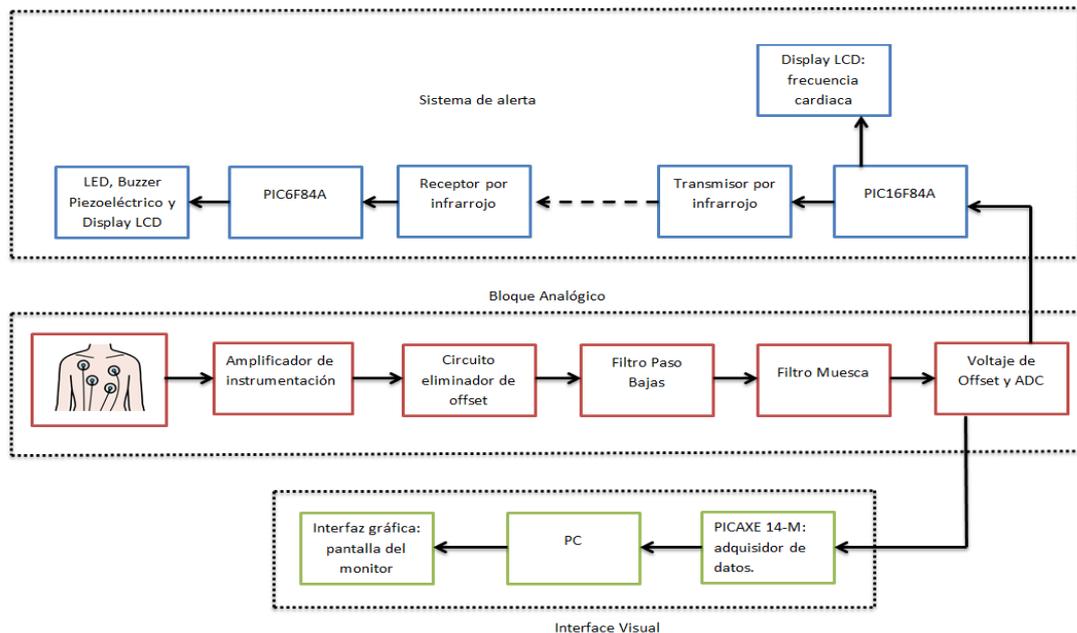


Figura 4.15 Diagrama de bloques total del dispositivo propuesto

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 $R_c = 1M\Omega$ $ar = 2000000/49$ $ar = 40.81k\Omega$	$G_1 = 10$ y $G_2 = 10$ * G_1 : $10 = 1 + 2R_c/ar$ $9 = 2R_c/ar$ Si $R_c = 1M\Omega$ $ar = 2000000/9$ $ar = 222.22 k\Omega$
* G_2 : $10 = R'/R_d$ Si $R_d = 10k\Omega$ $R' = 100k\Omega$	* G_2 : $10 = R'/R_d$ Si $R_d = 10k\Omega$ $R' = 100k\Omega$

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.

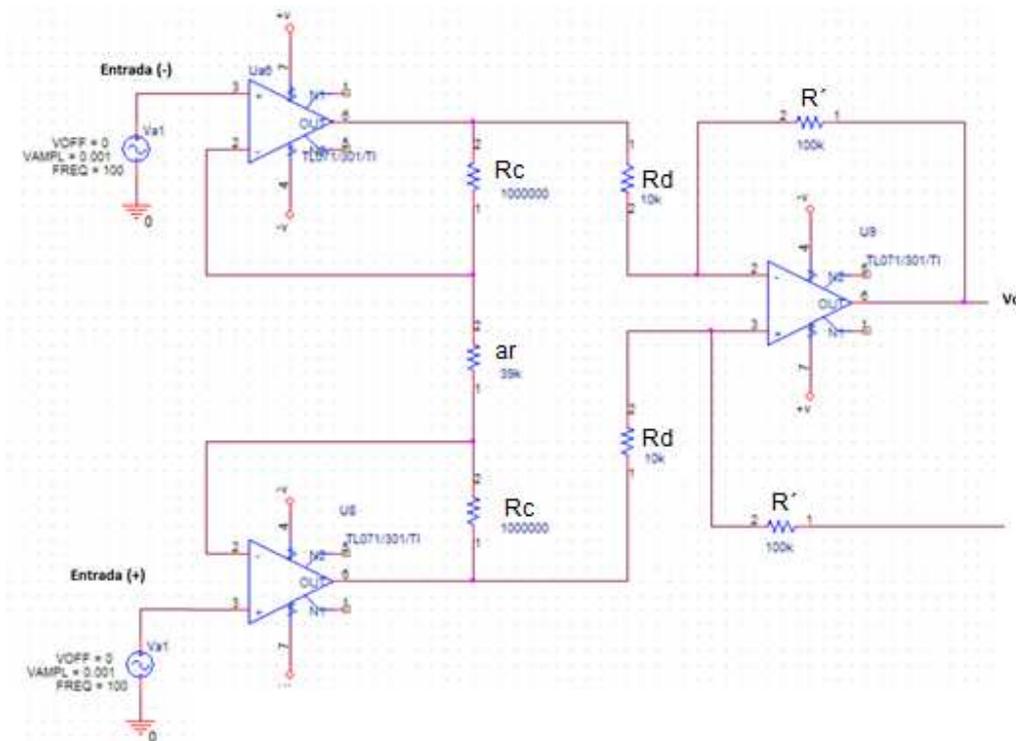


Figura 4.17 Amplificador de Instrumentación

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):

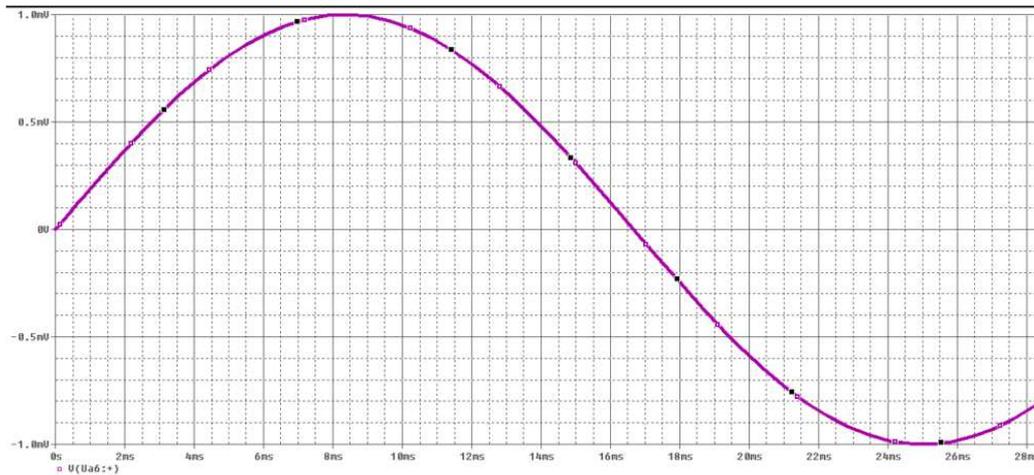


Figura 4.18 Señal de prueba

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

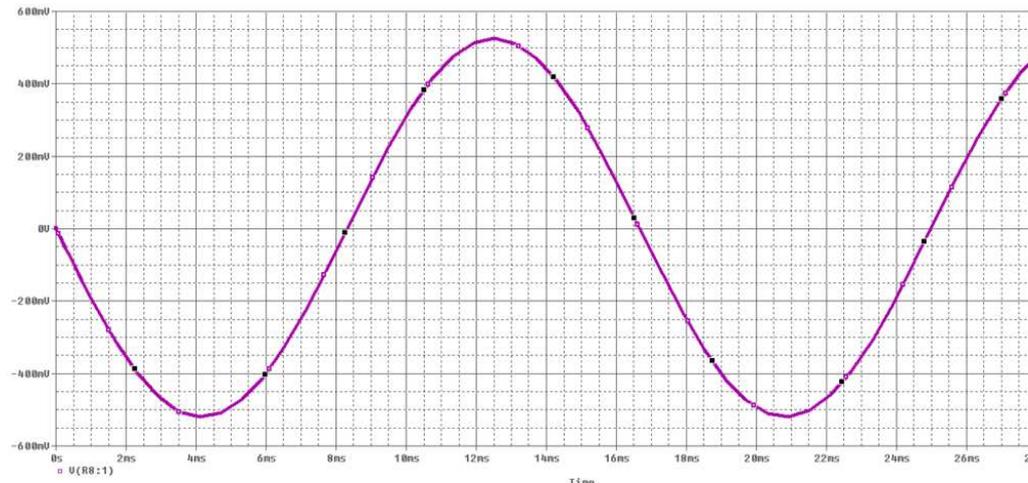


Figura 4.19 Señal de prueba amplificada

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 defasamiento generado por el filtro).

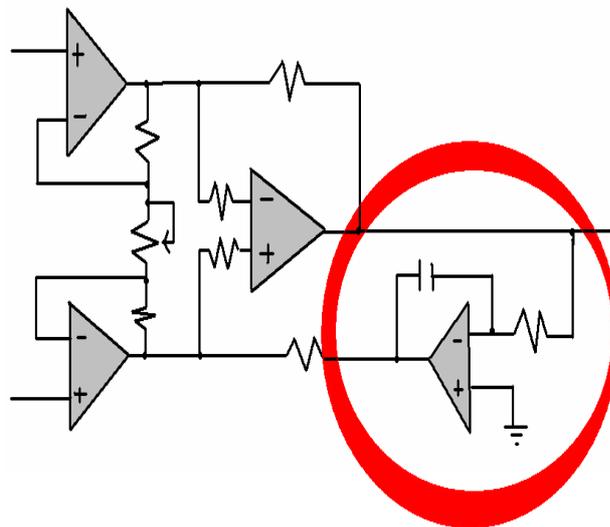


Figura 4.20 Ubicación del circuito eliminador de offset

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:

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

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

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

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

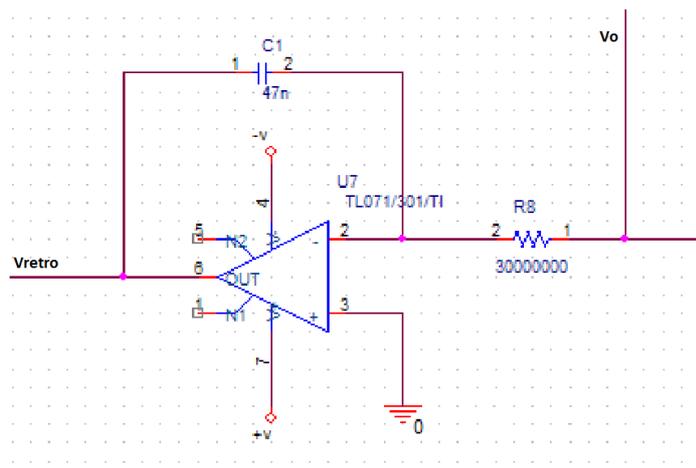


Figura 4.21 Diagrama de circuito eliminador de offset

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).

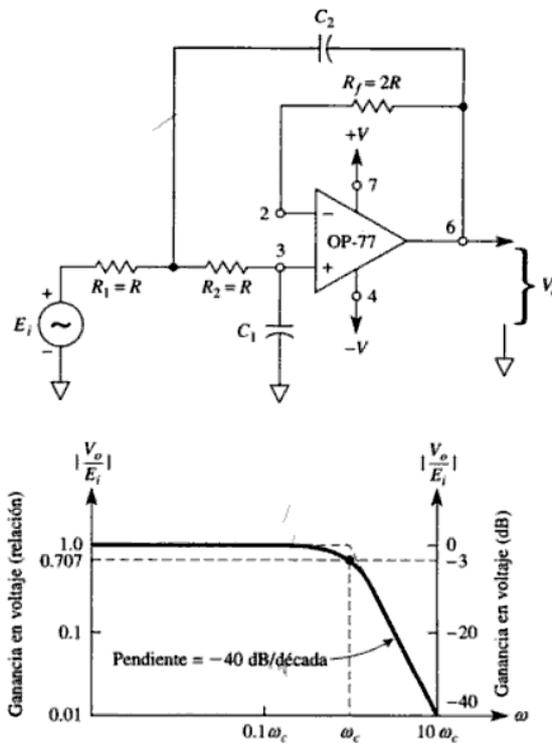


Figura 4.22 FPBo de segundo orden y su respuesta en frecuencia

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

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

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

$R2 = 12.73k\Omega$

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:

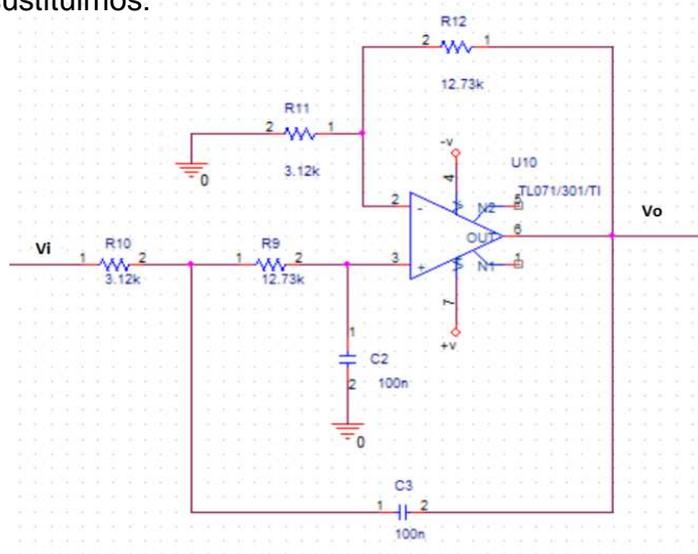


Figura 4.23 Diagrama con valores del FPBo de segundo orden

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.

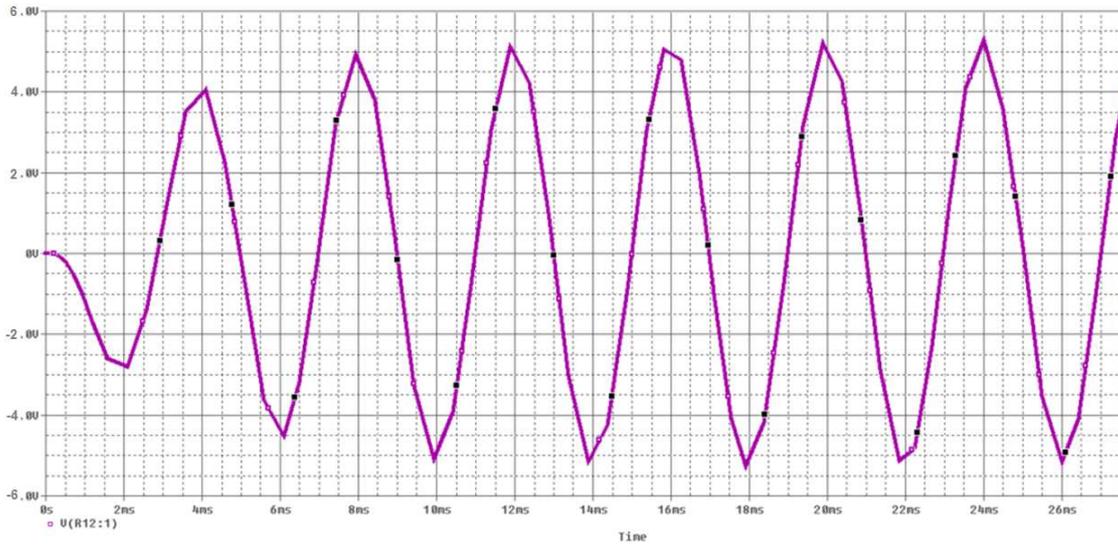


Figura 4.24 Señal de salida a 250 Hz

- Frecuencia = 350 Hz.

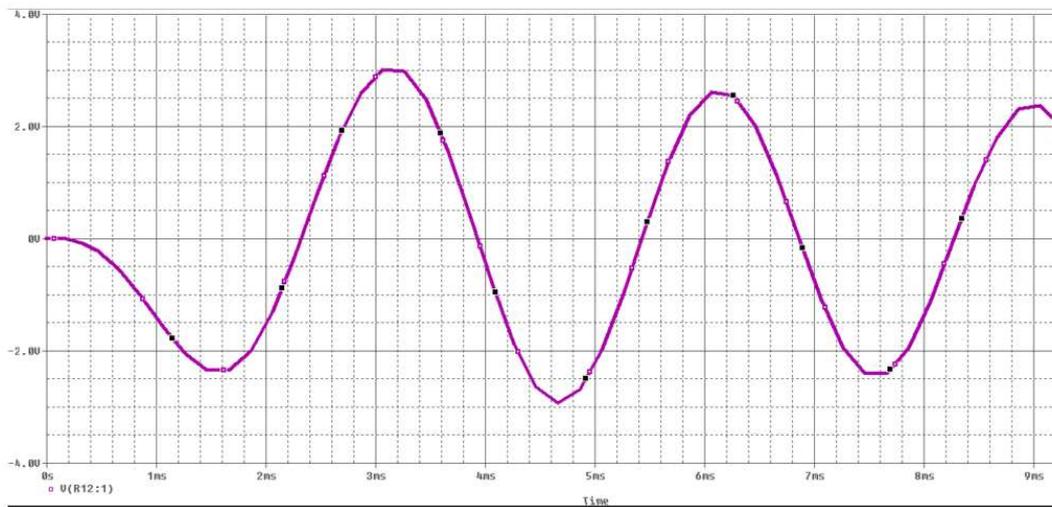


Figura 4.25 Señal de salida a 350 Hz

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.

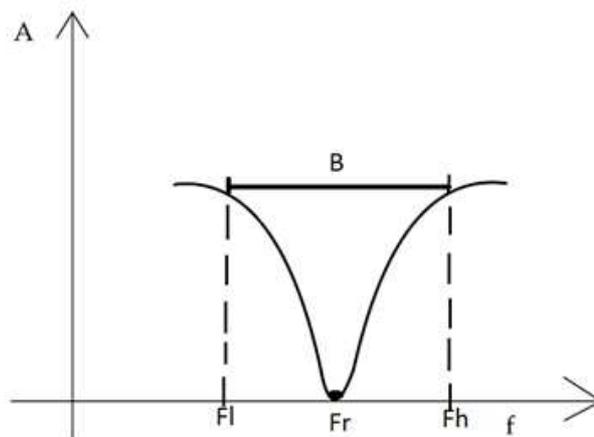


Figura 4.26 Gráfica de respuesta en frecuencia para un filtro muesca

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.

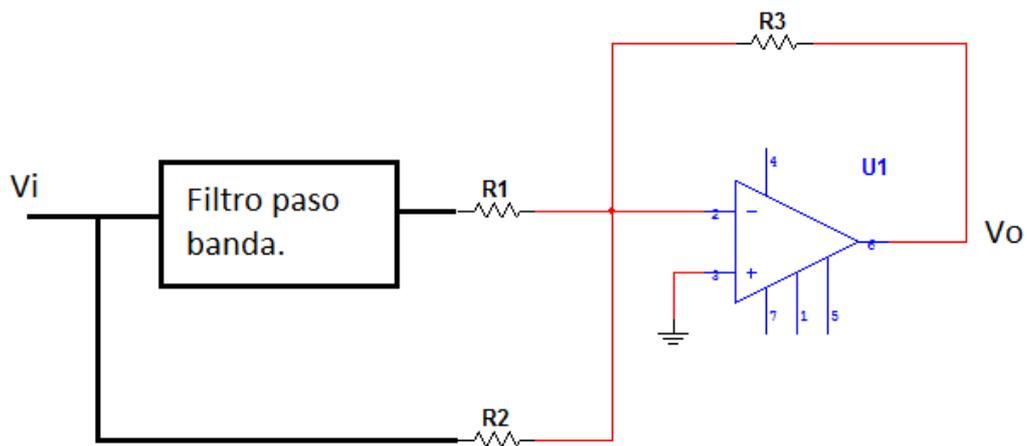


Figura 4.27 Composición de un filtro muesca

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.

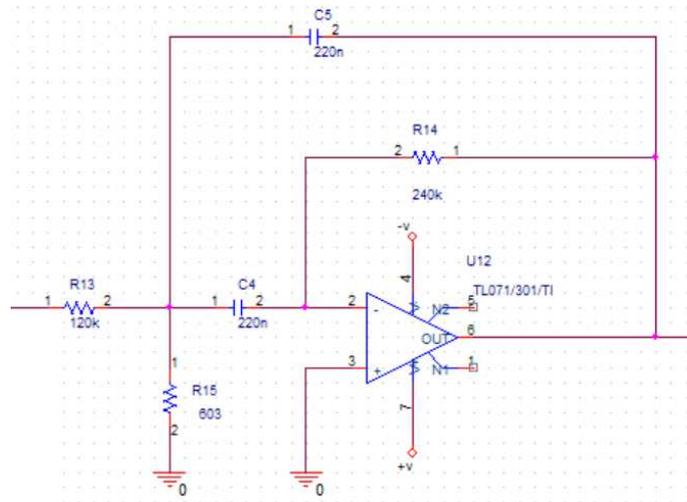


Figura 4.28 Diagrama del filtro paso banda con valores

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.

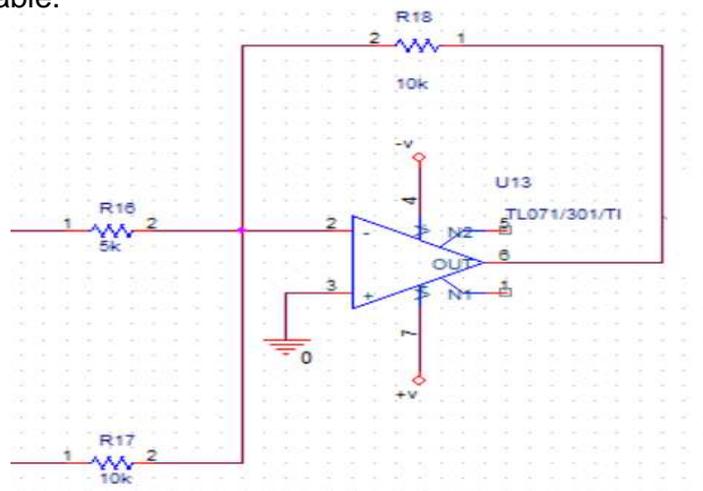


Figura 4.29 Diagrama del amplificador sumador

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):

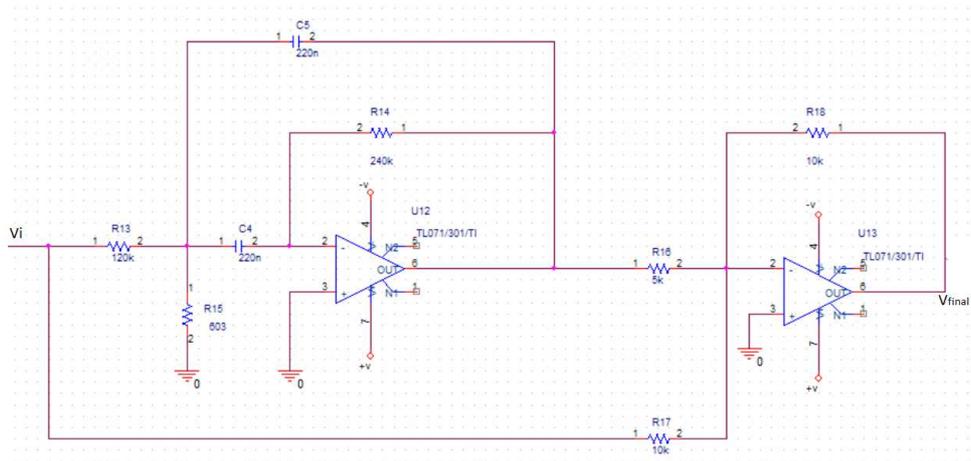


Figura 4.30 Diagrama final del filtro muesca

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:

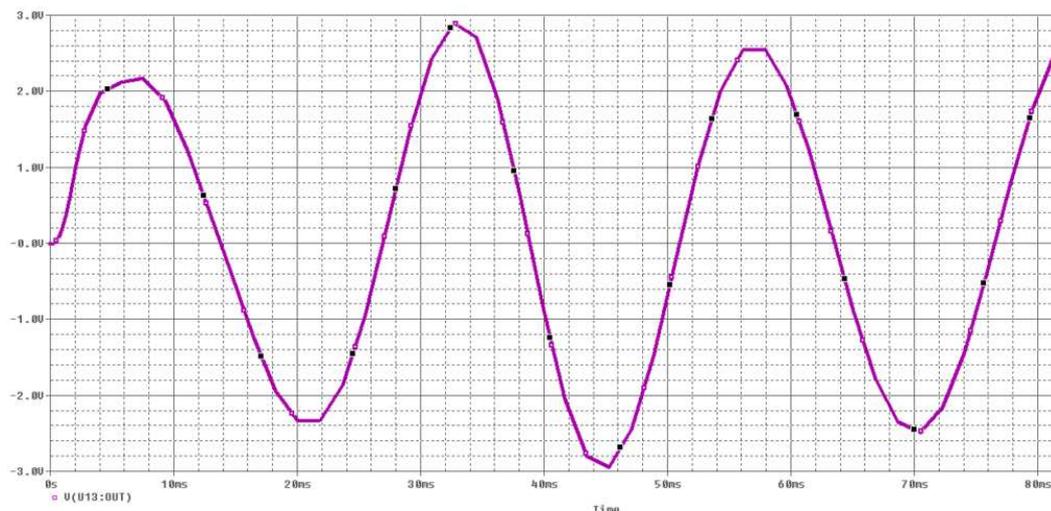


Figura 4.31 Señal de salida a 40 Hz

- Frecuencia de 60 Hz:

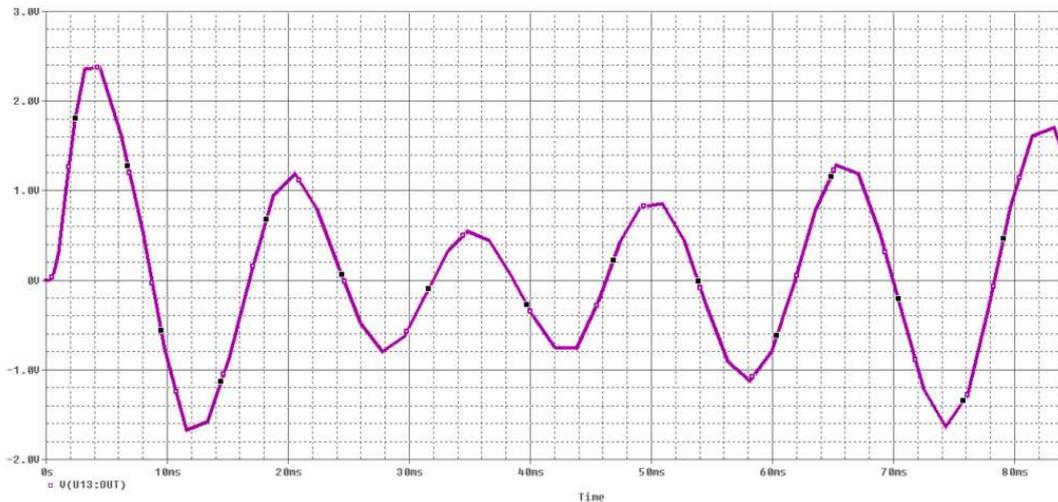


Figura 4.32 Señal de salida del sistema a 60 Hz

- Frecuencia de 150 Hz:

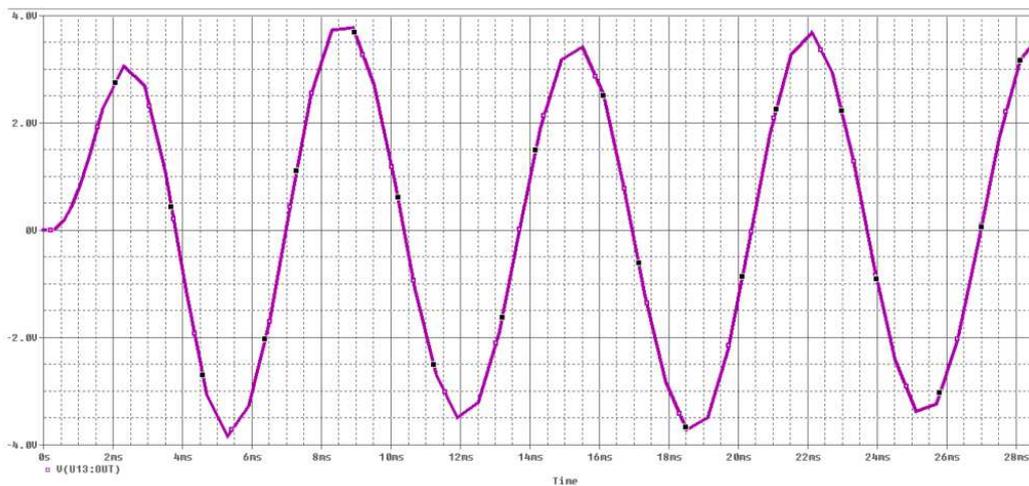


Figura 4.33 Señal de salida a 150 Hz

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).

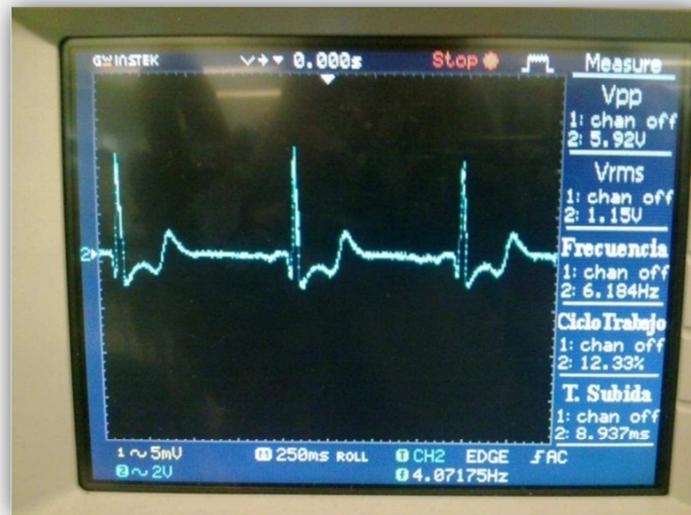


Figura 4.34 Resultado experimental del bloque analógico

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 $V_{LS} = 2.9\text{ V}$ y $V_{LI} = 1.9\text{ V}$.

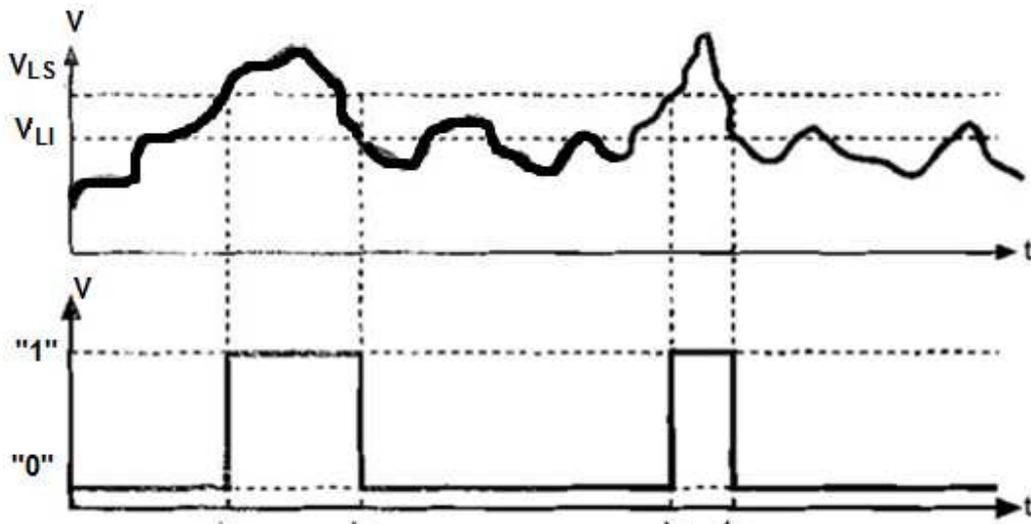


Figura 4.35 Señal de entrada y salida en un circuito 40106B

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.

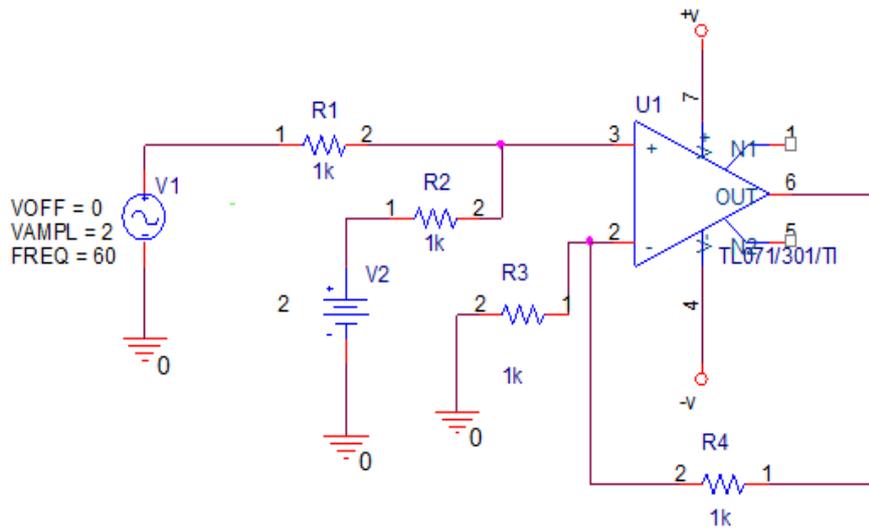


Figura 4.36 Offset aplicado a señal analógica

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 $V_i=2\text{ V}_p$ y 60 Hz, los resultados son los siguientes:

- $V_{off} = 0\text{ V}$

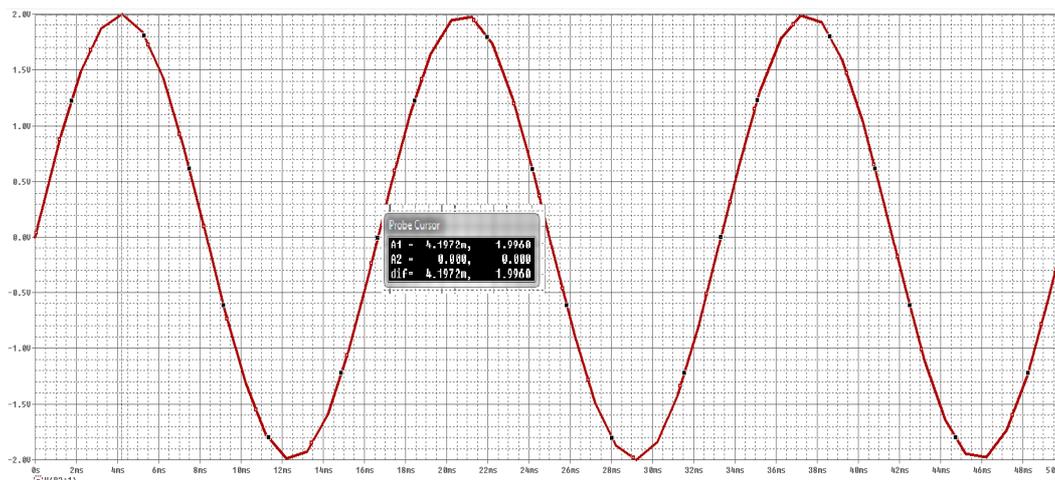


Figura 4.37 Señal de entrada sin offset

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

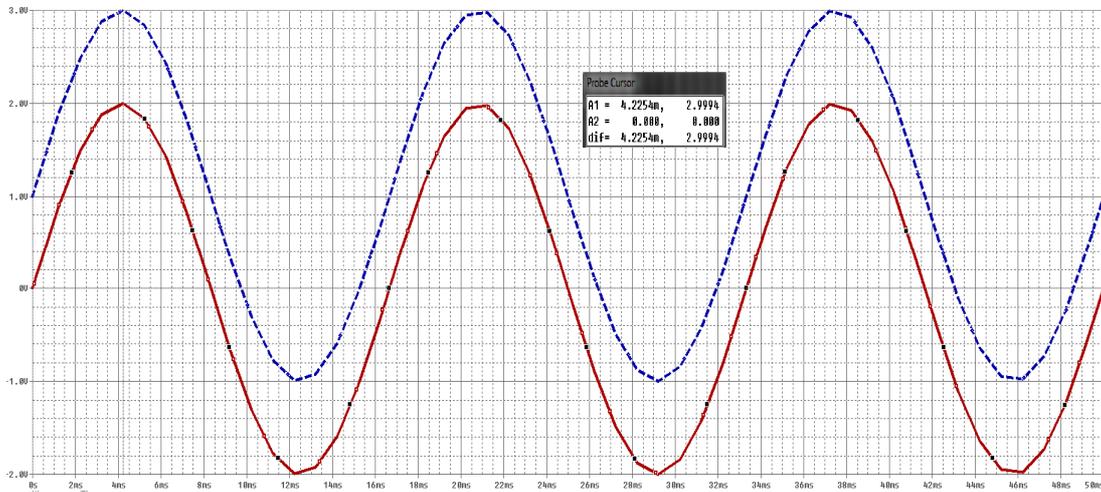


Figura 4.38 V_i (-) y V_o (---)

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

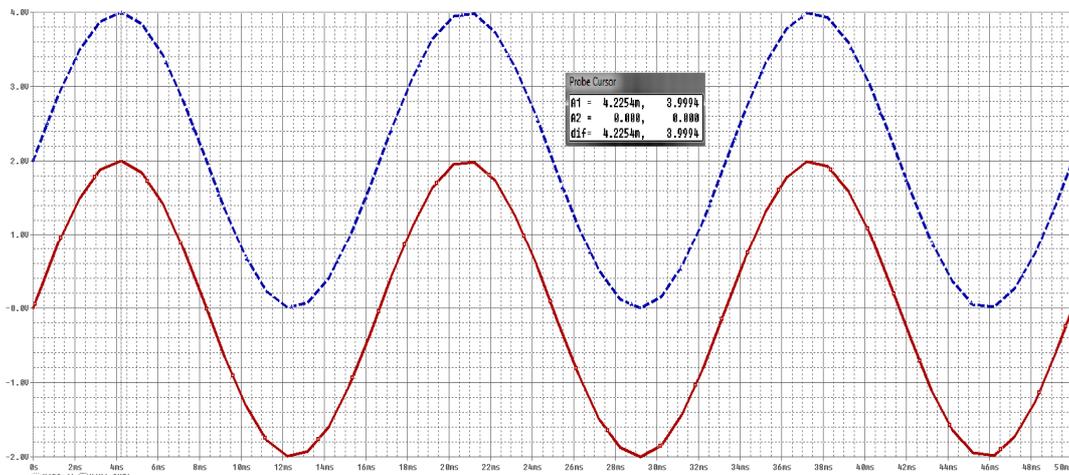


Figura 4.39 V_i (-) y V_o (---)

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.

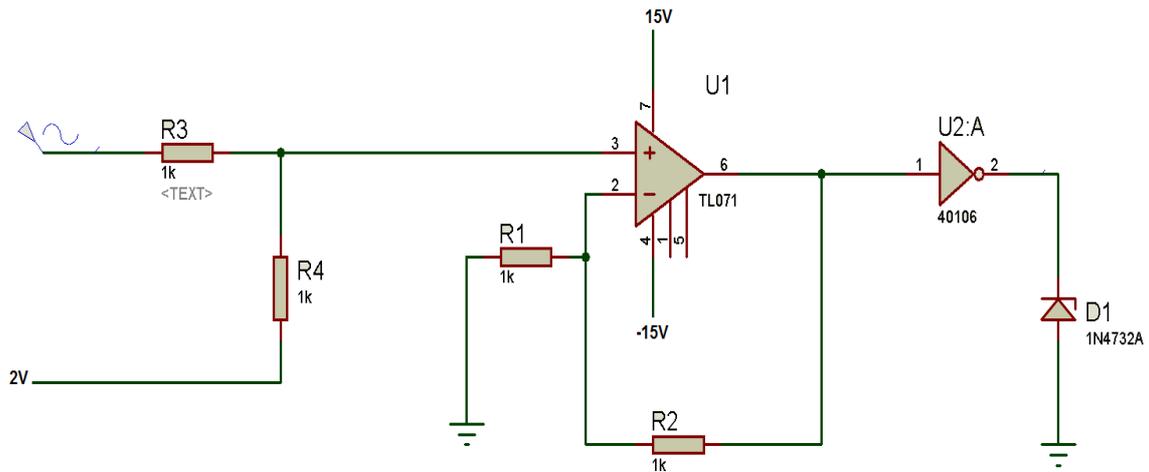


Figura 4.40 Unión entre circuito de offset y C.I. 40106

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.

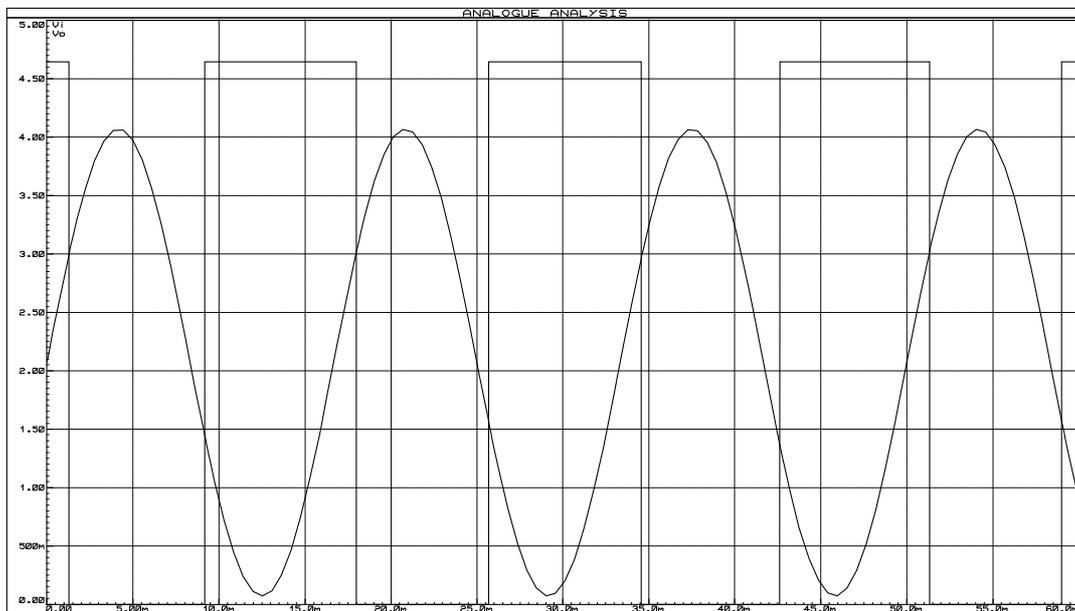


Figura 4.41 Vi (senoidal) y Vo (cuadrada)

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.

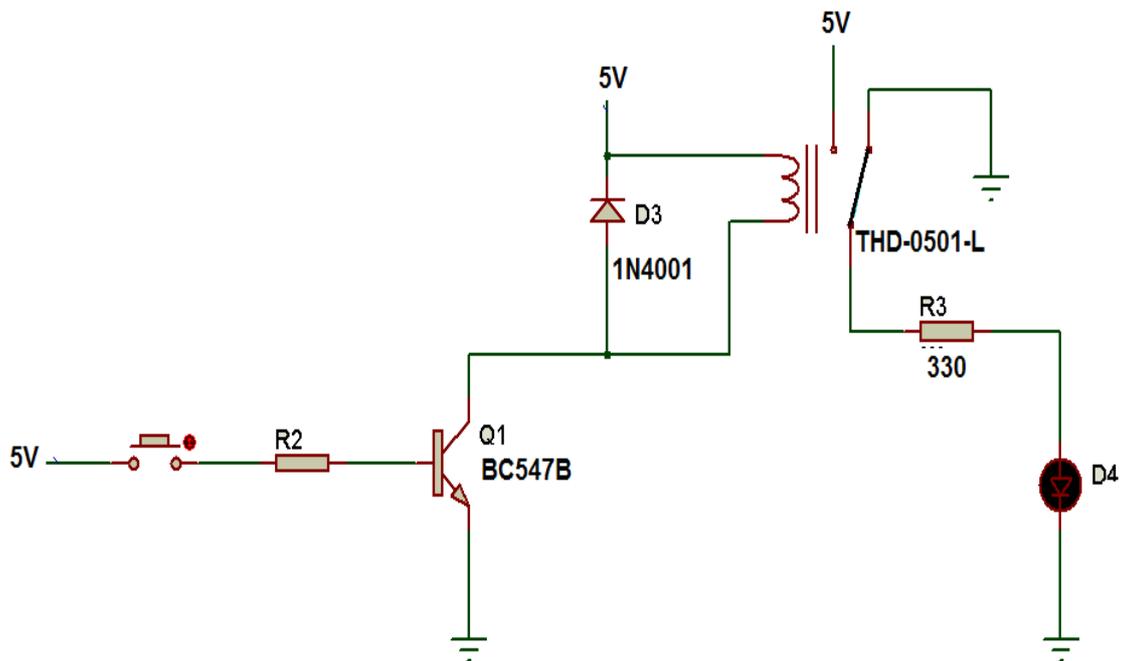


Figura 4.43 Circuito complementario al dispositivo de control

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.

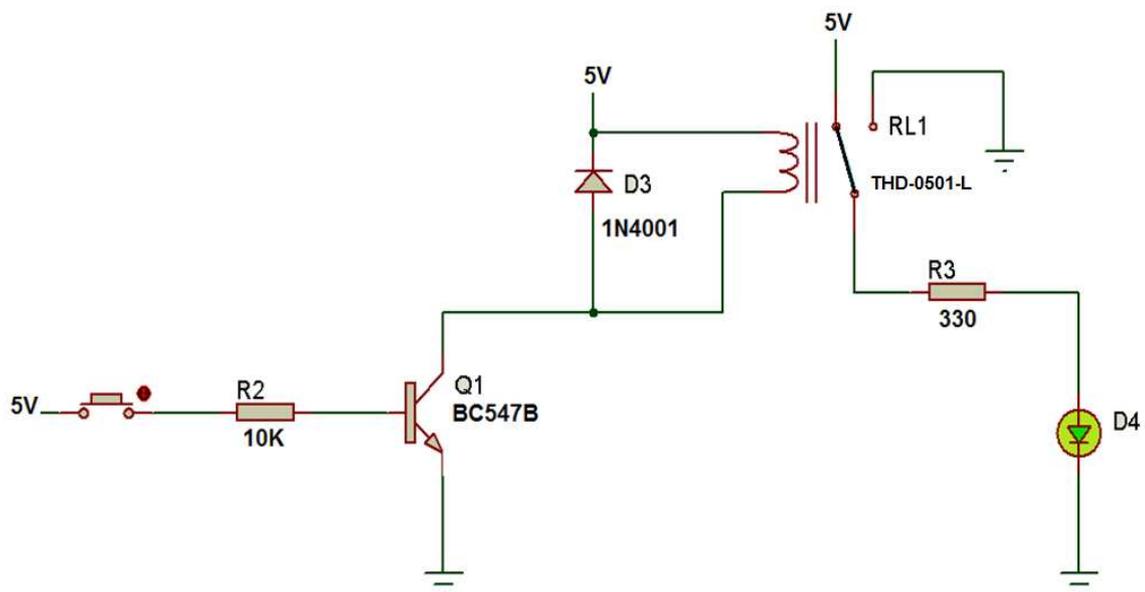


Figura 4.44 Circuito complementario encendido

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 1: se enciende el LED D6, aquí se prende con 0 pulsos o menor a 6 pulsos en un lapso de 6 segundos, indicando tener menos de 60Lat/Min.

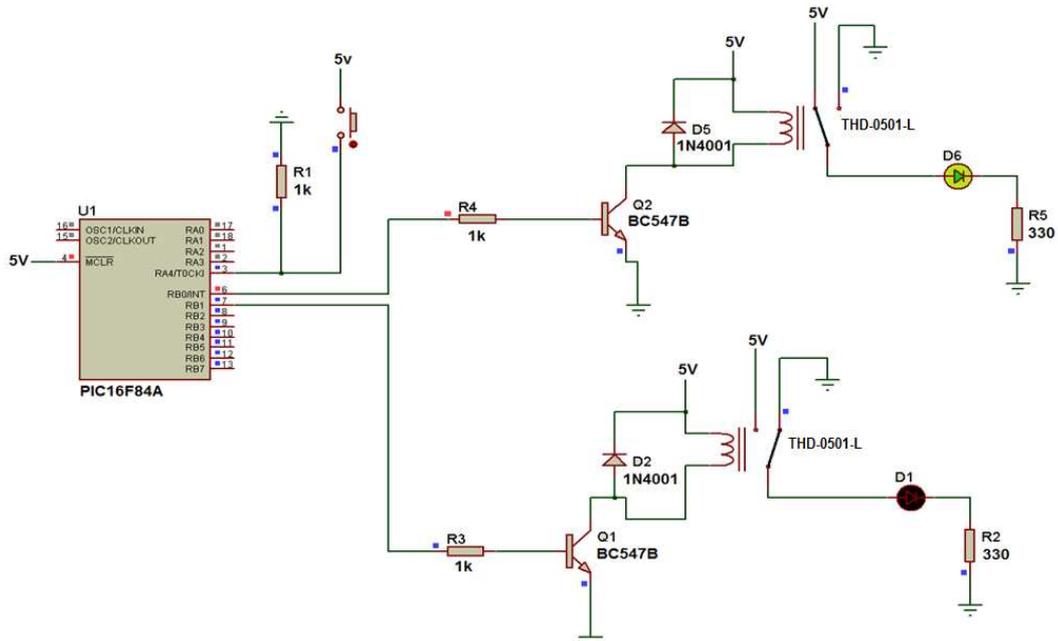


Figura 4.45 Activación de Salida 1: Menor a 60 Lat/min

Apagado: no se enciende ningún LED, mostrando que se permanece dentro del rango de tolerancia; es decir, entre 60 y 100 lpm.

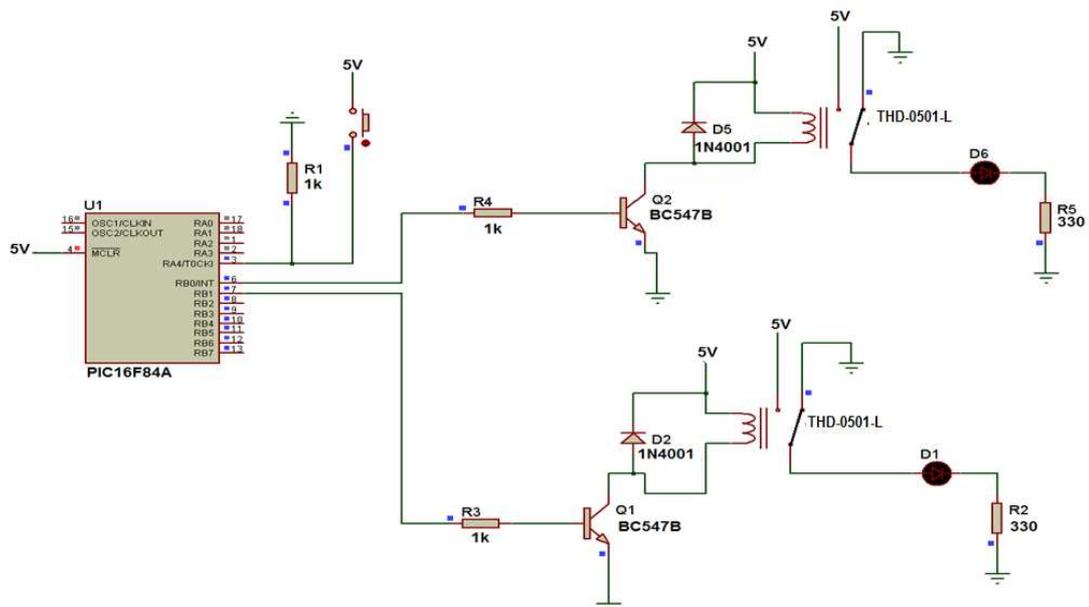


Figura 4.46 Salida 1 y 2 apagadas

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.

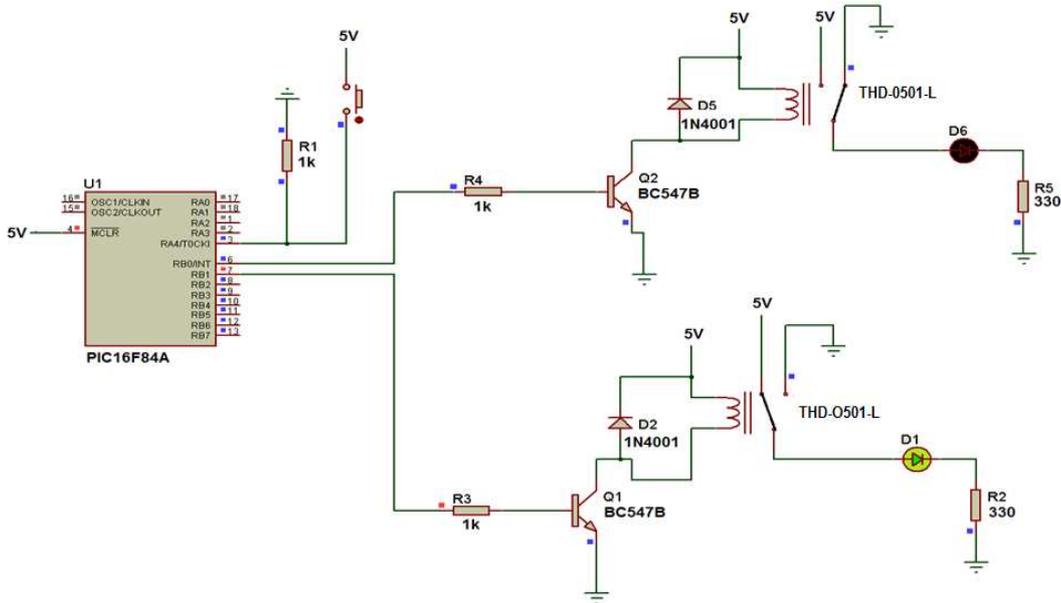


Figura 4.47 Activación de Salida 2: mayor a 100 Lat/min

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.

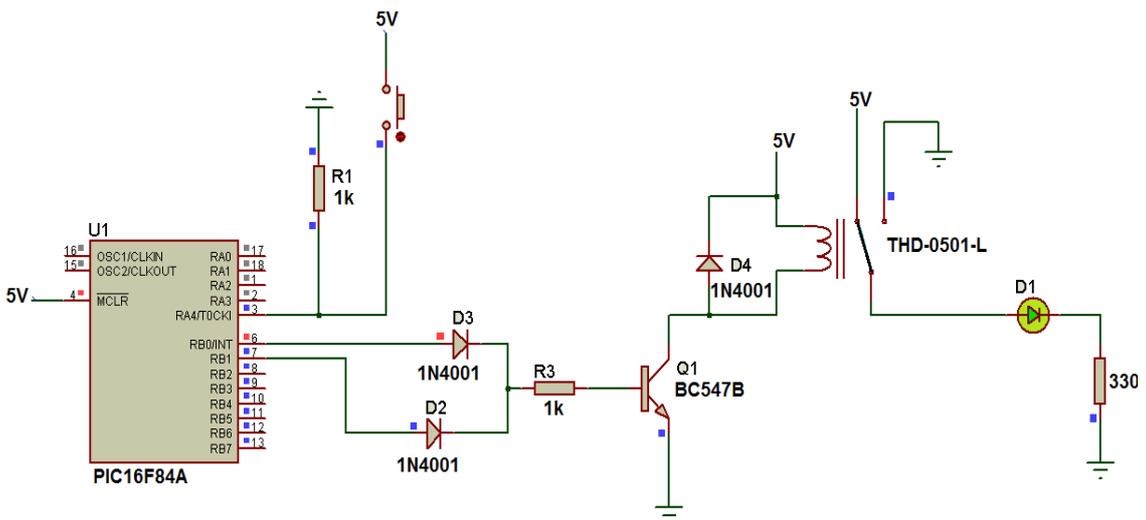


Figura 4.48 Circuito de control con un solo transmisor

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).

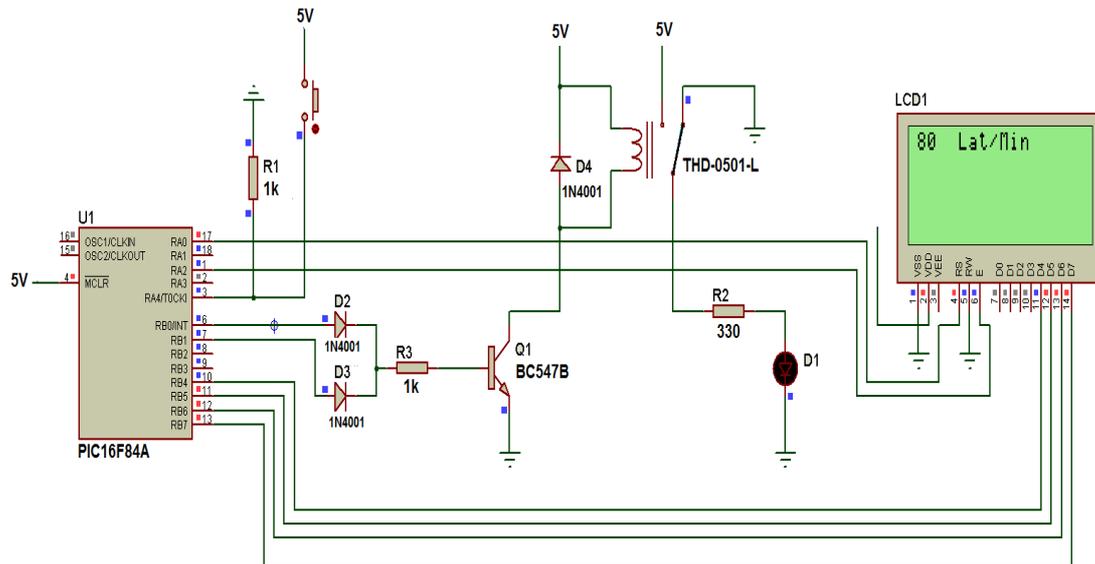


Figura 4.49 Circuito de control con display LCD

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).

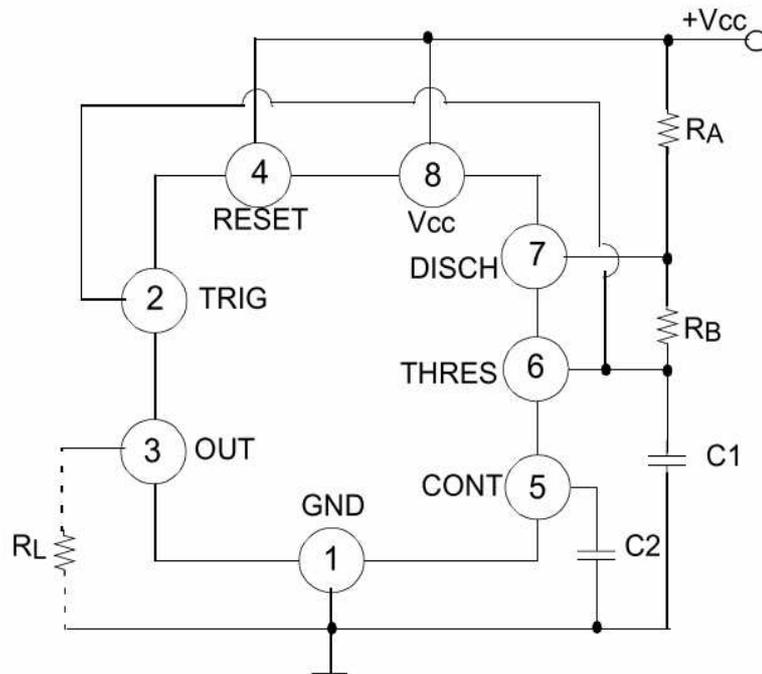


Figura 4.50 Configuración Astable en C.I. 555

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:

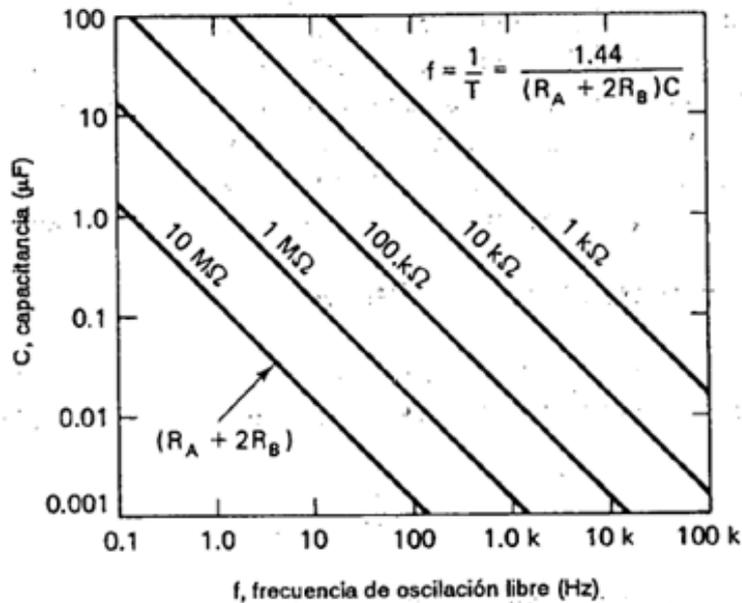


Figura 4.51 Gráfica para elección de R's y C en modo estable

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.

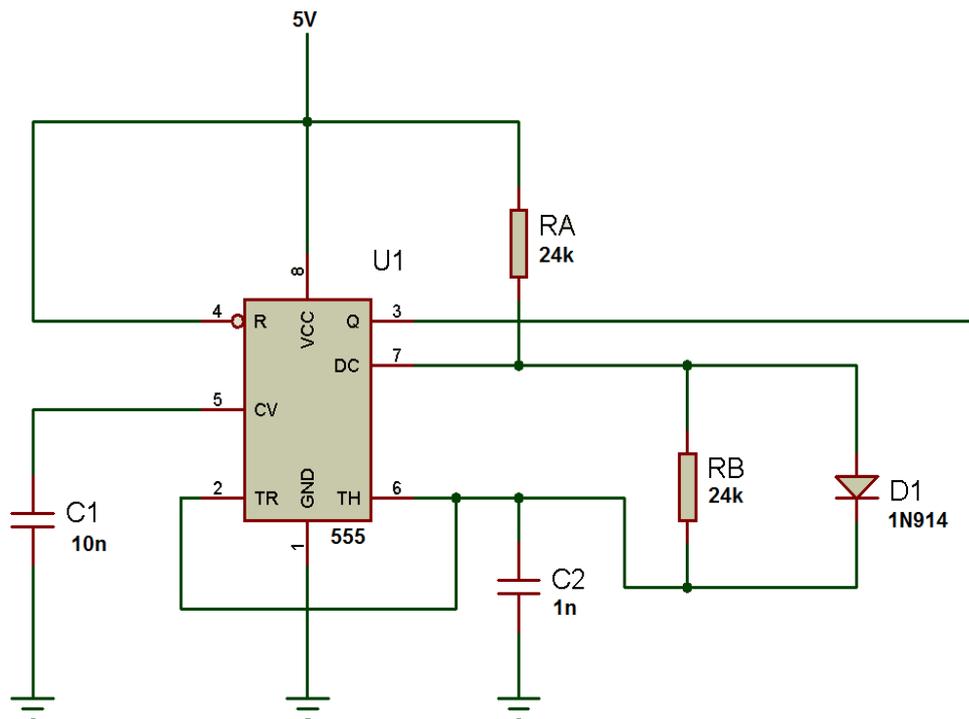


Figura 4.52 Circuito transmisor sin etapa de potencia

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.

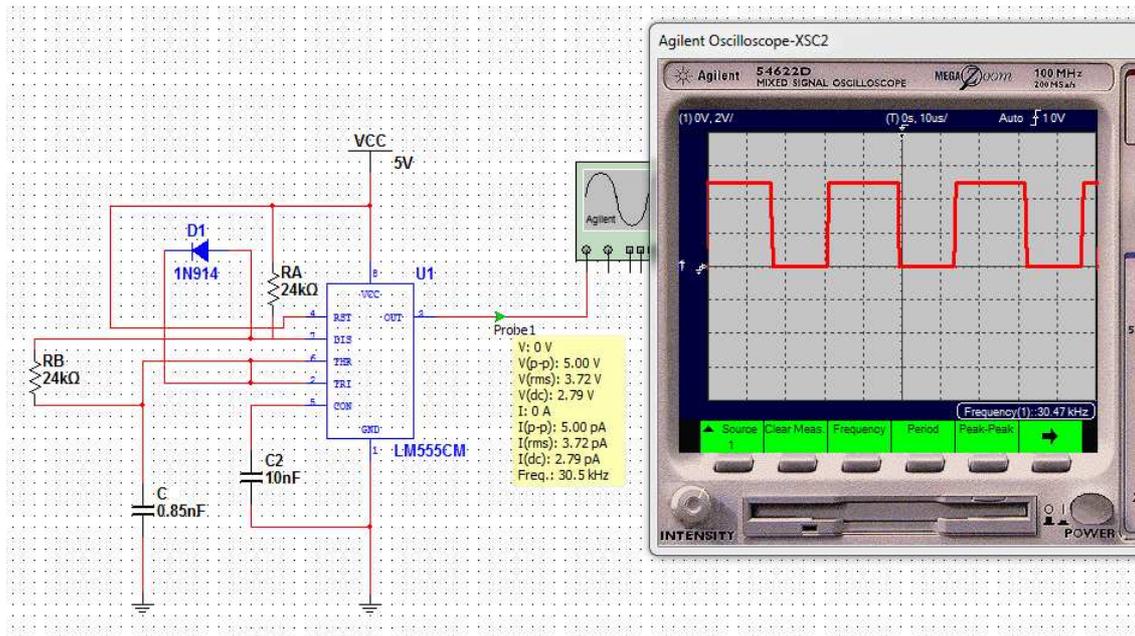


Figura 4.53 Señal de salida del 555 en modo Astable

→ 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.

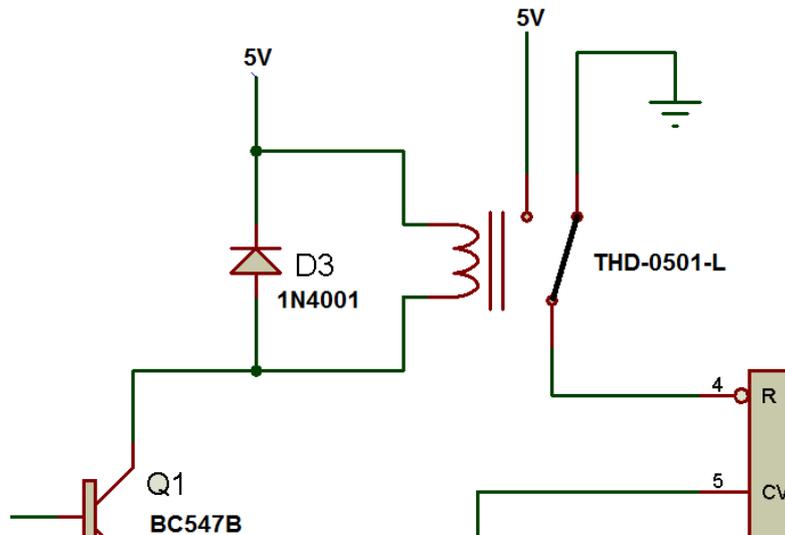


Figura 4.54 Habilitación de transmisor por medio del Relevador

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.

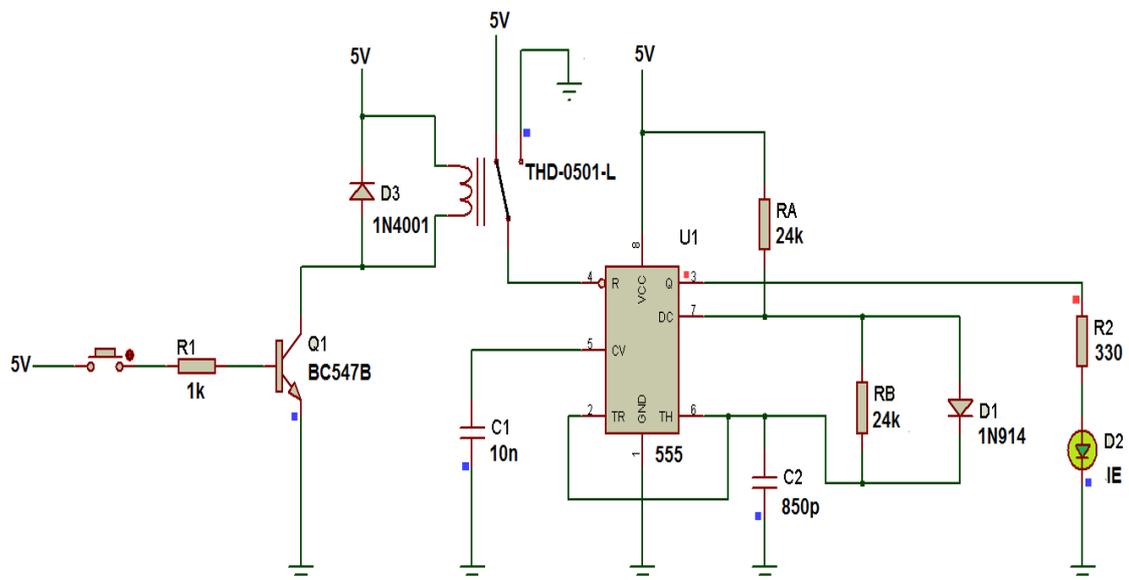


Figura 4.55 Circuito transmisor encendido

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

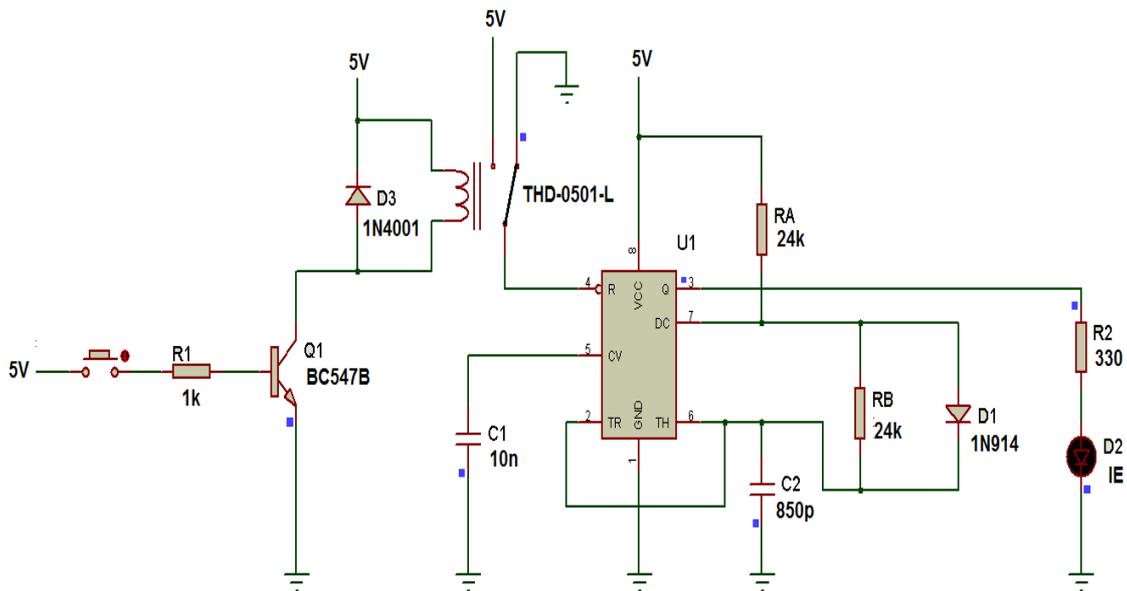


Figura 4.56 Circuito transmisor apagado

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%.

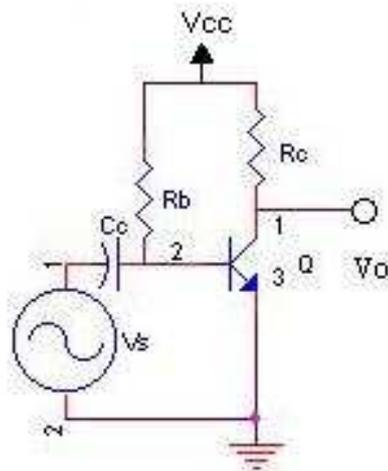


Figura 4.57 Ejemplo de Amplificador Clase A

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

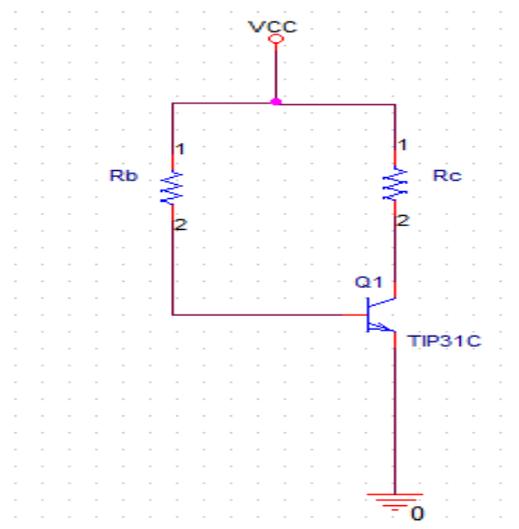


Figura 4.58 Circuito de polarización para TIP31C

→ 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:

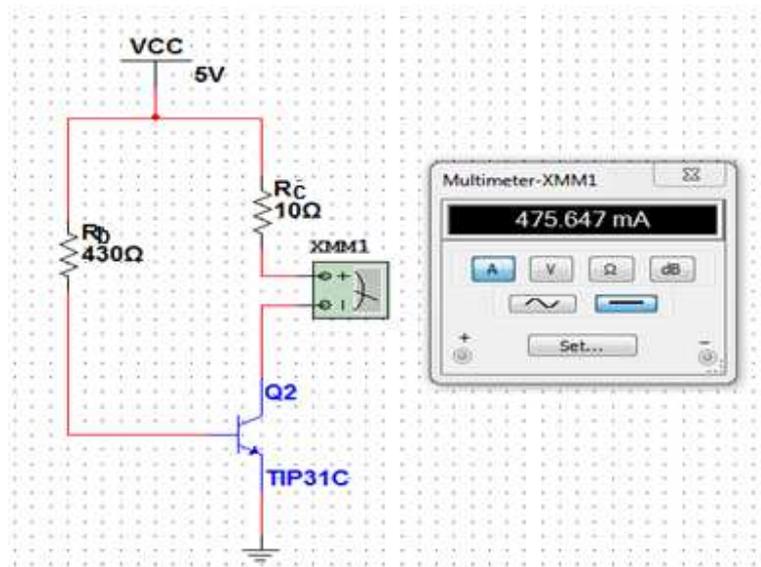


Figura 4.59 Medición de corriente de colector

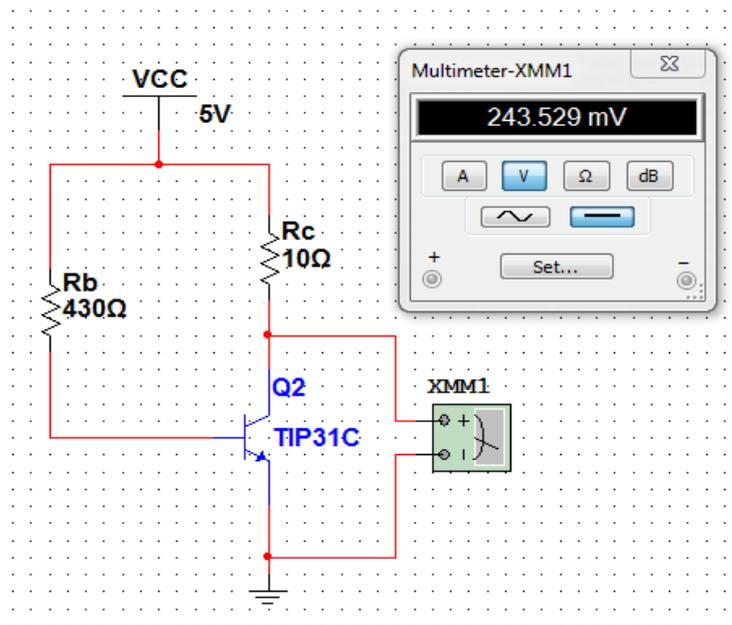


Figura 4.60 Medición de voltaje colector-emisor

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.

$$P = V_{ccl} I_c$$

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

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

Se recomienda colocar una 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.

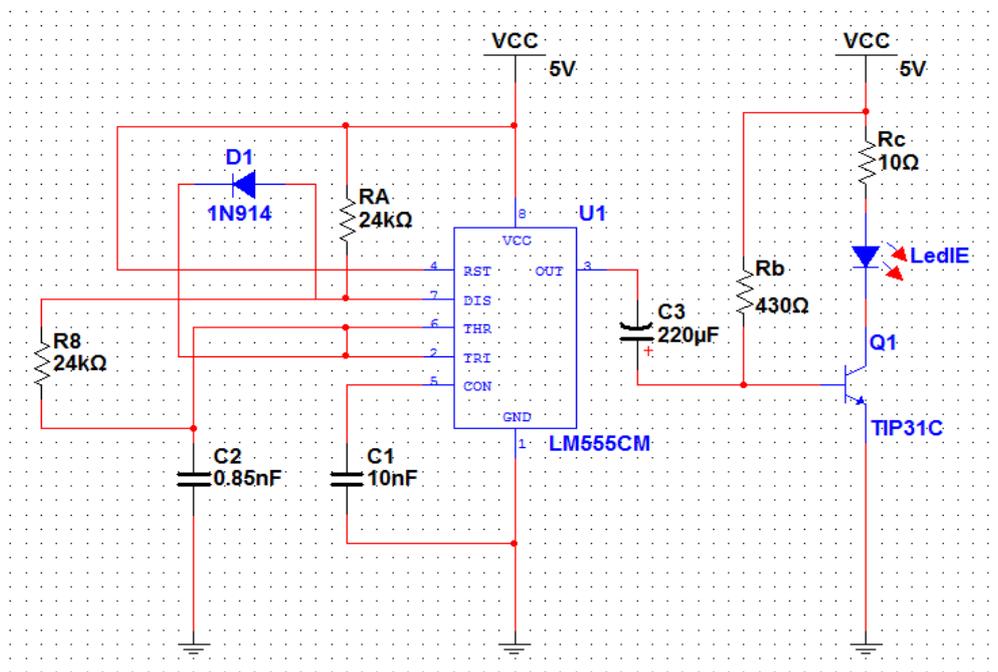


Figura 4.61 Circuito final de potencia para transmisor

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, une 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]:

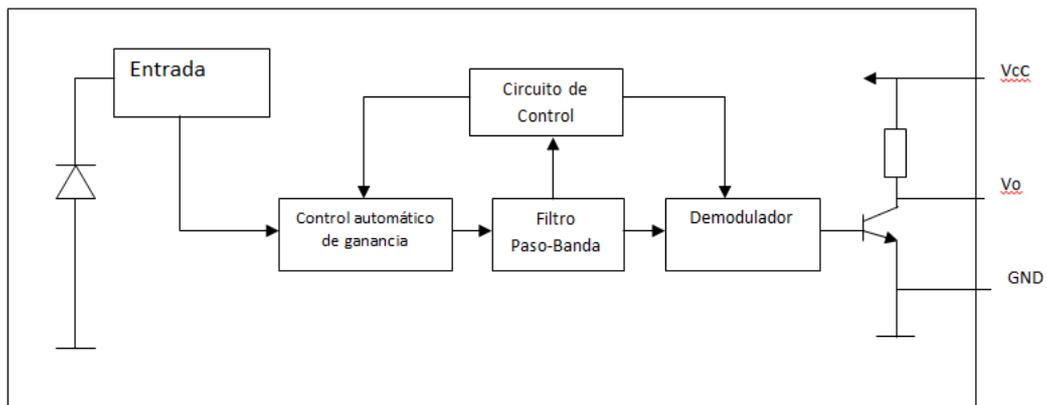


Figura 4.63 Diagrama de bloques del SFH5110

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.

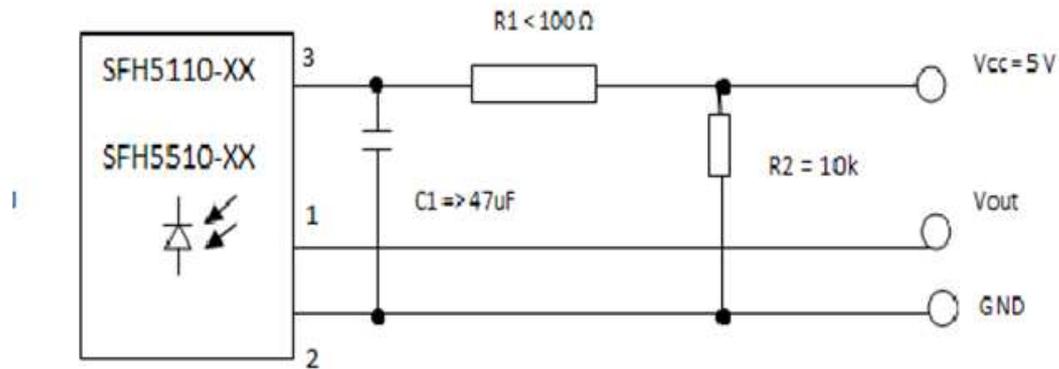


Figura 4.64 Circuito receptor de haz infrarrojo

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:

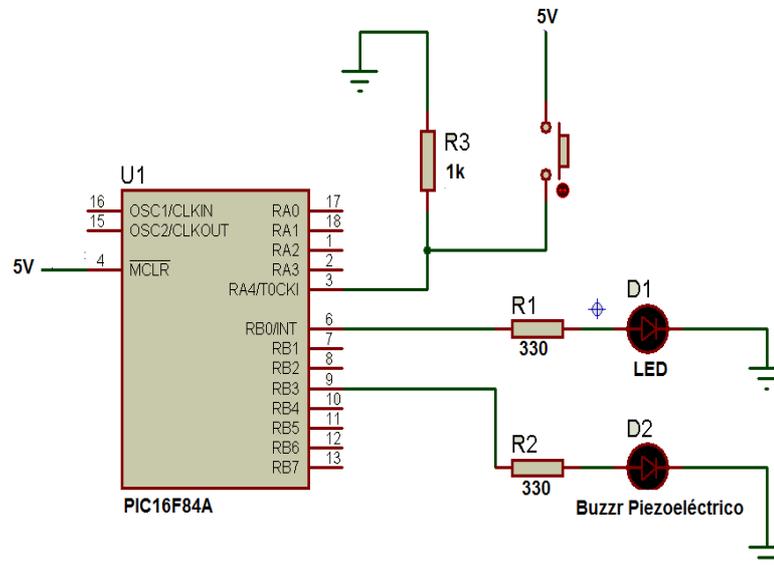


Figura 4.66 Circuito indicador de emergencia

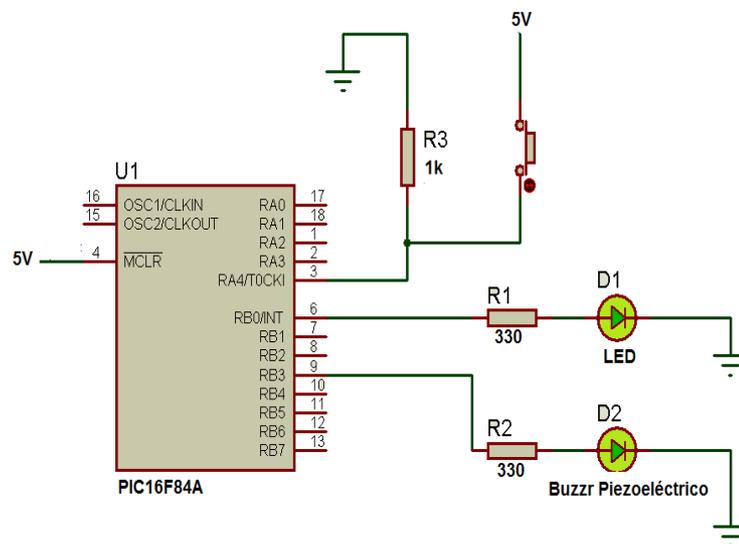


Figura 4.67 Circuito indicador de alerta Encendido

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°.

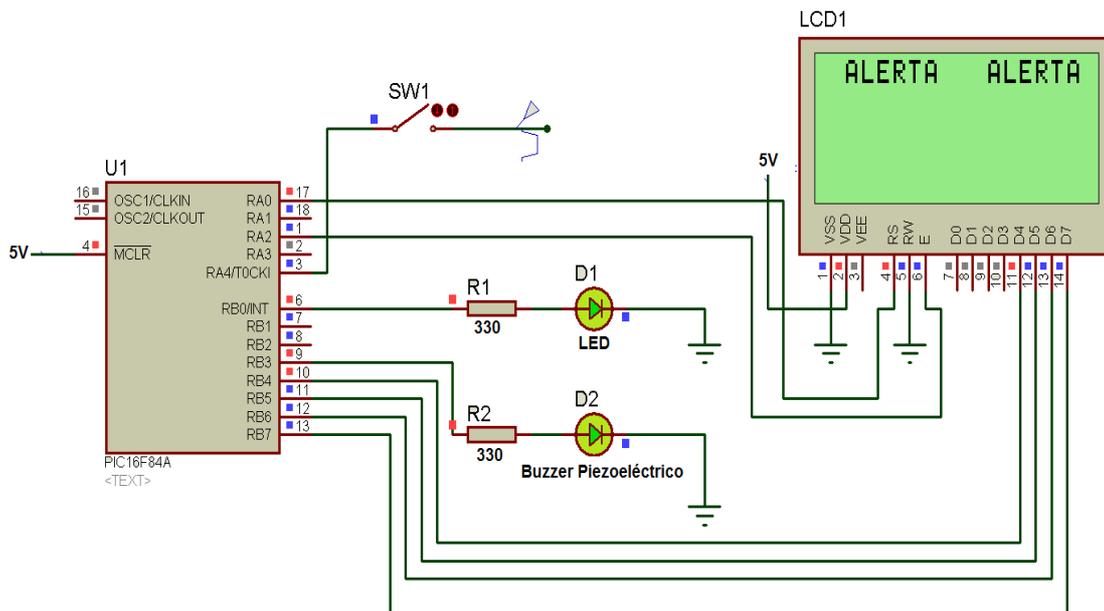


Figura 4.68 Circuito indicador de alerta final

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

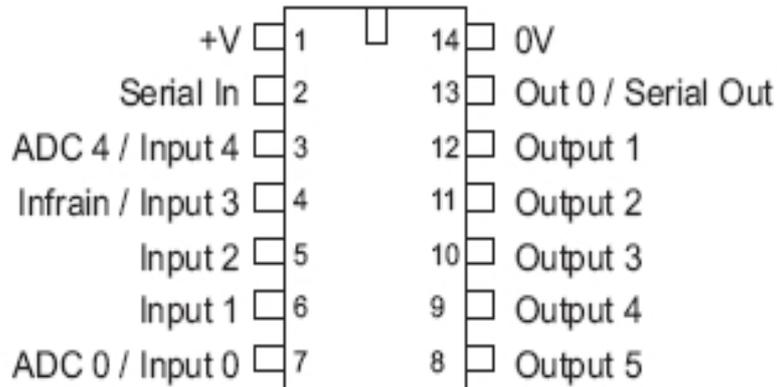


Figura 4.69 Patigrama del microcontrolador PICAXE 14-M

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:

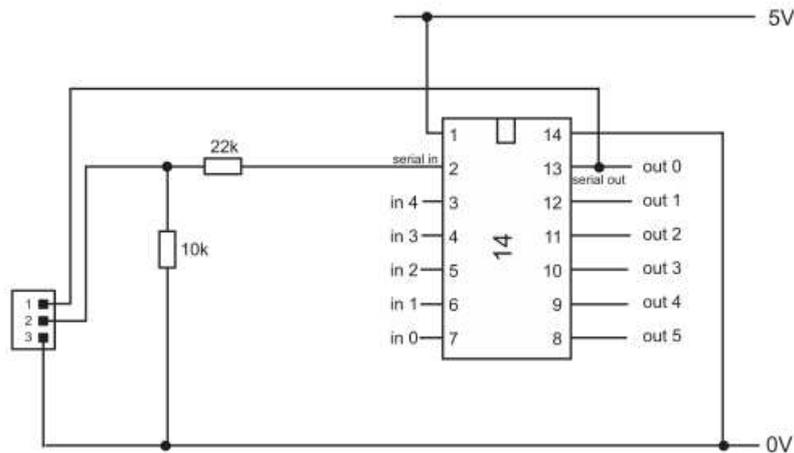


Figura 4.70 Configuración para establecer adquisidor de datos

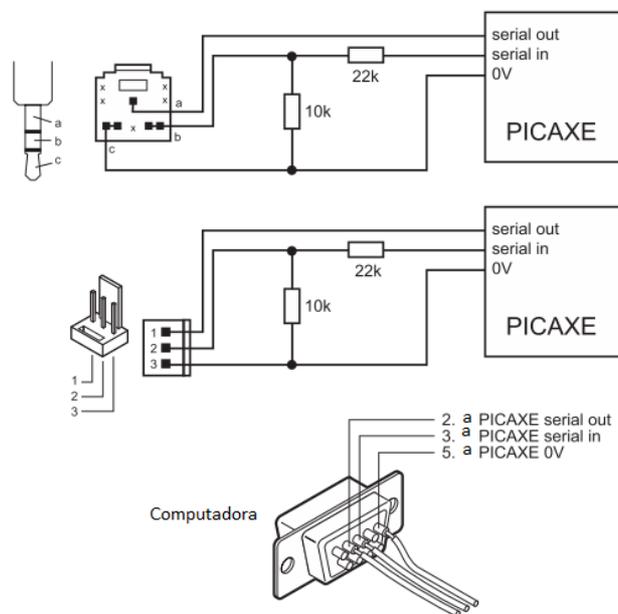


Figura 4.71 Formas de conexión para comunicación serial

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.

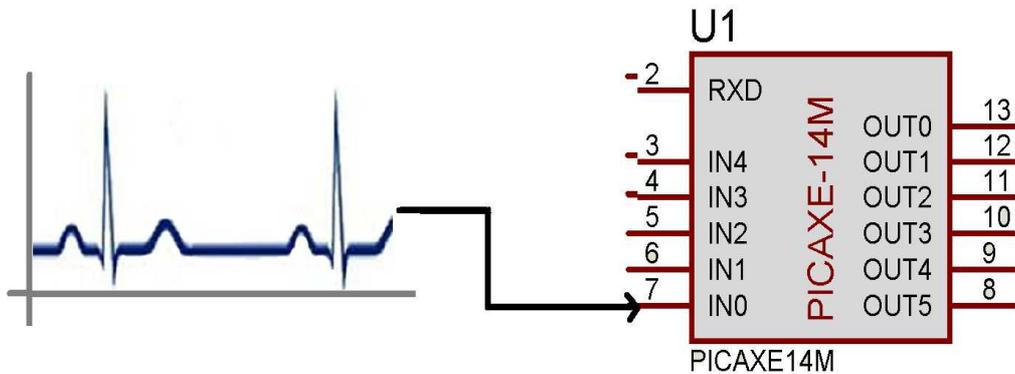


Figura 4.72 Conexión entre señal analógica y PICAXE-14M

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:

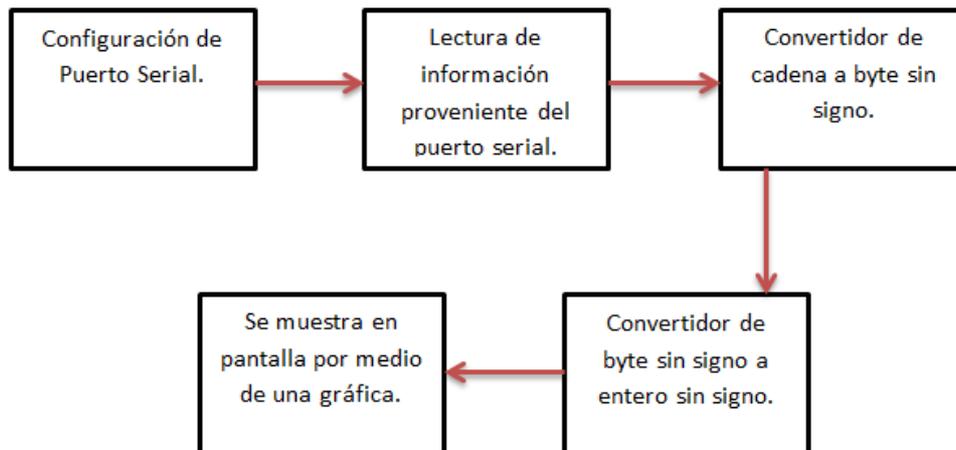


Figura 4.73 Proceso de programación del monitor en Labview 9.0

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.

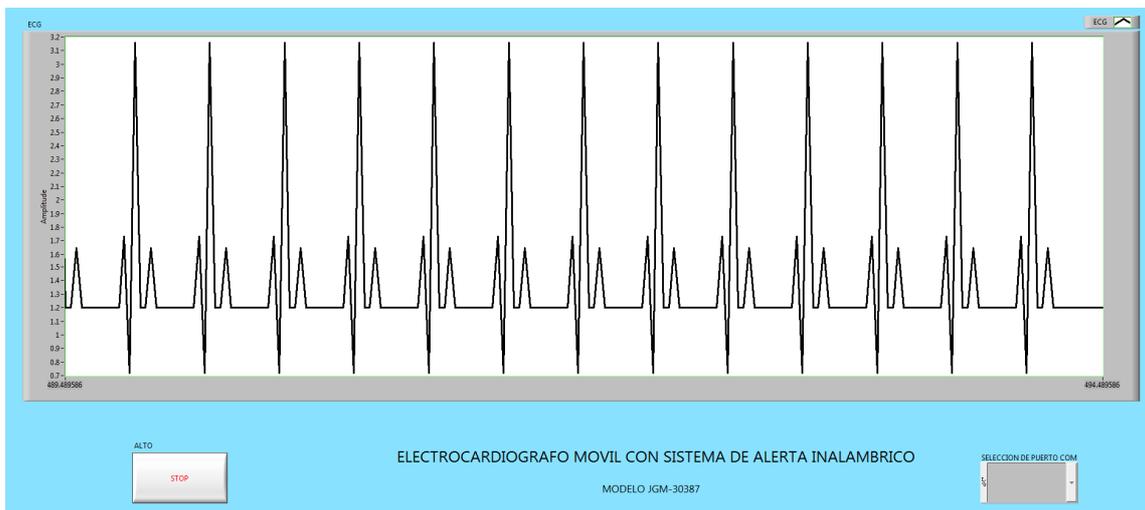


Figura 4.74 Interfaz visual (monitor) del Electrocardiógrafo