



Escuela Superior Politécnica del Litoral  
FACULTAD DE INGENIERIA EN  
ELECTRICIDAD Y COMPUTACION

“Diseño de un Sistema para PC de un  
Electrocardiógrafo”

# TRABAJO de GRADUACION

PREVIO A LA OBTENCION DEL TITULO DE  
INGENIERO EN ELECTRICIDAD

Especialización **ELECTRONICA**

Presentado por:  
*Gustavo Gaibor Valencia*  
*José Pereira Alvarez*

Guayaquil - Ecuador  
1999

## AGRADECIMIENTO

A todas las personas que de uno u otro modo colaboraron en la realización de este trabajo y especialmente al Ing. Miguel Yapur por su invaluable ayuda.

## DEDICATORIA

A nuestros padres y hermanos por  
brindarnos su apoyo incondicional

## TRIBUNAL DE GRADUACION



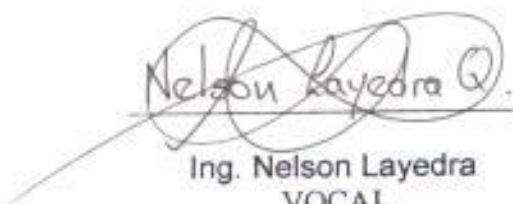
Ing. Carlos Monsalve  
SUBDECANO DE LA FIEC



Ing. Miguel Yapur  
DIRECTOR DEL TOPICO



Ing. Rodrigo Berrezueta  
VOCAL



Ing. Nelson Layedra  
VOCAL

## DECLARACION EXPRESA

" La responsabilidad del contenido de esta Tesis de Grado, nos corresponden exclusivamente; y el patrimonio intelectual de la misma a la **ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA DEL LITORAL**"



---

Gustavo Gaibor V



José Pereira A

## RESUMEN

El presente trabajo desarrolla el Diseño de una Interfase para Pc de un electrocardiógrafo. Se lo ha diseñado con el objetivo principal de poder procesar la señal correspondiente a la derivación DII para que en lo posible sea una herramienta confiable para el diagnóstico clínico.

El trabajo tiene un objetivo secundario, que es la adquisición de señales analógicas provenientes de alguna fuente eléctrica para una posterior digitalización con la finalidad de mostrar en un monitor dichas señales lo más reales posibles.

Para cumplir tales propósitos hemos diseñado un mecanismo compuesto de un hardware y un software que pueden interactuar en tiempo real.

## INDICE GENERAL

	Pag
RESUMEN.....	IV
INDICE GENERAL.....	VII
ABREVIATURAS.....	IX
SIMBOLOGIA.....	X
INDICE DE FIGURAS.....	XI
INTRODUCCION.....	1
I. CONCEPTOS BASICOS Y FUNDAMENTALES.....	3
1.1. Concepto Histórico.....	3
1.2. La célula como generador bioeléctrico.....	6
1.3. Actividad eléctrica del corazón.....	8
II. ELECTROCARDIOGRAFIA.....	12
2.1. Electrodo.....	13
2.2. Sistema de derivaciones.....	18
2.3. El electrocardiograma.....	22
III. DESCRIPCION GENERAL DEL SISTEMA.....	25
3.1. Diagrama de bloques general del sistema.....	25
3.2. Descripción general del funcionamiento.....	27
IV. DESCRIPCION DETALLADA DE CADA BLOQUE DEL SISTEMA.....	30
4.1. Descripción del bloque de adquisición de datos.....	30
4.1.1. Descripción del amplificador de instrumentación.....	30
4.1.2. Construcción del filtro pasabanda.....	38
4.1.3. Construcción del filtro muesca.....	40

4.2. Descripción del bloque de conversión analógica a digital.....	46
4.3. Descripción del bloque controlador .....	48

## CAPITULO V

V. DISEÑO DEL SOFTWARE .....	51
5.1. Diagrama de flujo general.....	52
5.2 Código del programa.....	53

## CAPITULO VI

VI. MODO DE FUNCIONAMIENTO DEL ELECTROCARD V1.0.....	64
--	----

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	67
-------------------------------------	----

## APENDICES

APENDICE A: Amplificador Operacional LM 741

APENDICE B: Temporizador NE555.

## REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS



## ABREVIATURAS

S-A	Sinoatrial
Bpm	Beats per minutes ( latidos por minuto)
A-V	Atrio-ventricular
LA	Left arm
RA	Right arm
LL	Left leg
AVL	Vector aumentado derecho
AVR	Vector aumentado izquierdo
AVF	Vector aumentado del pie
Vp	Voltaje de pico
Vpp	Voltaje de pico a pico
Ecm	Voltaje de entrada en modo común
Vo	Voltaje de salida
B	Ancho de banda
fr	frecuencia de resonancia
f <sub>L</sub>	frecuencia de corte inferior
f <sub>H</sub>	frecuencia de corte superior
dB	decibelios
Q	factor de calidad

## SIMBOLOGIA

Na <sup>+</sup>	ión sodio
K <sup>+</sup>	ión potasio
Cl <sup>-</sup>	ión cloro
Ag	plata
ClAg	cloruro de plata
KΩ	kiloohmio
mA	miliamperio

## INDICE DE FIGURAS

	Pag
Figura 1.1 Esquema de Waller de la distribución del potencial eléctrico del corazón.....	4
Figura 1.2 Denominación inicial de las ondas del ECG.....	6
Figura 1.3 Potenciales de acción y reposo de la célula.....	8
Figura 1.4 Ilustración del sistema de conducción .....	11
Figura 2.1 Curva de impedancia vs frecuencia para pares de electrodos colocados sobre la piel.....	17
Figura 2.2 Representación del campo generado mediante un vector.....	18
Figura 2.3 Derivaciones bipolares.....	19
Figura 2.4 Derivaciones unipolares.....	20
Figura 2.5 Posición de los electrodos para las derivaciones precordiales.....	21
Figura 2.6 Señal ECG típica.....	23
Figura 3.1 Diagrama de bloques general del sistema.....	27
Figura 4.1 Amplificador diferencial básico.....	33
Figura 4.2 Entrada diferencial aislada al amplificador de salida diferencial.....	36
Figura 4.3 Entrada diferencial aislada al amplificador de salida diferencial con ganancia ajustable.....	37
Figura 4.4 Amplificador de instrumentación.....	38
Figura 4.5 Filtro pasabanda general.....	42
Figura 4.6 Filtro pasabanda usado en el proyecto.....	43
Figura 4.7 Filtro muesca, transmite la frecuencia en la banda pasante.....	44
Figura 4.8 Filtro muesca construido con un circuito que resta a la señal original la salida del filtro pasa-banda original.....	45
Figura 4.9 Filtro muesca de 60 Hz utilizado en el sistema.....	48

## INTRODUCCION

La electrocardiografía, el legado de Einthoven de valor incalculable, es desde hace muchos años un método clave para el diagnóstico de padecimientos cardiovasculares.

El trabajo que aquí exponemos tiene como finalidad demostrar la forma en que una señal analógica( señal eléctrica del corazón) después de un debido proceso es digitalizada con el objetivo de que pueda ser ingresada por algún puerto de comunicaciones del computador ( en nuestro caso el puerto paralelo) y que a través de un software respectivo se le pueda dar alguna interpretación.

Con el avance de los sistemas computacionales, la información obtenida podría tener múltiples aplicaciones tales como: el envío vía fax a cualquier parte del mundo, la creación de una base de datos, es decir guardar la información en archivos para que puedan ser utilizados en cualquier momento, la disponibilidad de llevar la información de un lugar a otro a través de medios de almacenamiento tales como el disquete, discos duros, etc.

4

Demostramos que con una mínima inversión de dinero se pueden hacer diseños electrónicos que eventualmente podrían cumplir las mismas funciones de equipos con costos muy elevados.

Sin embargo queremos dejar muy en claro que nuestro sistema podría ser mejorado desde el punto de vista del software. Sería recomendable codificar un programa que trabaje en un lenguaje de programación con mejores herramientas en lo que respecta a la presentación tales como el Visual Basic, Visual Fox Pro entre otros.

# CAPITULO 1

## CONCEPTOS BASICOS Y FUNDAMENTALES

### 1.1 Concepto Histórico

Desde Dubois Reymond se conocía en fisiología como al herir un músculo se producía en él una corriente eléctrica, sin embargo sólo en el siglo XVII Luigi Galvani, profesor de anatomía en la universidad de Bolonia, lanzó la hipótesis de que la contracción muscular se debía a una corriente eléctrica.

Se describió entonces una " ley general fisiológica", que decía: " en los músculos, toda desintegración molecular sea por lesión o por función va acompañada de un estado de negatividad que se transmite por toda la fibra".

El corazón no escapaba a esta norma y en 1887 Augustus D. Waller desarrolló un método de registrar las corrientes eléctricas del corazón

viviente desde la superficie del cuerpo, gracias a lo que denominó la "distribución homogénea de los potenciales del cuerpo humano" ( ver figura 1.1).

Ahora bién, el electrocardiograma se obtiene gracias al galvanómetro de cuerda desarrollado en 1903 por William Einthoven, famoso médico nacido en Semarang (Indias Holandesas) y desde 1886 profesor de fisiología en la universidad de Leiden.



**Figura 1.1: Esquema de Waller de la distribución del potencial eléctrico del corazón**

Este equipo es el mismo galvanómetro usado para la cablegrafía submarina, en el cual para evitar los efectos de la inercia se colocó un electroimán fijo entre cuyos polos se encontraba suspendido un fino hilo de cuarzo cubierto con oro o plata; la pequeña corriente cardíaca al pasar

a través del hilo generaba un campo magnético ocasionando una deflexión del mismo.

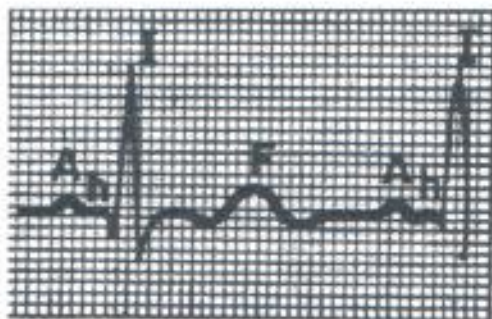
Este método era muy sensible pues hasta las más tenues oscilaciones del filamento eran captadas por un microscopio y registradas fotográficamente. Así pues, al empezar el siglo XX se podían obtener trazados sumergiendo las extremidades del paciente en grandes recipientes llenos de solución salina, en las cuales se encontraban anchas placas de carbón de las cuales salían los hilos conductores.

De este modo si revisamos la literatura de principios de siglo, encontraremos como ya se describía una gráfica típica y característica de la contracción cardíaca y autores como Kraus y Nicolai, dieron nombres a las diferentes ondas del trazado e hicieron confrontaciones fisiológicas al decir que cada uno de los elementos del electrocardiograma correspondía a un elemento mecánico de la contracción cardíaca.

Así, como se observa en la figura 1.2, la onda A ( hoy onda P) se debía a la contracción auricular, la I a la sístole ventricular y el espacio entre ellas se consideró un reposo eléctrico producido por la transmisión del impulso de las aurículas al Haz de His (letra H). La onda que hoy llamamos T se la denominó inicialmente onda F y se creía debida a la terminación de la sístole. Con el correr de los años, el electrocardiograma fue utilizado para asociar las diferentes patologías



con cambios electrocardiográficos, además para determinar el origen de los estímulos.



**Figura 1.2: Denominación inicial de las ondas del ECG (Kraus y Nicolai)**

Hoy en día se han perfeccionado las técnicas de registro, el galvanómetro fue reemplazado por amplificadores electrónicos y la fotografía por una plumilla caliente que deja su inscripción en un papel encerado.

Los equipos son cada vez más compactos y modernos hasta el punto de poder registrar 24 horas de actividad eléctrica sin alterar la vida normal del paciente.

En esta forma la electrocardiografía desvió la ruta de la medicina cardiovascular y se constituyó en uno de los elementos de diagnóstico irremplazables en cardiología.

## 1.2.- La célula como generador bioeléctrico

El cuerpo humano es un sistema electro-químico, el cual genera numerosos potenciales y corrientes en el proceso de su normal funcionamiento.

Las células del cuerpo humano están rodeadas por un fluido intersticial cuyo contenido es casi 60% agua. En el agua existen impurezas que, se presentan como iones, los cuales se encargan de conducir la corriente eléctrica desde el punto de mayor potencial hacia el menor.

Los principales iones que producen estos potenciales son: el sodio ( $\text{Na}^+$ ), el potasio ( $\text{K}^+$ ) y el cloro ( $\text{Cl}^-$ ). La célula puede encontrarse en dos estados, denominados: potencial de reposo y potencial de acción

**Potencial de reposo.**- Todas las células del cuerpo humano presentan una diferencia de potencial (voltaje) entre el interior de ellas y el fluido intersticial que los rodea, cuyo valor es alrededor de 90 mV, negativo con respecto al fluido.

Este es llamado el potencial de reposo. El interior es más negativo puesto que existen en mayor número iones  $\text{Cl}^-$ , habiendo en el exterior más iones  $\text{Na}^+$ .

**Potencial de acción.**- Cuando se rompe el equilibrio y se logra vencer la semipermeabilidad, entra el  $\text{Na}^+$  , lo cual produce una inestabilidad que produce una variación del campo eléctrico.

Este desequilibrio es provocado por la excitación de las células musculares y nerviosas. Cuando la célula se excita, su diferencia de potencial con respecto al fluido externo cambia a un valor promedio de 20 mV positivo.

Este es el llamado potencial de acción. Cuando ya la membrana no permite que el  $\text{Na}^+$  entre a la célula debido a su propio campo eléctrico se logra de nuevo el reposo. La siguiente figura nos ilustra el proceso que sigue la célula.

### **Figura 1.3: Potenciales de acción y de reposo de la célula**

Esto nos indica que los potenciales generados en cualquier órgano del cuerpo son transmitidos a través de todo el cuerpo mediante las propias células y en base a la excitación que ellas mismas presentan. Cuando

una célula es estimulada por un impulso eléctrico, ésta a su vez estimulará a las células que la rodean.

### **1.3.- Actividad eléctrica del corazón**

El corazón está constituido por tejido muscular organizado en cuatro cámaras con cuatro válvulas de un sentido para separar las cámaras y los vasos sanguíneos que sacan la sangre de él. Las válvulas permiten el desarrollo de diferentes presiones dentro del corazón que ayudan a que la sangre sea bombeada.

Las dos cámaras superiores del corazón se llaman aurículas o atrios, las cuales reciben sangre de los pulmones (a la aurícula izquierda) ó del cuerpo (a la aurícula derecha); la función primordial de las aurículas es maximizar el llenado de los ventrículos (que son las cámaras inferiores) con sangre, para que luego ésta sea expulsada fuera del corazón. El ventrículo derecho envía la sangre a los pulmones para que éste se oxigene, mientras que el ventrículo izquierdo envía la sangre oxigenada al cuerpo a través de la arteria aorta.

Para que funcione eficientemente la acción bombeadora del corazón, debe existir una coordinación apropiada. Grupos especializados de

células cardíacas que generan y conducen impulsos eléctricos son los que efectúan esta coordinación

La actividad eléctrica del corazón normal comienza con un voltaje generado en forma espontánea por un grupo de células excitables localizadas en la parte superior del atrio derecho; este grupo es llamado "nodo Sino-atrial", frecuentemente conocido como "nodo S-A".

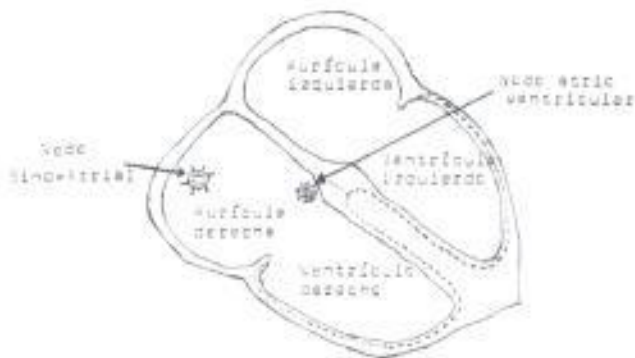
La figura 1.4 permite visualizar la ubicación de este nodo y los demás componentes del sistema de conducción eléctrica en el corazón.

El impulso eléctrico, generado en frecuencias que van desde 60 hasta 100 latidos por minuto (bpm) en un corazón normal en reposo, se disemina a través de las aurículas y produce la contracción de la musculatura atrial y por consiguiente el bombeo de sangre hacia los ventrículos.

El impulso eléctrico alcanza otro grupo de células especializadas, conocido como "nodo Atrio-ventricular" y llamado frecuentemente "nodo A-V", el cual produce un ligero retardo de la señal eléctrica. Este retardo es esencial para permitir que los ventrículos se llenen completamente con sangre que viene de las aurículas antes de contraerse para bombearla fuera del corazón.

El nodo A-V permite con este retardo que la contracción auricular ocurra antes de la ventricular, ya que el evento mecánico de la contracción de la musculatura atrial es más lento que la conducción eléctrica.

Después el impulso eléctrico pasa a los ventrículos a través de un camino especial llamado "Haz de His", y es finalmente dispersado en la musculatura ventricular mediante las "fibras de Purkinje", produciéndose de esta manera la contracción de los ventrículos y por consiguiente el bombeo de sangre hacia el cuerpo y los pulmones.



**Figura 1.4 : Ilustración del sistema de conducción**

## CAPITULO 2

### ELECTROCARDIOGRAFIA

Como ya lo mencionamos anteriormente el corazón es un músculo que tiene el papel de una bomba en el sistema circulatorio. Las contracciones y dilataciones o relajaciones sucesivas de las aurículas(atríos) y de los ventrículos se hacen a la frecuencia de unas sesenta a ochenta pulsaciones por minuto.

Esta actividad es la que origina las corrientes que corresponden a la despolarización y repolarización del músculo cardíaco. Por medio de los electrodos y un amplificador (máquina ECG), se puede registrar las modificaciones de la corriente de acción en forma de una curva característica: el "Electrocardiograma"

La máquina ECG obtiene una señal eléctrica que está relacionada con la actividad eléctrica del corazón. La corriente eléctrica acompañada de las contracciones del músculo produce un campo eléctrico variante en el tiempo, el cual resulta en potenciales sobre la piel.

Los electrodos sobre la piel recogen estos potenciales para la entrada de la máquina ECG.

## 2.1.- Electrodo

Cuando se trabaja con circuitos eléctricos y se necesita medir la diferencia de potencial entre dos puntos de los mismos, el procedimiento habitual es colocar las puntas de prueba entre los puntos a medir. Cuando se trata de efectuar mediciones de parámetros electrofisiológicos, esta técnica tan simple no puede ser empleada.

Para la realización de este tipo de mediciones, se debe tener en cuenta que los puntos sobre los cuales debemos efectuar las mediciones no son ya conductores metálicos sino que se trata de tejidos vivos, los cuales presentan la característica de ser conductores iónicos.

Un ión positivo es un elemento o compuesto cualquiera que se ha hecho electropositivo por la cesión de uno o más electrones a una estructura dada. Un ión negativo es un elemento o compuesto cualquiera que se ha hecho electronegativo por aceptación de uno o más electrones de una estructura dada.



Un ejemplo para ambos casos es el electrodo. Si ambos electrodos se unen por conductores y un galvanómetro, los electrones sobrantes en uno de ellos viajarán hacia el otro a fin de compensar sus cargas. El galvanómetro en serie registrará la intensidad y las características temporales de la corriente que se ha establecido.

Como ya hemos mencionado anteriormente, dentro del cuerpo humano se generan potenciales eléctricos por mecanismos totalmente diferentes a los que estamos acostumbrados a ver en electrónica.

Al querer efectuar una medición de esos potenciales se debe recurrir al auxilio de instrumentos electrónicos, por lo que se presenta la necesidad de tomar los potenciales tisulares a fin de que puedan ser detectados por el instrumento.

El dispositivo que se usa para recoger tales potenciales es conocido con el nombre de electrodo, el que puede tener diversas formas y tamaños, debiendo presentar ciertas características adecuadas

### **Tipos de electrodos**

Existen tres tipos de electrodos para fines de diagnóstico: a) de superficie; b) intratisulares; c) intracelulares.

Dentro de cada uno de estos tipos existen muchas variedades.

En nuestro sistema hemos utilizado electrodos de superficie por lo que nos limitaremos hacer una breve explicación sólo de éstos.

Los electrodos de superficie pueden ser de dos clases: capacitivos y de contacto directo.

Los más comúnmente usados son los segundos. Estos son utilizados en ECG, VCG(vectocardiografía), ERG (electrorretinografía) y GSR (respuesta galvánica de la piel). Son usados en menor medida en EMG (electromiografía).

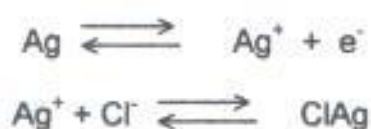
Existen las siguientes variedades: planos, de succión, multipuntuales, suspendidos, miniatura, radiotransparentes, de interfase anhidra y finalmente intracavitarios.

Para cumplir nuestros objetivos utilizamos los electrodos planos. Estos son los más requeridos. Pueden ser rectangulares, cuadrados o circulares. Su superficie varía entre  $20 \text{ cm}^2$  para ECG y  $5 \text{ mm}^2$  para EEG. Al hablar de superficie nos referimos a la que aparenta tener macroscópicamente ya que su superficie efectiva puede llegar a ser

hasta 8 veces más grande gracias a tratamientos especiales que ocasionan una porosidad a la cara de contacto

Hay que recalcar que los electrodos no son simples contactos metálicos sino que son dispositivos que acoplan corrientes y voltajes iónicos en corrientes y voltajes electrónicos, son como una interfase, esta conversión se realiza por una reacción química en la superficie del electrodo.

La reacción química se la hace con metales nobles como oro, platino o plata. Normalmente lo que se utiliza es la plata (Ag) y ésta se le hace un baño de cloruro de plata (ClAg). Se producen las siguientes reacciones:



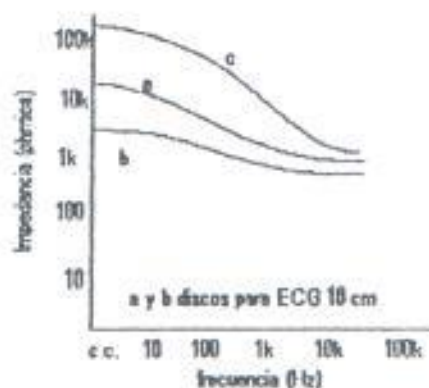
### Modelo del electrodo

La impedancia de contacto para los electrodos más grandes, a 100 Hz es de alrededor de 6 K $\Omega$  promedio; a 1000 Hz es de unos 200  $\Omega$ . La resistencia a la corriente continua a baja intensidad (menos de 20 mA) medida entre los electrodos es de aproximadamente 10 K $\Omega$ .

Para los electrodos más pequeños la impedancia de contacto a 10 Hz es de unos 10 K $\Omega$  (promedio); a 1000 Hz de unos 500  $\Omega$ .

La resistencia a la corriente continua medida a 10 mA entre un par de electrodos es de unos 15 K $\Omega$ . Todos estos valores son mucho menores si se emplea pasta de acople.

En la siguiente figura se muestra una curva de impedancia para electrodos comunes de ECG obtenida inyectando corriente de un oscilador de corriente constante a través de dos electrodos (incluyendo los tejidos del paciente).

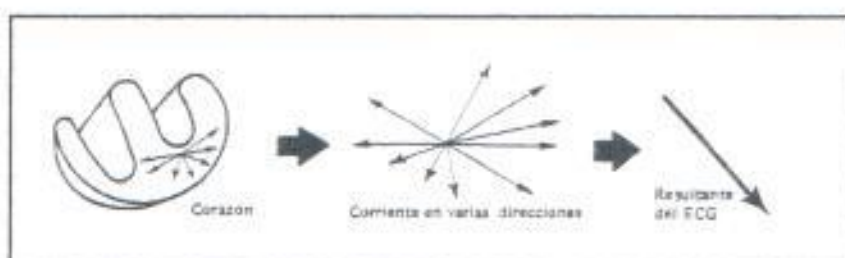


**Figura 2.1: Curvas de impedancia vs frecuencia para pares de electrodos colocados sobre la piel. (a) sin pasta de acople; (b) con pasta de acople**

## 2.2 Sistema de derivaciones

**Derivaciones del plano frontal.-** El corazón genera un campo eléctrico el cual puede ser representado matemáticamente por un vector teniendo una magnitud y dirección. Los cardiólogos tienen una forma estandarizada de visualizar el campo eléctrico.

Existe un método que está basado en el trabajo del fisiologista Willem Einthoven, quien fue el primero en desarrollar el concepto de vector como se muestra en la figura 2.2.



**Figura 2.2: Representación del campo generado mediante un vector**

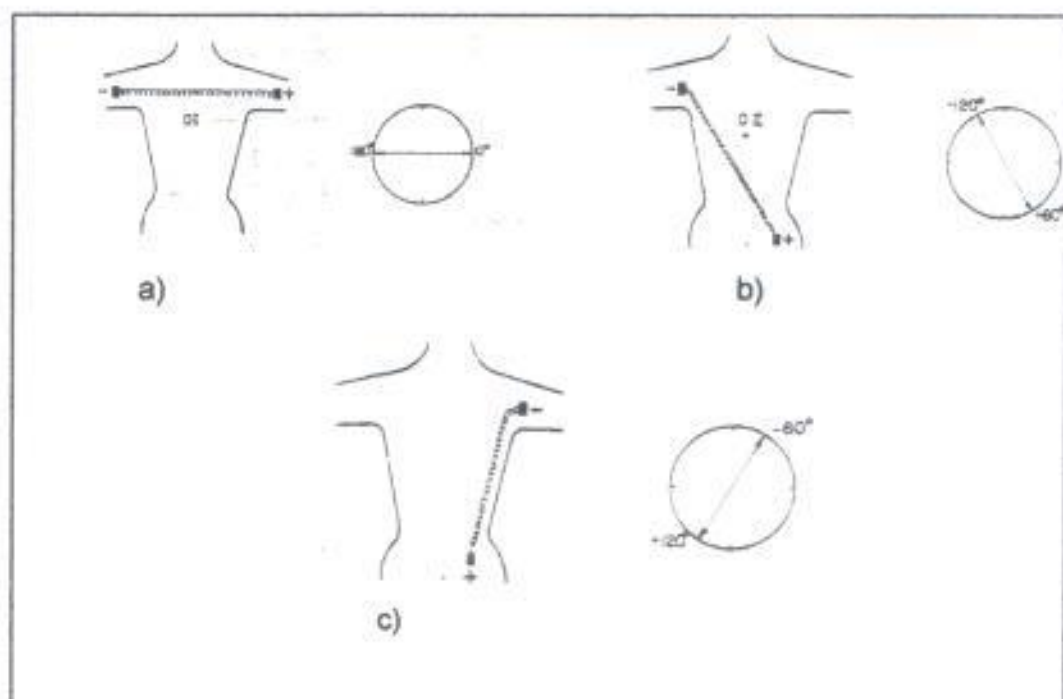
Con la medición de las diferencias de potenciales entre los brazos y entre cada brazo y la pierna izquierda (Ejemplo: a lo largo de cada lado del triángulo de Einthoven, formado por los puntos LA, RA y LL, ver figura), se puede reconstruir la magnitud y dirección del vector cardíaco. Las medidas de potenciales a lo largo del triángulo de Einthoven son

conocidos como *derivaciones periféricas normalizadas* ( derivaciones de miembro bipolar ) y son referidas comúnmente como:

Derivación I: Diferencia de potencial entre el brazo izquierdo y el brazo derecho.

Derivación II: Diferencia de potencial entre pierna izquierda y brazo derecho.

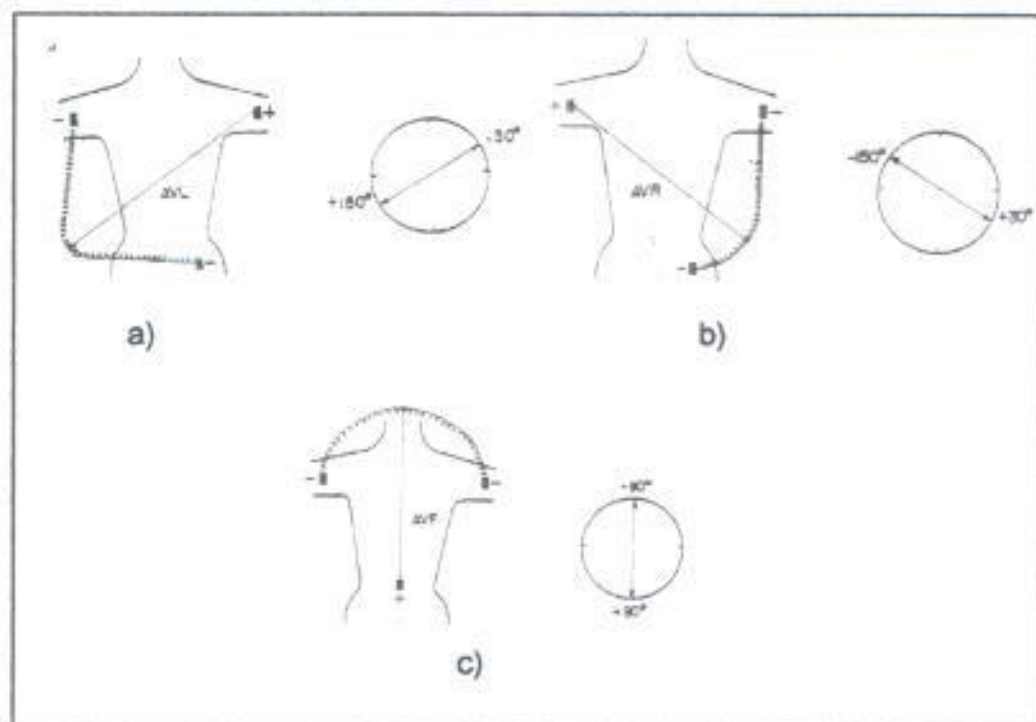
Derivación III: Diferencia de potencial entre pierna izquierda y brazo derecho.



**Figura 2.3: Derivaciones Bipolares: a) Derivación I;**

**b) Derivación II; c) Derivación III**

Otro grupo de medidas, conocidas como **derivaciones de miembro unipolar aumentada**, miden el potencial de un vértice del triángulo de Einthoven con respecto al promedio de los otros dos, como se muestra en la figura

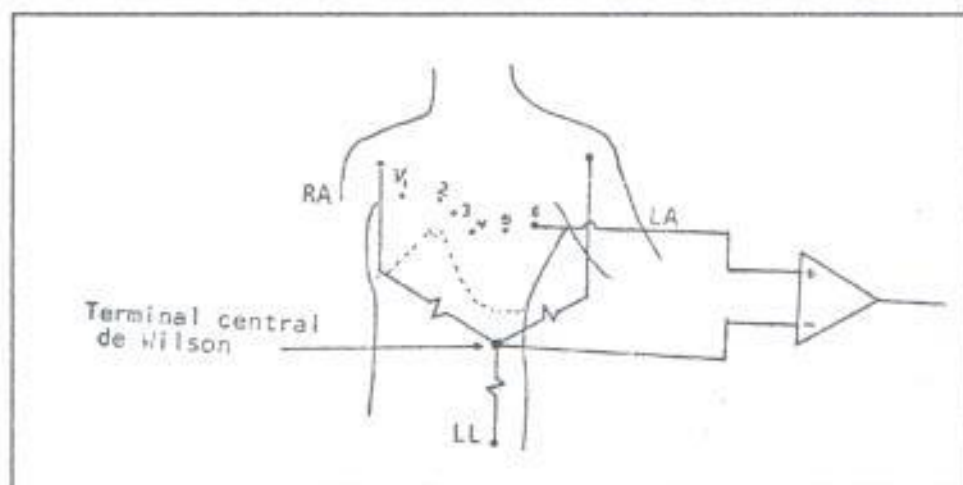


**Figura 2.4: Derivaciones unipolares: a) Vector aumentado izquierdo (AVL); b) Vector aumentado derecho (AVR); c) Vector aumentado del pie (AVF)**

**Derivaciones del plano transversal** .- Las derivaciones que se han descrito hasta aquí solamente examinan el vector cardíaco en el plano

frontal, el plano que es paralelo al corazón cuando este está acostado. Seis medidas más denominadas **derivaciones precordiales** (**derivaciones V**), examinan el vector cardíaco en el plano transverso, el plano que corta al pecho del paciente

La figura 2.5 muestra las posiciones de los electrodos para las derivaciones V. Un terminal central de Wilson está formado por el promedio de RA, LA, LL juntos. El otro terminal denominado chest varía de posición según la derivación que se desea obtener.



**Figura 2.5: Posición de los electrodos para las derivaciones precordiales**

Según la posición del chest las derivaciones toman los siguientes nombres:



V1: El chest se ubica en el cuarto espacio intercostal derecho pegado al esternón.

V2: El chest se ubica en el cuarto espacio intercostal izquierdo pegado al esternón.

V3: Punto medio entre V2 y V4.

V4: Se coloca el chest en el quinto espacio intercostal izquierdo siguiendo la línea clavicular.

V5: Se lo coloca en el quinto espacio intercostal izquierdo siguiendo la línea axilar anterior.

V6: Se lo coloca en el quinto espacio intercostal izquierdo siguiendo la línea axilar media.

La referencia del tipo de medición con la referencia del instrumento que está captando las señales deben ser iguales.

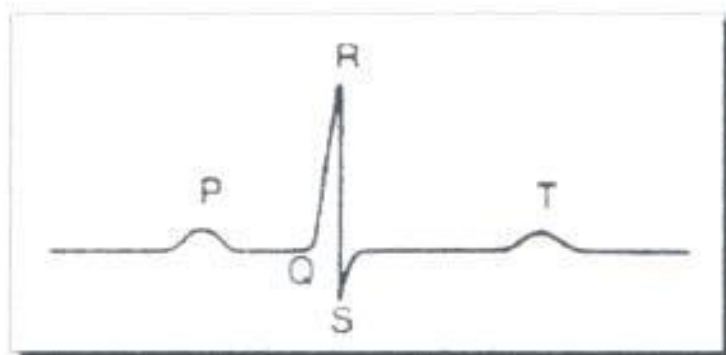
Se ha escogido la pierna derecha (RL ) como referencia puesto que es el punto más alejado del corazón.

### **2.3 El electrocardiograma**

El electrocardiograma (ECG) es un registro gráfico que indica los potenciales eléctricos producidos en asociación con el latido cardiaco. El músculo del corazón es el único entre los músculos del cuerpo que

posee la propiedad de contraerse en forma automática y rítmica. La figura 2.6 muestra una señal de ECG típica, el sistema de conducción eléctrico del corazón inicia un impulso eléctrico en el nodo S-A (Sino-atrial) localizado en la aurícula. Una onda de excitación se propaga sobre las aurículas produciéndose la onda P y causando la contracción de las aurículas. La excitación se retarda en el nodo A-V( atrio-ventricular), resultando el intervalo P-R. Luego la onda de excitación avanza sobre los ventrículos causando que ellos se contraigan produciéndose el complejo QRS, la onda T produce la recuperación de los ventrículos (repolarización ).

Cuando el nodo S-A produce todos estos eventos entonces existe un ritmo sinusal. Los ritmos anormales son llamados arritmias y su detección es importante para el diagnóstico y tratamiento.



**Figura 2.6: Señal de ECG típica**

## 2.4.- Utilidad del electrocardiograma

Con los avances de la electrocardiografía, la precisión en el diagnóstico ha aumentado de manera importante. El electrocardiograma es de particular importancia en las siguientes condiciones clínicas:

- 1.- Hipertrofia auricular y ventricular.
- 2.- Infarto del miocardio: Las derivaciones unipolares de las extremidades, las derivaciones precordiales múltiples, han aumentado considerablemente la frecuencia de la precisión del diagnóstico.
- 3.- Arritmias: con el empleo de la electrocardiografía unipolar e intracardiaca no sólo se logran diagnósticos más exactos sino que dichas derivaciones han contribuido al mejor conocimiento del origen y la conducción de los ritmos anormales.
- 4.- Pericarditis.
- 5.- Enfermedades generales que afectan al corazón.
- 6.- Efecto de drogas usada en terapias cardiológicas.

7.- Desequilibrios en el metabolismo electrolítico, especialmente variaciones en las concentraciones de potasio.

## CAPITULO 3

### DESCRIPCION GENERAL DEL SISTEMA

#### 3.1 .- Diagrama de bloques del sistema " Electrocard Versión 1.0 "

En la figura 3.1 se muestra el diagrama de bloques general del sistema que hemos denominado " Electrocard Versión 1.0".

Básicamente consta de cinco etapas:

- Bloque de adquisición de datos que lo comprende: un amplificador de instrumentación, un filtro pasabanda, un filtro de muesca y amplificador sumador inversor.
- Bloque de conversión analógica-digital compuesta por: un convertidor analógico-digital (ADC0808), temporizador 555 y etapa de protección compuesta por un buffer.

- Bloque de control compuesto por la Unidad Central de Proceso (CPU) y su puerto paralelo.
- Bloque compuesto por los dispositivos de entrada/salida.
- Bloque que conforma el sistema de alimentación del voltaje compuesta por baterías de 9V y de un regulador de voltaje (7805)

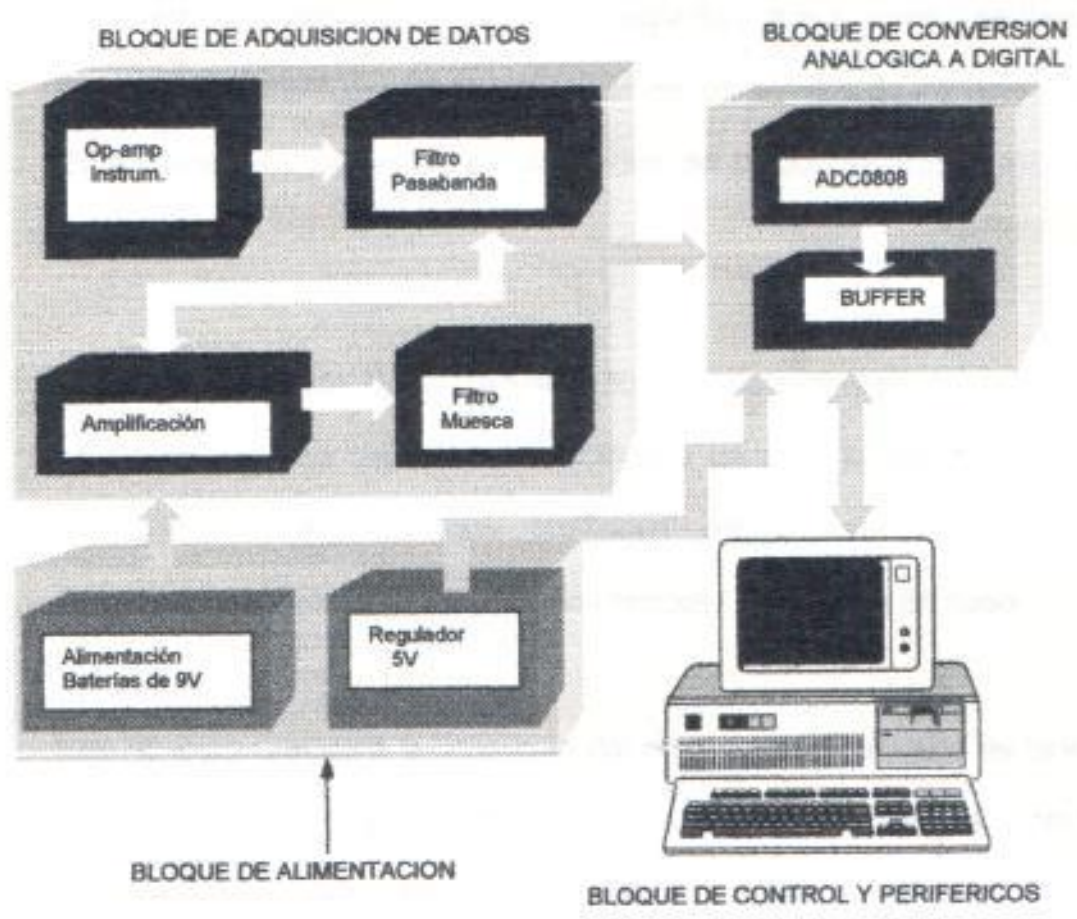


Figura 3.1: Diagrama de bloques general del sistema

### 3.2 Descripción general del funcionamiento.

Como ya indicamos en líneas anteriores el sistema consta básicamente de cinco etapas. A continuación describimos brevemente la función de cada una de ellas.

Los electrodos captan señales muy pequeñas que pueden perderse debido a las amplitudes mucho mayores de las señales de interferencia. Evitar estos inconvenientes es el objetivo del bloque de adquisición de datos.

Este bloque consta de un amplificador de instrumentación que está construido con dos seguidores de voltaje y un amplificador diferencial. Las pequeñas señales que provienen del corazón pueden ser amplificadas sin que sean amplificadas también las señales de ruido.

Esto se logra gracias a la propiedad del amplificador diferencial de tener muy baja ganancia en modo común ( el ruido es común a ambos terminales de entrada). Además se hace una primera amplificación de la señal.

Más adelante se explica con detalle el funcionamiento de este amplificador.

La señal obtenida se la hace pasar por un filtro pasabanda, lo que asegura que esté dentro de la banda que comprende (0.05 a 100) Hz. Estudios realizados demuestran que señales arriba de 100 Hz no son cardiológicas.

Además filtrando las frecuencias menores de 0.05 Hz eliminamos una diferencia de potencial ocasional entre los electrodos y la superficie de la piel que alcanza niveles de hasta 300 mV y que puede llegar a saturar los circuitos del amplificador.

Eliminando estas frecuencias aseguramos una alta ganancia de la señal ECG. También son reducidos los voltajes generados por la actividad muscular los cuales caen en el rango de 30 a 2000 Hz.

El filtro pasabanda además realiza una segunda amplificación con lo que obtenemos una señal que tiene una amplitud de aproximadamente 0.5 Vp con picos positivos y negativos, pero lo que nosotros necesitamos es una señal arriba de 3Vpp y que sea positiva.

Esto se logra con un amplificador sumador inversor. Sumamos un voltaje DC de manera obtenemos una señal positiva que cae en el rango de 0 a 5 V lo que le permite al convertidor analógico- digital realizar su trabajo.



La señal pasa luego por un filtro muesca de 60 Hz, puesto que es a esta frecuencia donde se produce la mayor fuente de ruido proveniente generalmente de las líneas de poder en las paredes, piso y tumbado. Aquí la señal se invierte debido al diseño del filtro

El segundo bloque realiza la conversión analógica- digital. Convierte esta señal analógica de una rango de 0 a 5 voltios en una señal digital de 8 bits.

Esta etapa es necesaria puesto que toda la información obtenida en esta señal de voltaje será analizada y procesada por el microprocesador de un computador.

El tercer bloque lo hemos denominado sistema controlador. Realmente el control lo hace el computador a través de su puerto paralelo. El puerto emite señales de control (por medio de los pines de salida) y a la vez sensa ( pines de entrada) para controlar todas las operaciones del convertidor.

El cuarto bloque se lo hemos asignado a los dispositivos de entrada/salida los cuales realizan la función de interfase con el usuario.

El quinto bloque corresponde a la alimentación de voltaje para todos los dispositivos que así lo requieren. Para polarizar los op-amps utilizamos baterías de 9V y para el convertidor utilizamos 5V que lo obtenemos de un regulador de voltaje (7805).

## CAPITULO 4

### Descripción detallada de cada bloque del sistema

#### 4.1 Descripción del bloque de adquisición de datos

El bloque de adquisición de datos consta de: amplificador de instrumentación , filtro pasabanda, amplificador inversor y un filtro muesca.

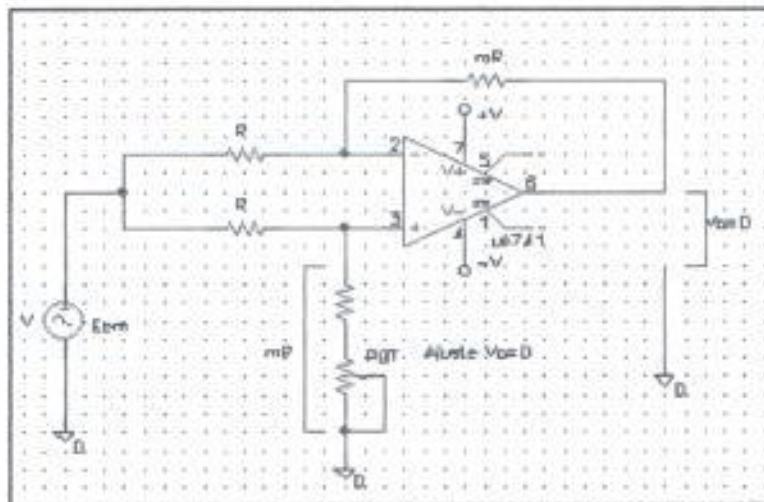
##### 4.1.1 Amplificador de instrumentación

El amplificador más útil para medición, instrumentación o control es el amplificador de instrumentación. Está diseñado con tres amplificadores operacionales y resistencias de precisión, que hacen el circuito en extremo estable y útil cuando es importante la exactitud.

Básicamente consta de dos etapas: un amplificador diferencial y un amplificador aislado.

La etapa diferencial puede medir y también amplificar pequeñas señales que quedan ocultas en señales mucho más intensas.

Para entender mejor el funcionamiento veamos como opera y cual es la finalidad de utilizar un amplificador diferencial básico como el que se muestra en la figura 4.1



**Figura 4.1: Amplificador diferencial básico**

La salida del amplificador diferencial debe ser cero cuando se aplica el mismo voltaje a ambas entradas. Esto lo logramos cableando las dos entradas juntas y luego conectándolas a la fuente de voltaje.

Conectado de ese modo el voltaje de entrada se denomina **voltaje de entrada en modo común  $E_{cm}$** .

Lo que queremos verificar es que  $V_o$  sea cero, esto lo logramos si las relaciones de resistencias son iguales ( $mR$  a  $R$  para la ganancia del amplificador inversor es igual a  $mR$  a  $R$  del circuito divisor de voltaje).

Estas relaciones de resistencias se igualan mediante la instalación de un potenciómetro en serie con una resistencia, como se muestra en la figura 4.1

El potenciómetro se ajusta hasta que  $V_o$  se reduce a un valor despreciable. Esto causa que la ganancia de voltaje en modo común  $V_o/E_{cm}$  se aproxime a 0. Esta es la característica de un amplificador diferencial que permite que una señal débil se capte extrayéndola de una señal de ruido más intensa.

Es posible arreglar el circuito de modo que la señal más intensa no deseada, sea el voltaje de entrada en modo común y la pequeña señal el voltaje de entrada diferencial. Entonces el voltaje de salida del amplificador diferencial contendrá sólo una versión amplificada del voltaje diferencial de entrada.

Como ya hemos mencionado, abundan voltajes y corrientes de ruido que provienen de varias fuentes y generalmente no es posible identificarlas.

Sin embargo este amplificador diferencial básico tiene dos grandes desventajas: tiene baja resistencia de entrada y el cambio de ganancia es difícil porque las relaciones entre las resistencias deben igualarse estrechamente.

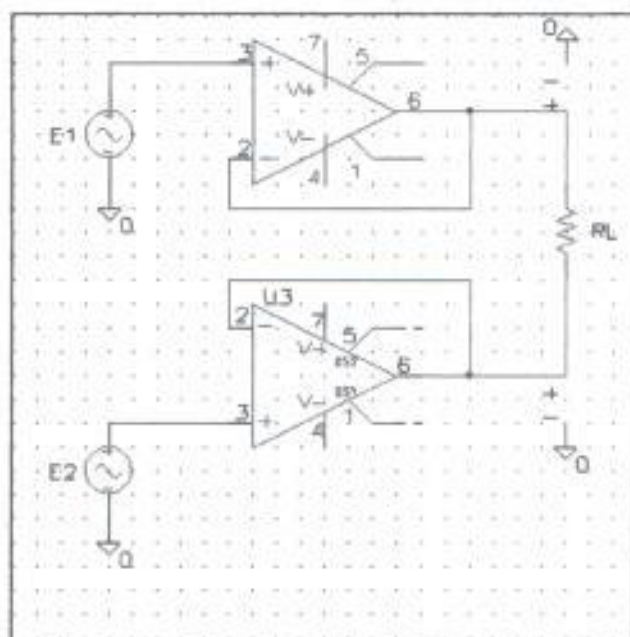
La primera desventaja se elimina al aislar las entradas con seguidores de voltaje. Esto se realiza con dos amplificadores operacionales conectados como seguidores de voltaje como se muestra en la figura 4.2.

La salida del amplificador A1 con respecto a tierra es E1, y la salida del amplificador operacional A2 con respecto a tierra es E2.

El voltaje diferencial de salida  $V_o$  se desarrolla a través de la resistencia de carga RL.  $V_o$  es igual a la diferencia entre E1 y E2 ( $V_o = E1 - E2$ ). Como se observa ningún extremo de RL está conectado a tierra y  $V_o$  se mide sólo a través de RL.

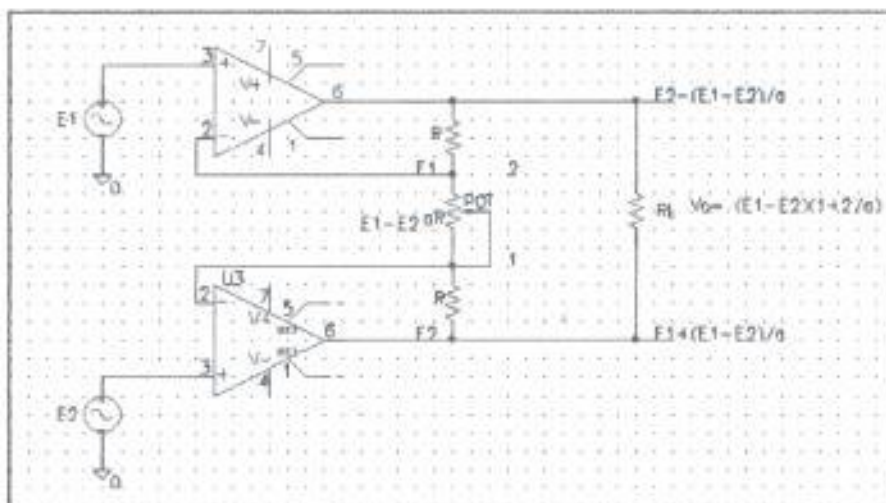
La segunda desventaja del amplificador diferencial básico es la falta de ganancia ajustable. Este problema se elimina al agregar tres

resistencias al amplificador aislador. El aislador resultante, amplificador de entrada diferencial y salida diferencial, con ganancia ajustable se muestra en la figura 4.3. La alta resistencia de entrada se mantiene con los seguidores de voltaje



**Figura 4.2 : Entrada diferencial aislada al amplificador de salida diferencial**

Ya que el voltaje diferencial de entrada de cada amplificador operacional es 0V, los voltajes en los puntos 1 y 2 (con respecto a tierra) son iguales a E1 y E2. Por tanto el voltaje a través de la resistencia aR es E1-E2. La resistencia aR puede ser fija o un potenciómetro que se utiliza para ajustar la ganancia.



**Figura 4.3 : Entrada diferencial aislada al amplificador de salida diferencial con ganancia ajustable**

La corriente a través de  $aR$  es

$$I = (E1-E2)/aR$$

Cuando  $E1$  es más grande que  $E2$  la dirección de  $I$  es como se muestra en la figura 4.3.  $I$  fluye a través de ambas resistencias designadas por  $R$ , y el voltaje a través de las tres resistencias establecen el valor de  $V_o$ .

En forma de ecuación,

$$V_o = (E1-E2) (1+2/a)$$

$$a = aR/R$$

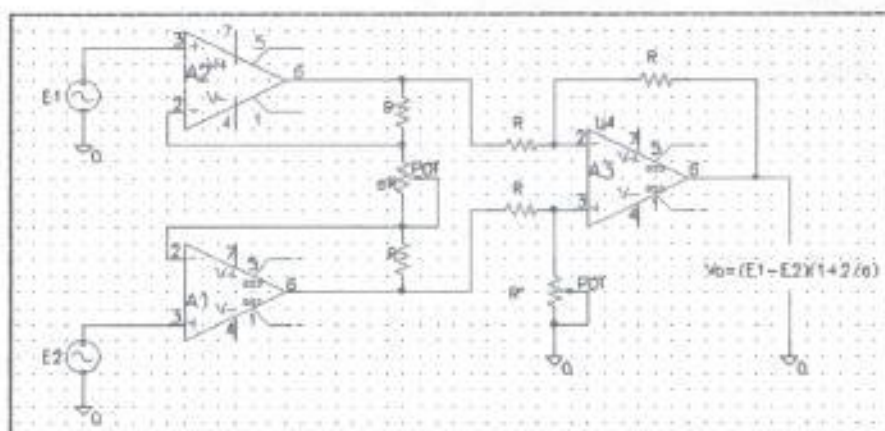


Con esto nos damos cuenta que para cambiar la ganancia del amplificador sólo se tiene que ajustar una resistencia única aR.

Sin embargo este amplificador diferencial tiene una desventaja, solamente puede conectarse a cargas flotantes. Para manejar cargas a tierra debe agregarse un circuito que convierta el voltaje diferencial de entrada en un voltaje de salida referido a tierra.

Dicho circuito es el amplificador diferencial básico. La configuración del circuito resultante, se denomina amplificador de instrumentación.

Finalmente el amplificador de instrumentación queda estructurado como lo muestra la figura 4.4



**Figura 4.4 : Amplificador de instrumentación**

El amplificador A3 y sus cuatro resistencias iguales R forman un amplificador diferencial con una ganancia unitaria. Sólo las resistencias de A3 tienen que igualarse. La resistencia marcada con prima, R', puede hacerse variable, para balancear eliminando cualquier voltaje en modo común. Sólo una resistencia aR, se usa para establecer la ganancia de acuerdo con la ecuación:

$$V_o/(E_1-E_2) = 1 + 2/a$$

Donde  $a = aR/R$

E1 se aplica a la entrada (+) y E2 a la entrada (-). Vo es proporcional a la diferencia entre los voltajes de entrada.

Haciendo un análisis de las características del amplificador de instrumentación nos damos cuenta que es el apropiado para captar las actividades eléctricas del corazón latido a latido por las siguientes razones:

- La ganancia de voltaje( que debe ser grande para nuestro caso) desde la entrada diferencial (E1-E2) a la salida de extremo único, se establece con una resistencia.

- La resistencia de entrada de ambas entradas es muy alta y no cambia al variar la ganancia. Lo que en nuestro caso lo hace en extremo confiable debido que al existir fuentes de voltaje que alimentan al circuito pueden existir corrientes que puedan ingresar a nuestro cuerpo. Al utilizar los seguidores de voltaje estamos asegurando una alta impedancia de entrada, lo que aísla las etapas del circuito.
- El voltaje de salida no depende del voltaje común a E1 y a E2 (voltaje en modo común), sólo en su diferencia. Esta característica es la más importante para nuestro sistema puesto que el voltaje obtenido en un ECG debe ser un diferencial entre dos puntos del cuerpo. Por ejemplo en la derivación DII lo que se amplifica es la diferencia de voltaje entre el brazo derecho (RA) y la pierna izquierda (LL). Además al no depender del voltaje común E1 y a E2 nos está asegurando que los voltajes y las corrientes no deseadas no sean amplificadas. Dado que en forma inevitable existen voltajes y corrientes de ruido sin esta característica sería imposible nuestro propósito, debido a que la diferencia de voltajes en dos puntos de la piel debido los latidos del corazón es menor a 1 mV, en tanto que los voltajes de ruido del cuerpo puede ser de varios décimos de voltios o más. De modo no se podría realizar hacer una medición de

ECG con un amplificador de entrada única. El amplificador de instrumentación distingue entre el voltaje diferencial y el voltaje en modo común y amplifica sólo la entrada diferencial.

#### 4.1.2 Construcción del filtro pasa-banda

Un filtro pasabanda es un selector de frecuencia. Permite seleccionar o pasar una únicamente banda particular de frecuencias de entre otras que pueden estar presentes en el circuito. En la figura 4.5 se muestra su respuesta normalizada en frecuencia.

Este tipo de filtro posee una ganancia máxima a una frecuencia resonante  $f_r$ . Hay una frecuencia por debajo de  $f_r$  en la que la ganancia cae 0.707. Es la frecuencia inferior de corte,  $f_L$ . En la frecuencia de corte mayor,  $f_H$ , la ganancia también es igual a 0.707 .

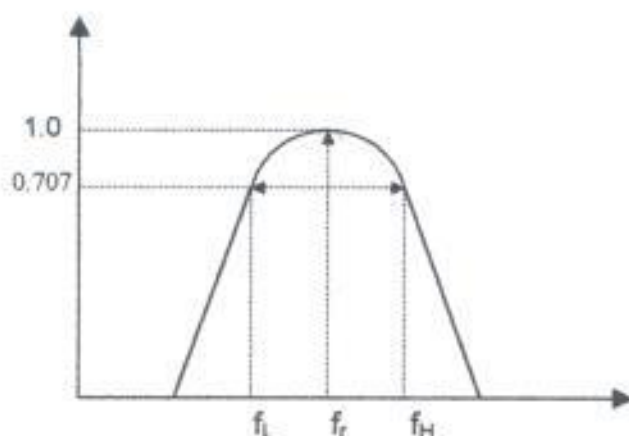
El intervalo de frecuencias entre  $f_L$  y  $f_H$  recibe el nombre de ancho de banda B ó bien

$$B = f_H - f_L$$

El ancho de banda no está exactamente centrado en la frecuencia de resonancia. Cuando se conoce los valores de  $f_L$  y  $f_H$  , la

frecuencia de resonancia se puede obtener a partir

$$f_r = (f_L \cdot f_H)^{1/2}$$



**Figura 4.5 : Filtro pasa-banda . La banda de frecuencias transmitidas queda entre  $f_L$  y  $f_H$ .**

El intervalo de frecuencias entre  $f_L$  y  $f_H$  recibe el nombre de ancho de banda B ó bien

$$B = f_H - f_L$$

El ancho de banda no está exactamente centrado en la frecuencia de resonancia. Cuando se conoce los valores de  $f_L$  y  $f_H$ , la frecuencia de resonancia se puede obtener a partir de

$$f_r = (f_L \cdot f_H)^{1/2}$$

Si se conoce la frecuencia de resonancia,  $f_r$  y el ancho de banda B, es posible calcular las frecuencias de corte mediante

$$f_L = (B^2/4 + f_r^2)^{1/2} - B/2$$

$$f_H = f_L + B$$

Como ya mencionamos en párrafos anteriores debemos asegurar que nuestra señal se encuentre en la banda de (0.05 a 100 ) Hz para lo cual se diseñó el siguiente filtro pasabanda:

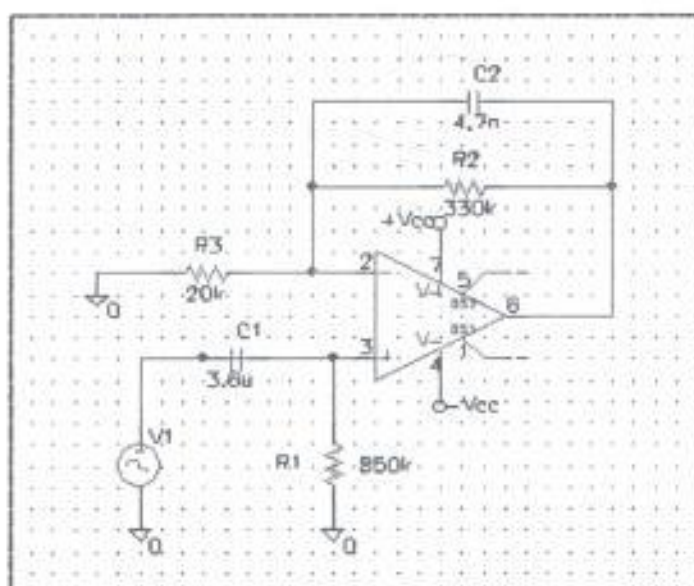


Figura 4.6 : Filtro pasabanda utilizado para el proyecto.

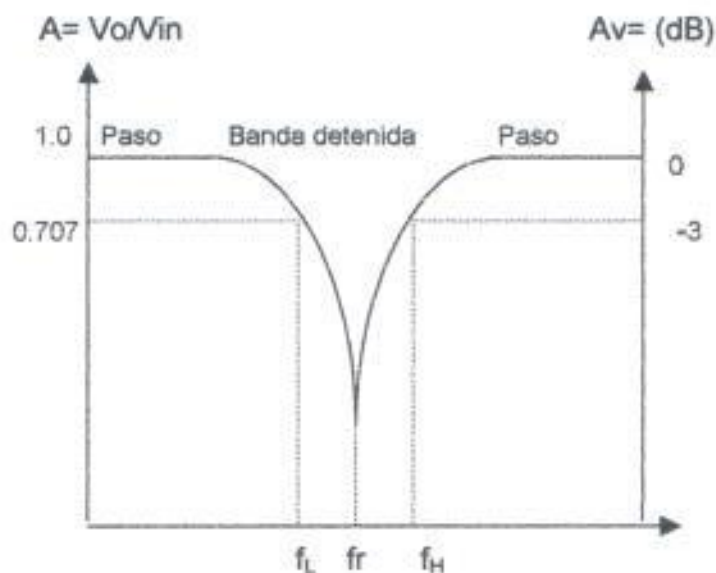
La banda comprende (0.05 a 102) Hz

#### 4.1.3 Construcción del filtro muesca

El filtro de muesca es llamado así por la forma peculiar de su curva de respuesta en frecuencia, como se observa en la figura 4.7. Las frecuencias indeseables quedan atenuadas en la detención B.

Las frecuencias deseadas son transmitidas en la pasabanda que está a ambos lados de la muesca.

Casi siempre, los filtros de muesca tienen una ganancia unitaria en la pasabanda de 0 dB



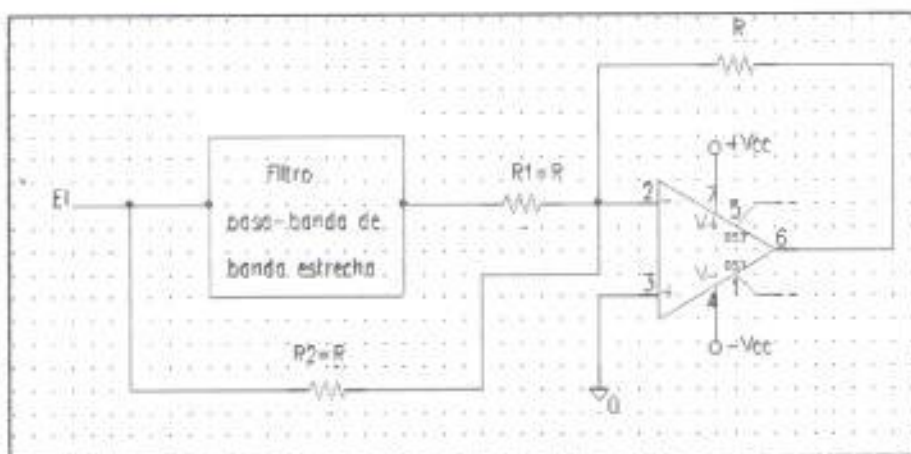
**Figura 4.7: Un filtro muesca transmite las frecuencias en la banda pasante y rechaza las frecuencias indeseables en la banda de detención**

Como se indica en la figura 4.8, para construir un filtro de muesca, a la señal original se le resta la salida de un filtro pasabanda. Para las frecuencias del filtro de muesca en la pasabanda, la salida de la sección del filtro pasabanda se aproxima a cero. Por tanto, la entrada  $E_i$  se transmite a través de la resistencia  $R_1$  de entrada al sumador

que lleva el voltaje  $V_o$  a un valor igual a  $-E_i$ . Así,  $V_o = -E_i$  en los pasabanda inferior y superior del filtro de muesca.

Supongamos que la frecuencia de  $E_i$  se ajusta a la frecuencia de resonancia  $f_r$  del filtro pasabanda de banda angosta, siendo  $f_r$  la frecuencia de la muesca.  $E_i$  saldrá del pasabanda como  $-E_i$  y luego será invertido por  $R_1$  y  $R$  para llevar  $V_o$  hasta  $+E_i$ . Sin embargo,  $E_i$  se transmite a través de  $R_2$  para llevar  $V_o$  hasta  $-E_i$ .

Así pues,  $V_o$  responde a las dos entradas del sumador y se convierte en  $V_o = E_i - E_i = 0V$  a  $f_r$



**Figura 4.8: Un filtro de muesca se construye con un circuito que resta a la señal original la salida del filtro pasa-banda original**



En la práctica,  $V_o$  se aproxima a cero solamente a  $f_r$ . La profundidad de la muesca depende de que tan iguales sean las resistencias y capacitores en el filtro pasabanda y también del ajuste fino de la resistencia  $R_1$  en la entrada inversora del sumador

### **Filtro de muesca de 60 Hz**

Siendo nuestro sistema una aplicación en la que amplificamos señales de bajo nivel, es bastante probable que existan una o más señales de ruido indeseables. Ejemplo de ello son las frecuencias de 60 Hz provenientes de las líneas de potencia.

Si las señales y la componente de ruido de cierta frecuencia pasan por un filtro de muesca, saldrán de éste únicamente las señales deseadas. La frecuencia del ruido se suprime con la muesca.

En nuestro caso debimos construir un filtro de muesca con una frecuencia de resonancia de  $f_r$  de 60 Hz. Seleccionamos una banda de detención de 48 Hz.

La ganancia del filtro de muesca en la pasabanda será la unidad (0 dB), de modo que las señales deseadas se transmiten sin atenuación.

Establecemos la siguiente relación:

$$Q = f_r / B$$

Q es el factor de calidad y se define como la relación entre la frecuencia de resonancia y el ancho de banda . Es una medida de la selectividad del filtro pasabanda. Un Q alto indica que el filtro selecciona una banda de frecuencias más pequeña ( es más selectivo).

- Entonces:

$$Q = 60 / 48$$

$$Q = 1.24$$

Dado que el Q es mayor que la unidad debemos esperar dos cosas: que la muesca y el filtro pasabanda tendrán bandas angostas con curvas de respuesta en frecuencia muy pronunciadas y que el ancho de banda se centre esencialmente en la frecuencia de resonancia.

De esta manera el filtro transmitirá todas las frecuencias de 0 a  $(60 - 24) = 36$  Hz y también todas las frecuencias mayores que  $(60 + 24) = 84$  Hz. El filtro de muesca detendrá todas las frecuencias comprendidas entre 36 y 84 Hz.

Haciendo uso de la ecuación  $R_1 = 0.1591/(BC)$  habiendo escogido  $C = 0.33\mu\text{F}$  calculamos  $R_1$  del filtro pasabanda. El valor obtenido fue  $R_1 = 10\text{K}$

Con este valor calculamos ahora  $R_2$  que viene dado por  $R_2 = R_1 / (2Q^2 - 1)$ . Obteniendo  $R_2 = 4.81\text{K}$

Finalmente calculamos  $R_3$ , dado por  $R_3 = 2 R_1$ .  $R_3 = 20\text{K}$

Para la siguiente etapa dado que sólo invertimos la fase y no hacemos ninguna amplificación podemos utilizar resistencias iguales.

En nuestro caso utilizamos  $R_4 = R_5 = R_6 = 33\text{K}$

El filtro finalmente quedó diseñado como se muestra en la figura 4.9.

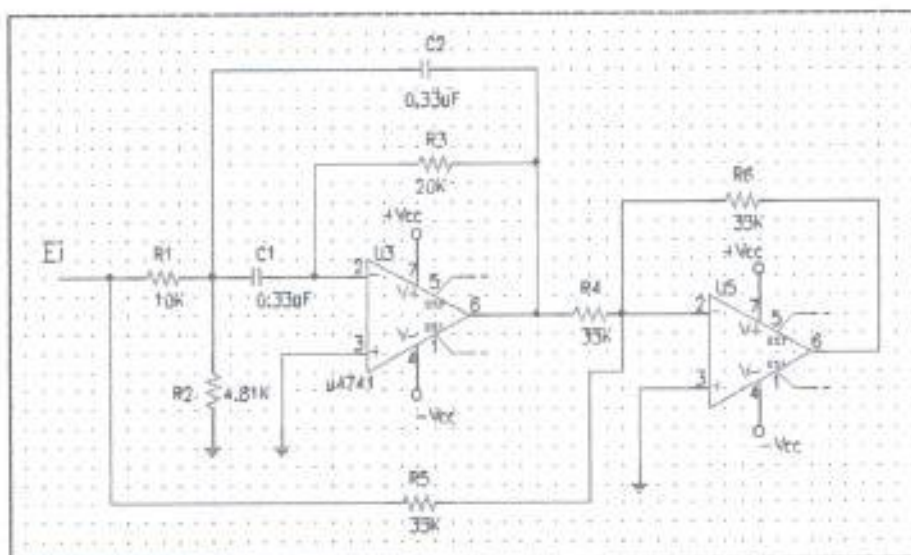


Figura 4.9: Filtro muesca de 60 Hz utilizado en el sistema

Debemos mencionar que la ganancia del circuito en este bloque de adquisición de datos está dada por la multiplicación de las ganancias de cada una de las etapas de las que está compuesto. Para la primera etapa que corresponde al amplificador de instrumentación se obtiene una ganancia de 34.32 veces.

El filtro pasabanda proporciona una ganancia de 34 veces. Por último la etapa amplificadora inversora proporciona una ganancia de 4 veces. Entonces la ganancia total del circuito viene dada por

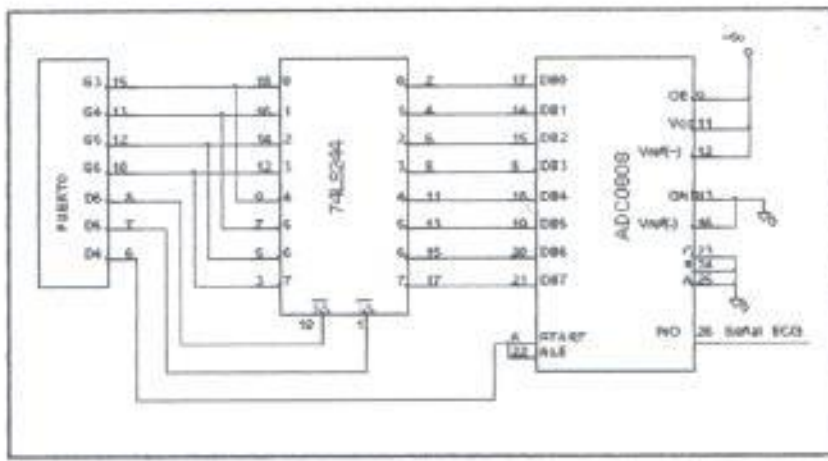
$$(34.32) \cdot (34) \cdot (4) = 4667 \text{ veces.}$$

#### **4.2 Descripción del bloque de conversión analógica a digital**

Como ya lo mencionamos anteriormente este bloque consta de tres dispositivos: el convertidor analógico-digital (ADC0808), el buffer de protección (74LS244) y el temporizador (NE555B).

La finalidad de este bloque es poder convertir la señal analógica que obtenemos del bloque de adquisición de datos en una señal digital de 8 bits que es enviada al puerto paralelo de un PC para que pueda ser interpretada por éste.

Las conexiones de este bloque están dispuestas de la siguiente manera:



**Figura 4.10: Bloque de conversión analógica a digital**

El ADC0808 es un elemento que puede convertir hasta 8 señales analógicas en señales digitales es por este motivo que posee 3 pines de direccionamiento (Adress) para escoger cualquiera de dichas señales. En nuestro caso solo vamos a convertir una sola señal analógica que es la derivación DII del corazón, por lo tanto utilizamos únicamente la primera entrada conectando a tierra los 3 pines de direccionamiento.

Como ya mencionamos anteriormente el ADC0808 necesita que la señal analógica sea positiva puesto que no trabaja con valores negativos.

Su funcionamiento es controlado por el software de aplicación pues es el encargado de enviarle un pulso a la señal de start para que este

comience a convertir.

Una vez hecha la conversión se debe habilitar las salidas para que éstas pasen e ingresen al puerto paralelo. Esto se logra enviando un pulso al pin 9 (OE, output enable).

En nuestro caso hemos creído conveniente que este pin se mantenga en alto durante todo el proceso para evitar errores de sincronización.

También hay que indicar que los 8 bits que llevan la información de la señal analógica son ingresados al puerto paralelo a través de sus señales de estado (S0, S1, S2, S3).

Dado que son sólo 4 pines para los 8 bits (1 byte) que llevan la información, se los ingresa de 4 en 4 y posteriormente se los junta para formar nuevamente el byte.

Para realizar esta operación se necesita de un elemento que pueda conmutar, es por esta razón que utilizamos el buffer que además sirve de protección para el puerto paralelo ante cualquier corto circuito.

La conmutación y el formar nuevamente el byte se lo realiza por software.

### 4.3 Descripción del bloque controlador

El bloque controlador lo conforman el tercer y cuarto bloque del sistema "Electrocard V1.0". Lo componen el CPU con su puerto paralelo y los dispositivos periféricos.

El CPU por medio del procesador es el que realiza todas las operaciones lógicas y aritméticas que el software genera y por medio del puerto paralelo realiza el envío y la recepción de los datos que son necesarios para el funcionamiento en conjunto del software y del hardware diseñado.

El puerto paralelo consta de 25 pines que detallamos a continuación con sus respectivas funciones:

Pin	Sigla	Función
1	C0	Control
2	D0	Dato
3	D1	Dato
4	D2	Dato
5	D3	Dato
6	D4	Dato
7	D5	Dato
8	D6	Dato
9	D7	Dato
10	S3	Estado
11	S4	Estado
12	S2	Estado
13	S1	Estado
14	C1	Control
15	S0	Estado
16	C2	Control
17	C3	Control
18-25	GND	Masa

En nuestro proyecto para controlar el funcionamiento del convertidor hemos utilizado los bits de datos (D4, D5, D6). Un voltaje alto en D4 le indica al convertidor que comience a convertir. D5 y D6 se los utiliza para seleccionar las salidas del buffer. Con D5 en alto y D6 en bajo el buffer deja pasar los 4 bits menos significativos y con D5 en bajo y D6 en alto el buffer deja pasar los 4 bits más significativos. Luego con el software se logra juntar los bits en un solo byte (8 bits).

Los datos que llevan la información de la señal son ingresados al Pc por medio de los pines de estado (S0, S1, S2, S3) que son los pines 15,13,12,10 respectivamente.

Además forman parte del bloque controlador los dispositivos periféricos tales como el teclado y el ratón. Se los ha incluido en este bloque puesto que es por medio de ellos que se ejecutan órdenes tales como arrancar el programa, salir del programa, etc. Además debemos mencionar el monitor que es el que nos muestra la señal que hemos obtenido.



## Capítulo 5

### DISEÑO DEL SOFTWARE

El software fue diseñado con el paquete Borland C++ que posee un conjunto de herramientas de programación que ofrecen flexibilidad y prestaciones. Además esta versión de C++ proporciona un entorno de programación de propósito general que es estructurado, modular y compilado.

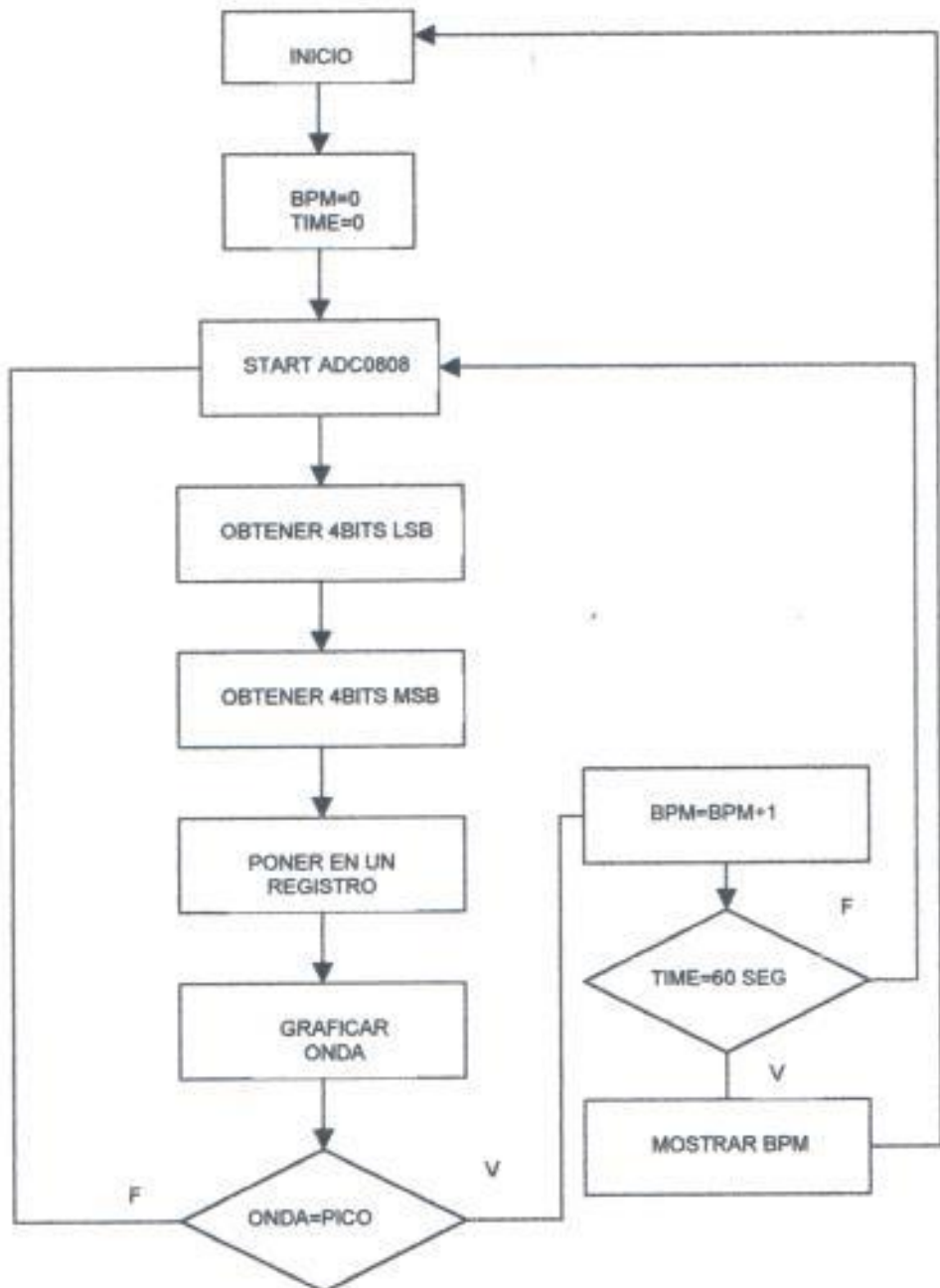
El compilador de C++ convierte el código del programa en código objeto. Al escribir programas en C++, el nombre del código fuente finalizará generalmente con la extensión `.c` ó `.cpp`.

Después de la compilación con éxito, el disco también contendrá archivos objeto. Estos archivos contienen una traducción del código fuente original que puede ser leída directamente por el computador.

Para obtener el archivo ejecutable final, el código objeto es enlazado con el enlazador (Linker). Este fija las direcciones de memoria donde se situará el código ejecutable al ejecutar. Generalmente el enlazador genera archivos con la extensión `.exe`.

## 5.1 Diagrama de flujo general

Para el diseño del software utilizamos el siguiente diagrama de flujo general:



## 5.2 Código del programa

Las líneas de código con las que está estructurado el programa se muestran a continuación:

```
#include <graphics.h>
```

```
#include <stdlib.h>
```

```
#include <stdio.h>
```

```
#include <conio.h>
```

```
#include <dos.h>
```

```
#include <delay.h>
```

```
int main(void)
```

```
{
```

```
int gdriver = DETECT, gmode,x,y,Periodo,Periodo_Temporal,Bps;
```

```
int Tm,mode,Tiempo,Milisegundos;
```

```
unsigned char Amplitud,caracter,save;
```

```
char string[25],file[69],Tecla;
```

```
div_t Segundos;
```

```
FILE *fp;
```

```
/* create a file of byte */
```

```
initgraph(&gdriver, &gmode, "");
```

```
/* display the information */
```

```
Amplitud=240;
```

```
moveto(25,240);
```

```
//setfillstyle(1,DARKGRAY);
```

```
//bar(0,0,639,479);
```

```
setcolor(GREEN);
```

```
Tm=4000;
```

```
save=0;
```

```
setfillstyle(1,LIGHTGRAY);
```

```
bar(10,10,630,470);
```

```
setcolor(WHITE);
```

```
line (10,10,630,10);
```

```
line (10,10,10,470);
```

```
line (616,25,616,281);
```

```
line (25,281,615,281);
```

```
setcolor (BLACK);
```

```
line (24,24,615,24);
```

```
line (24,25,24,281);
```

```
setcolor(BLUE);
settextstyle(7,0,4);
outtextxy(41,294,"Electrocard V1.0");
setcolor(MAGENTA);
settextstyle(7,0,1);
outtextxy(419,294,"Latidos por minuto");
setcolor(WHITE);
settextstyle(7,0,1);
outtextxy(519,432,"ESC Salir");
setcolor(WHITE);
settextstyle(7,0,4);
outtextxy(60,120,"Presione c para comenzar");
do
{
Tecla=getche(); }
while(Tecla!='c');

setfillstyle(1,BLUE);
bar(510,340,600,410);
setcolor(WHITE);
rectangle(510,340,600,410);
setfillstyle(1,DARKGRAY);
```

```
bar(25,25,615,280);  
Periodo=0;  
Periodo_Temporal=0;  
Milisegundos=0;  
Bps=0;  
moveto(25,240);  
do {  
    Tiempo=25;  
    do {  
        caracter=inportb(0x60);  
        if (caracter == 1) goto Salida;  
        if ((caracter == 74) & (Tm >0)) Tm=Tm-10;  
        if ((caracter == 78) & (Tm < 6000)) Tm=Tm+10;  
        if ((Amplitud<90) & (Periodo>100)) {  
            x=getx();  
            y=gety();  
            //Bps=div(12000,(Periodo+1));  
            sound(1000);  
            Bps++;  
            itoa(Bps, string, 10);  
            setfillstyle(1,BLUE);  
            bar(40,340,140,410);
```

```
rectangle(40,340,140,410);
settextstyle(2,0,4);
outtextxy(45,356,"BEATS = ");
settextstyle(7,0,3);
outtextxy (96,346,string);
setfillstyle(1,DARKGRAY);
Segundos=div(Milisegundos,200);
itoa(Segundos.quot, string, 10);
outtextxy (96,376,string);
settextstyle(2,0,4);
outtextxy(45,390,"SEC = ");

if (Milisegundos>12000) {
itoa(Bps, string, 10);
setfillstyle(1,BLUE);
bar(510,340,600,410);
rectangle(510,340,600,410);
settextstyle(7,0,5);
outtextxy (519,349,string);
setfillstyle(1,DARKGRAY);
Milisegundos=0;
Bps=0;
```

```
Periodo_Temporal=Periodo;
Periodo=0;
moveto (x,y);
}
if (Amplitud>100) nosound();
Periodo++;
Milisegundos++;
asm {

/* Obtiene los primeros cuatros bits LSB */
// Enviar Pulso de Start
MOV DX,378H
MOV AL,01110000B
OUT DX,AL

MOV DX,378H
MOV AL,01100000B
OUT DX,AL

MOV DX,378H
MOV AL,01000000B
OUT DX,AL

MOV DX,379H
```



```
IN AL,DX
AND AL,01111000B

ROR AL,3
MOV Amplitud,AL
/* Obtiene los cuatros siguientes bits MSB */
MOV DX,378H
MOV AL,00100000B
OUT DX,AL
MOV DX,379H
IN AL,DX
AND AL,01111000B
ROL AL,1
ADD Amplitud,AL
}
lineto(Tiempo,25+Amplitud);
delay(5);

Tiempo++;
} while (Tiempo <= 615 );
bar(25,25,615,280);
moveto(25,240);
```

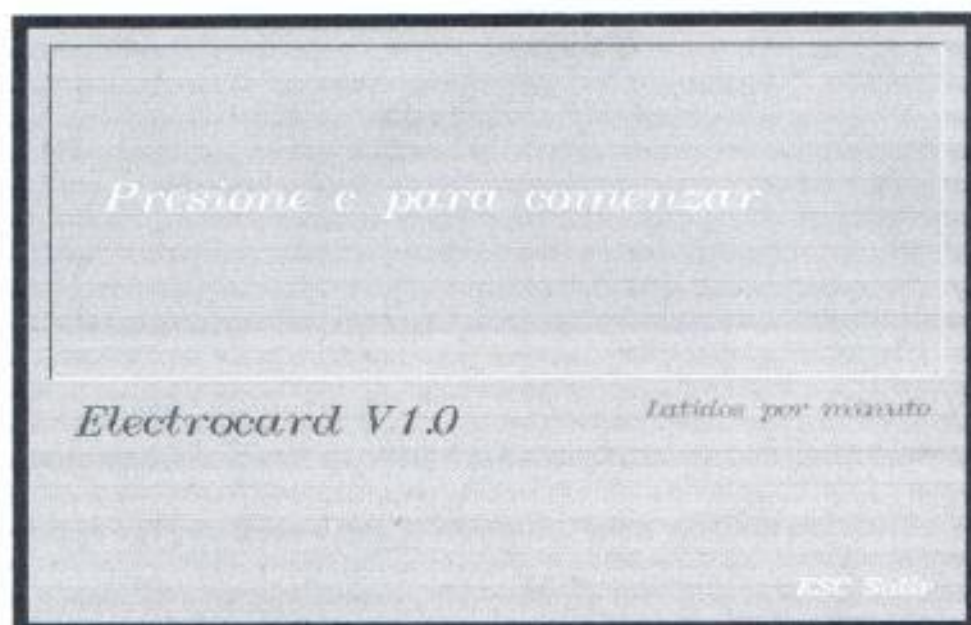
```
    }  
    while (caracter != 1);  
    Salida:  
    nosound();  
    /* clean up */  
    closegraph();  
    return 0;  
}
```

## CAPITULO 6

### MODO DE FUNCIONAMIENTO DEL "ELECTROCARD V 1.0"

Para comenzar a utilizar el sistema "Electrocard V 1.0" podemos hacerlo de dos maneras: en DOS escribiendo ECG y tecleando ENTER o en ambiente de windows haciendo doble click sobre el icono ECG.exe

Deberá aparecer la siguiente pantalla:

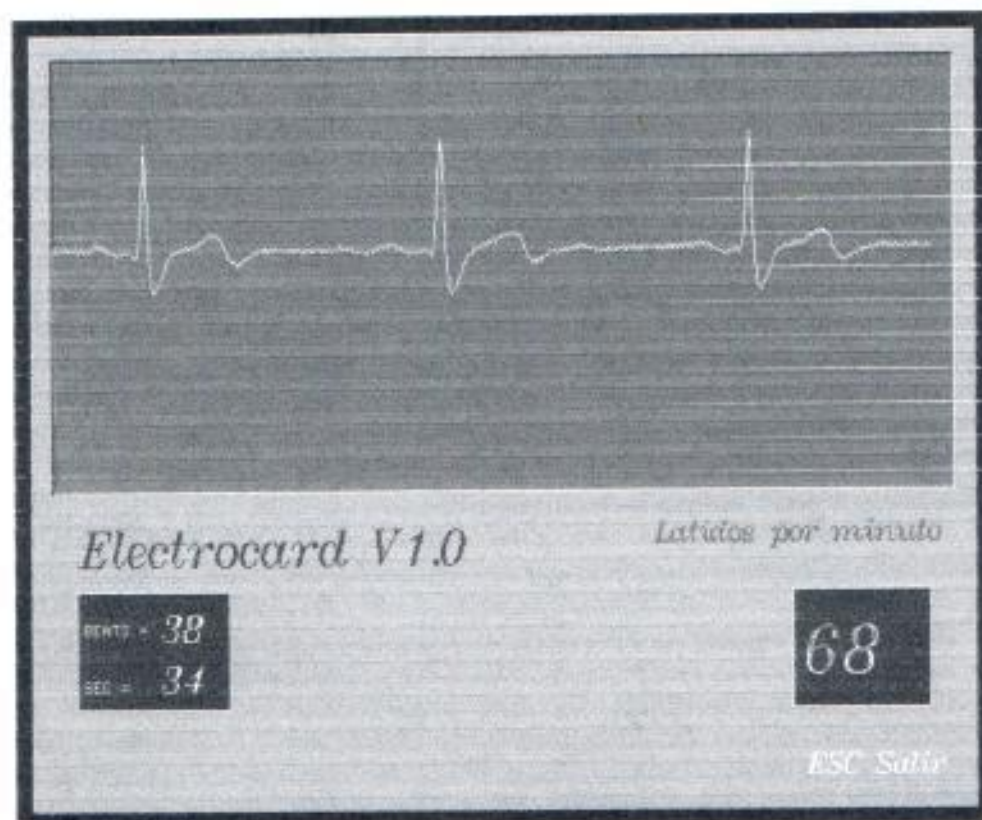


Para que comience a funcionar el programa debemos presionar la letra c. Inicialmente si no hemos tomado las debidas precauciones en cuanto a la ganancia o al voltaje de offset del circuito podría presentarse la siguiente pantalla:



Debemos regular el voltaje de offset y la ganancia del circuito hasta esperar que aparezca la onda cardiaca y que produzca un "beep" en cada pico QRS. En la pantalla se mostrará además dos cuadros: uno que va contando los latidos por segundo y otro que muestra los latidos en cada minuto.

Lo que debemos esperar es lo siguiente:



## CONCLUSIONES y RECOMENDACIONES

En el área de la medicina resulta bastante satisfactorio el desarrollo de sistemas que auxilien en la labor de todo el personal que tiene la responsabilidad de poner en sus manos vidas humanas; nuestro sistema , es pues, un prototipo que comparado con un Sistema Modular de Monitoreo nos presenta resultados bastante satisfactorios, y aun mas que nuestro sistema se puede implementar en cualquier PC compatible con las características de la que utilizamos nosotros o mediante pequeños ajustes para su utilización en otras no muy diferentes.

Sería muy interesante si se implementara un hardware con tres diferentes módulos de monitoreo médico, como podrían ser: electrocardiograma, temperatura y tensión arterial. Los datos obtenidos por cada módulo se digitalizarían con los mismos procedimientos usados en nuestro sistema y podrían ser enviados a través de un mismo bus común a una interfaz para su presentación en pantalla de un Pc.

## APENDICES

## APÉNDICE A



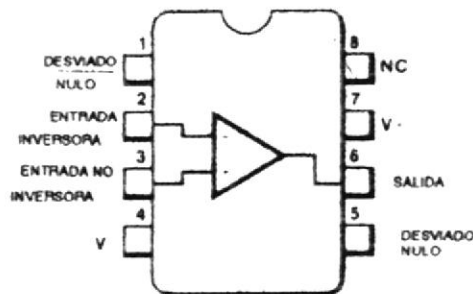
## Amplificador Operacional de propósito general

### Descripción general

El LM741 es un amplificador operacional monolítico de alto rendimiento. Está destinado a una amplia gama de aplicaciones análogas. El elevado alcance de voltajes en modo común y la ausencia de tendencias de enganche hace ideal al LM741 para utilizarse como seguidor de voltaje. La alta ganancia y el amplio alcance de voltaje de operación proporcionan un rendimiento superior como integrador, amplificador, sumador y en amplificaciones generales de retroalimentación.

- **NO REQUIERE COMPENSACIÓN DE FRECUENCIA**
- **PROTECCIÓN CONTRA CORTOCIRCUITO**
- **CAPACIDAD DE DESVIACIÓN DE VOLTAJE NULO**
- **GRANDES ALCANCES EN MODO COMUN Y VOLTAJE DIFERENCIAL**
- **BAJO CONSUMO DE POTENCIA**
- **SIN ENGANCHE**

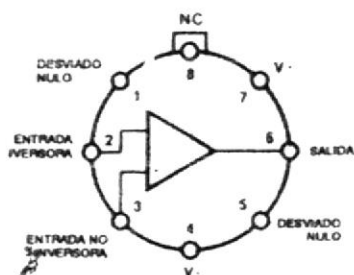
### Diagrama de conexiones de un DIP de 8 terminales



### Especificaciones máximas absolutas

Voltaje de alimentación	$\pm 22$ V
Disipación interna de energía	500 mW
Voltaje diferencial de entrada	$\pm 30$ V
Voltaje de entrada	$\pm 15$ V
Márgenes de temperatura de almacenamiento	$-55^{\circ}\text{C}$ a $+ 125^{\circ}\text{C}$
Temperatura en terminal (soldadura)	
DIP de cerámica (60 segundos)	$300^{\circ}\text{C}$
DIP moldeado (10 segundos)	$260^{\circ}\text{C}$
Duración de corto circuito de salida	Indefinida

## Diagrama de conexiones de un encapsulado metálico de 8 terminales

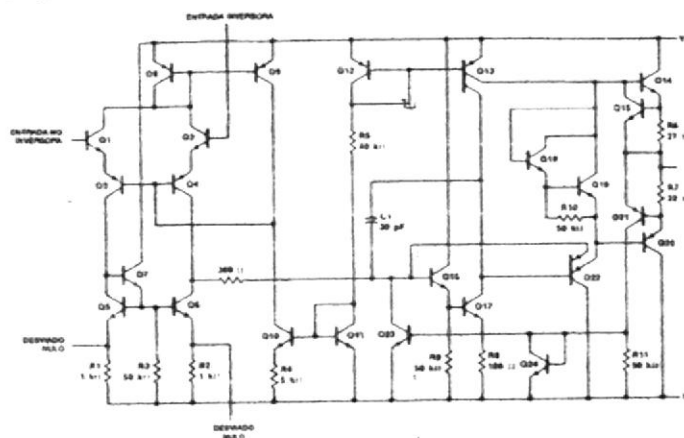


(Ver a superior)

### Especificaciones máximas absolutas

Voltaje de alimentación	$\pm 22\text{V}$
Disipación interna de energía	500 mW
Voltaje diferencial de entrada	$\pm 30\text{V}$
Voltaje de entrada	$\pm 15\text{V}$
Márgenes de temperatura de almacenamiento	$-55^{\circ}\text{C}$ a $+125^{\circ}\text{C}$

### Circuito equivalente



### NOTAS

1. La especificación se aplica a temperatura ambiente hasta  $70^{\circ}\text{C}$ . Por arriba de  $70^{\circ}\text{C}$  la especificación disminuye linealmente a  $63\text{ mW}/^{\circ}\text{C}$  para el encapsulado metálico y  $5.6\text{ mW}/^{\circ}\text{C}$  para el DIP.
2. Para voltajes de alimentación menores de  $\pm 15\text{V}$ , el valor mínimo de voltaje de entrada es igual al voltaje de alimentación.
3. El corto circuito puede ser a tierra o a cualquier alimentación. La especificación se aplica a una temperatura de caja de  $+125^{\circ}\text{C}$  o a  $75^{\circ}\text{C}$  de temperatura ambiente.

## LM741

Características eléctricas  $V_s = \pm 15\text{ V}$ ,  $T_A = 25^\circ\text{C}$  a menos que se especifique otra cosa

Características	Condiciones	LM741			Unidades
		Mín	Típ	Máx	
Desviación del voltaje de entrada	$R_S \leq 10\text{ k}\Omega$		1.0	5.0	mV
Desviación en la corriente de entrada			20	200	nA
Corriente de polarización de entrada			80	500	nA
Relación de rechazo de alimentación	$V_s = +10, -20$ $V_s = +20, -10\text{V}, R_S = 50\Omega$		30	150	$\mu\text{V/V}$
Resistencia de entrada		0.3	2.0	0.3	$\text{M}\Omega$
Capacitancia de entrada			1.4		pF
Rango de ajuste de desviación de Voltaje			$\pm 1.5$		mV
Relación de rechazo en modo común	$R_S \leq 10\text{ k}\Omega$	70	90		dB
Corriente de corto circuito en la salida			25		mA
Alta ganancia de señal de voltaje	$R_L \geq 2\text{ k}\Omega, V_{out} = \pm 10\text{V}$	50k	200k		
Resistencia de salida			75		$\Omega$
Cambio de voltaje en la salida	$R_L \geq 2\text{ k}\Omega$		$\pm 10$	$\pm 13$	V
Corriente de alimentación			1.7	2.8	mA
Consumo de energía			50	85	MW
Respuesta transitoria (ganancia unitaria) Tiempo de elevación	$V_{in} = 20\text{ mV}, R_L = 2\text{ k}\Omega$ $C_L \leq 100\text{ pF}$		0.3		$\mu\text{s}$
Rango de balanceo	$R_L$		0.5		$\text{V}/\mu\text{s}$
Ancho de Banda			1.0		MHz

### Nota

Valor calculado de  $\text{BW}(\text{MHz}) = 0.35/\text{tiempo de elevación}(\mu\text{s})$

**Características eléctricas (continuación).** Las siguientes especificaciones se aplican al rango de - 55°C a 125°C

Características	Condiciones	LM741			Unidades
		Min	Tip	Máx	
Desviación del voltaje de entrada	$R_S \leq 10K$		1.0	6.0	mV
Desviación de corriente de entrada				300	nA
	$T_A = +125^\circ C$		7.0	200	nA
	$T_A = -55^\circ C$		85	500	nA
Polarización de corriente de entrada				800	nA
	$T_A = +125^\circ C$		.03	.5	$\mu A$
	$T_A = -55^\circ C$		.3	1.5	$\mu A$
Rango de voltaje de entrada		$\pm 12$	$\pm 13$		V
Relación de rechazo en modo común	$R_S \leq 10K$	70	90		dB
Ajuste para desviación de voltaje de entrada			$\pm 15$		MV
Relación de rechazo de voltaje de alimentación	$V_S = +10, -10$ $V_S = +20, -10, R_S = 50\Omega$		30	150	mV/V
Variación del voltaje de entrada	$R_L \leq 10K$	$\pm 12$	$\pm 14$		V
	$R_L \geq 2K$	$\pm 10$	$\pm 13$		V
Alta ganancia de señal de voltaje	$R_L = 2K, V_{out} = \pm 10V$	25K			
Corriente de alimentación	$T_A = +125^\circ C$		1.5	2.5	mA
	$T_A = -55^\circ C$		2.0	3.3	mA
Consumo de energía	$T_A = +125^\circ C$		45	75	mA
	$T_A = -55^\circ C$		60	100	mA

**Nota**

Corriente máxima de alimentación para todos los dispositivos

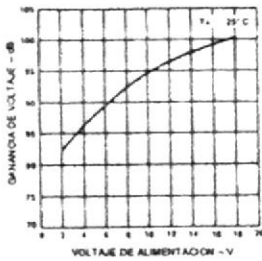
25°C = 2.8mA

125°C = 2.8mA

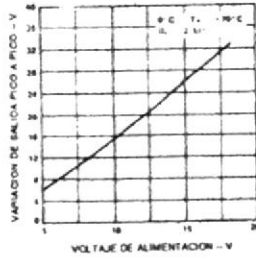
-55°C = 3.3mA

## Curvas típicas de desempeño para el LM741

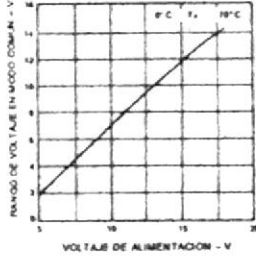
**Ganancia de voltaje en lazo abierto como función del voltaje de alimentación**



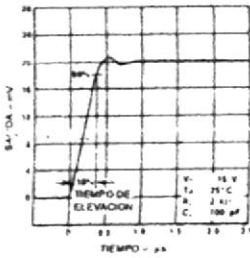
**Cambio de voltaje de salida como función del voltaje de alimentación**



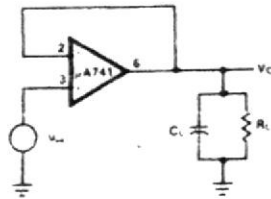
**Rango de voltaje de entrada en modo común como función del voltaje de alimentación**



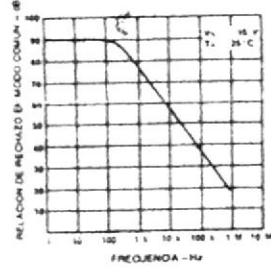
**Respuesta transitoria**



**Circuito de prueba de respuesta transitoria**

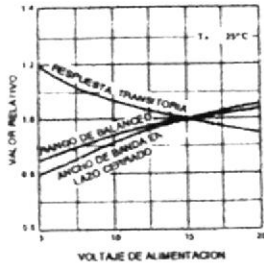


**Relación de rechazo en modo común como función de la frecuencia**

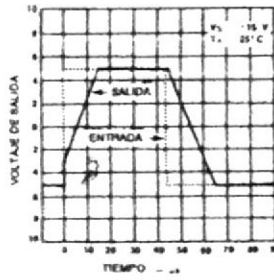


## Curvas típicas de desempeño para LM741 (Cont)

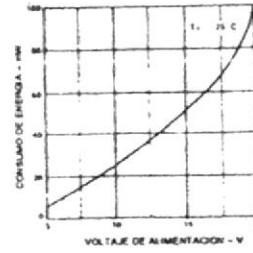
**Características de frecuencia como función del voltaje de alimentación**



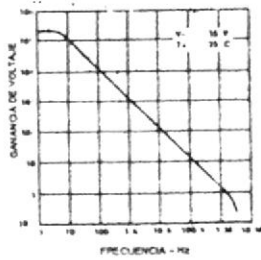
**Seguidor de voltaje de alta señal de respuesta de pulso**



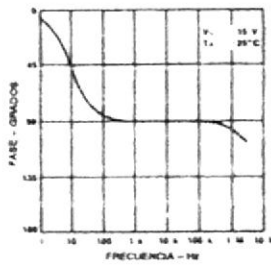
**Consumo de energía como función del voltaje de alimentación**



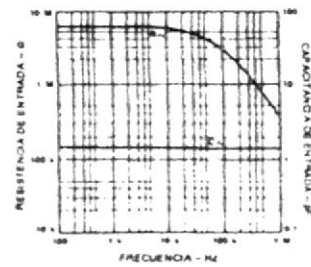
**Ganancia de voltaje en lazo abierto como función de la frecuencia**



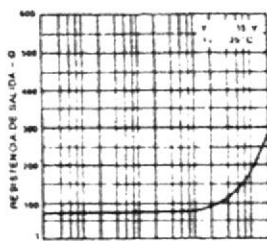
**Respuesta en fase de lazo abierto como función de la frecuencia**



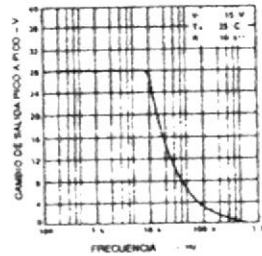
**Resistencia de entrada y capacitancia de entrada como función de la frecuencia**



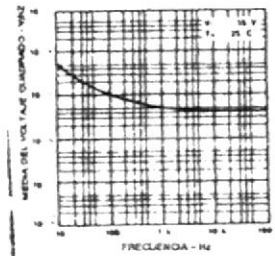
**Resistencia de entrada como función de la frecuencia**



**Variación de voltaje de salida como función de la frecuencia**

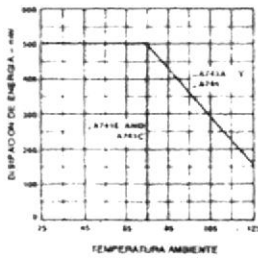


**Voltaje de ruido de entrada como función de la frecuencia**

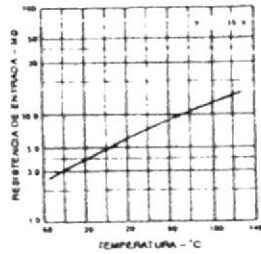


## Curvas típicas de desempeño para el LM741 (cont)

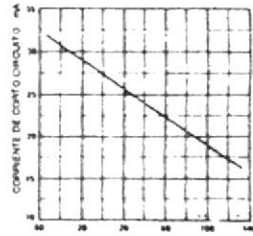
Disipación de energía máxima absoluta como función de la temperatura ambiente



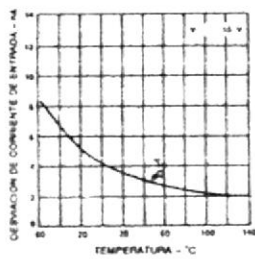
Resistencia de entrada como función de la temperatura ambiente



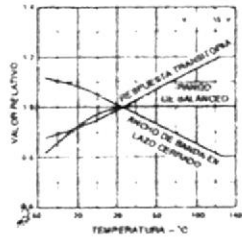
Corriente de corto circuito en la salida como función de la temperatura ambiente



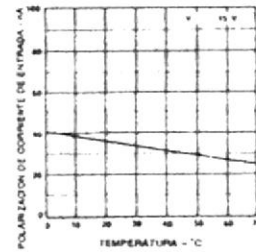
Desviación de corriente de entrada como función de la temperatura ambiente



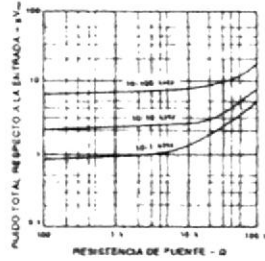
Características de frecuencia como función de la temperatura ambiente



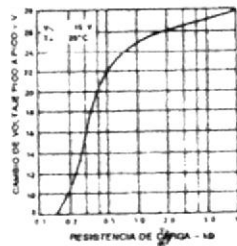
Polarización de corriente de entrada como función de la temperatura ambiente



Ruido de banda ancha para varios anchos de banda



Cambio de voltaje de salida como función de la resistencia de carga



## APÉNDICE B



## Temporizador NE555

### Descripción General

El circuito temporizador monolítico NE555 es un controlador muy estable capaz de producir retardos en tiempo preciso u oscilaciones. Incluye terminales adicionales para disparar o restablecer si se desea.

En el modo de operación de retraso, el tiempo se controla precisamente por medio de un resistor y capacitor externo. Para una operación estable como oscilador, la frecuencia de oscilación libre y el ciclo de trabajo se controlan con precisión con dos capacitores externos. El circuito puede dispararse y restablecerse en formas de onda decrecientes, y la estructura de salida puede producir o absorber hasta 200mA o manejar circuitos TTL.

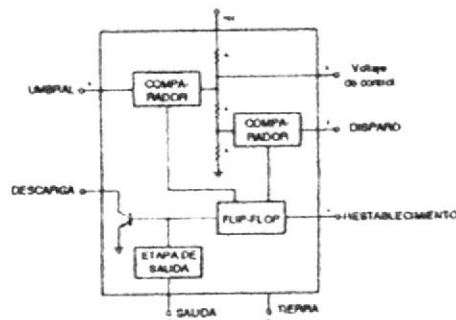
### CARACTERÍSTICAS

- **TEMPORIZADOR DE MICROSEGUNDOS HASTA HORAS.**
- **OPERA TANTO EN MODO MONOESTABLE COMO ASTABLE.**
- **CICLO DE TRABAJO AJUSTABLE.**
- **LA SALIDA DE ALTA CORRIENTE PUEDE ALIMENTAR O TOMAR 200 mA.**
- **LA SALIDA PUEDE IMPULSAR TTL.**
- **ESTABILIDAD DE TEMPERATURA DE 0.005% POR °C.**
- **SALIDA NORMALMENTE APAGADA Y ENCENDIDA**

### APLICACIONES

TEMPORIZACION PRECISA  
GENERACION DE PULSO  
TEMPORIZACION SECUENCIAL  
GENERACION DE RETRASO  
MODULACION DE ANCHO DE PULSO  
MODULACION DE POSICION DE PULSO  
DETECTOR DE PULSO FALTANTE

### DIAGRAMA DE BLOQUE



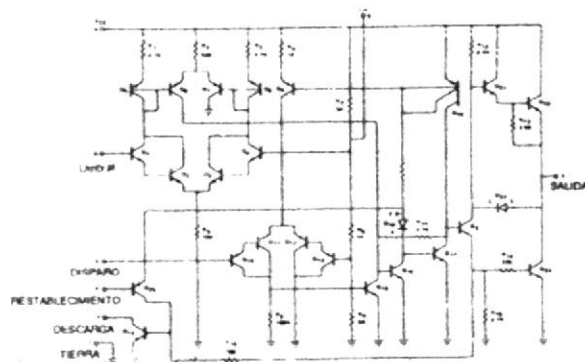
## CONFIGURACIÓN DE TERMINALES



## VALORES MÁXIMOS ABSOLUTOS

Voltaje de alimentación	+18 V
Disipación de energía	600 mW
Rango de temperatura de operación	0°C a +70°C
Rango de temperatura de almacenamiento	65°C a +150°C
Temperatura de la soldadura en la Terminal, 60 segundos	+300°C

## CIRCUITO EQUIVALENTE (Se muestra sólo un lado)



## REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. Boylestad Robert/Electrónica, Teoría de Circuitos/Prentice Hall/1994.
2. E. Sheet's /Manual de Referencia de Lenguaje C./Mc Graw Hill/1996.
3. Manual de Borland C++ 4.0, Pappas H. Cris / Murray H. William /Mc Graw Hill/ 4<sup>ta</sup> edición/1994
4. Manual National/1997
5. Manual de Electrocardiografía/Arango Juan José /Corporación para investigaciones biológicas/ 3<sup>era</sup> edición/1990.
6. Principios de Electrocardiografía Clínica/ Nora Goldschlager/ Editorial Manual Moderno/ 2<sup>da</sup> edición/1990.
7. Interpretación de Electrocardiograma/ Melvin J. Goldman/ Editorial Manual Moderno/1990



A.F. 142124