



A.F. 132560

# ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL

Facultad de Ingeniería en Electricidad  
y Computación

**“Monitor de EKG a través de una PC”**

## **TÓPICO DE GRADUACIÓN**

Previo a la obtención del Título de:  
**INGENIERO EN ELECTRICIDAD**

especialización en:

**ELECTRÓNICA Y  
AUTOMATIZACIÓN INDUSTRIAL**

Presentado por:

Wladimir Edison Gaibor Ortíz  
Milton Jhovany Rodríguez Mendoza

**GUAYAQUIL - ECUADOR**

**Año 2006**

**ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL**

**Facultad de Ingeniería en Electricidad y Computación**

**"Monitor de EKG a través de una PC"**

**TÓPICO DE GRADUACIÓN**

Previo a la obtención del Título de:

**INGENIERO EN ELECTRICIDAD**

especialización en:

**ELECTRÓNICA Y  
AUTOMATIZACIÓN INDUSTRIAL**

Presentado por:

Wladimir Edison Gaibor Ortiz

Milton Jhovany Rodríguez Mendoza

**GUAYAQUIL – ECUADOR**

Año: 2006

## AGRADECIMIENTO

A nuestros hermanos y en especial a nuestros padres que con esfuerzo y sacrificio nos han apoyado siempre, brindándonos además, toda su confianza, comprensión y respeto. Al Ing. Miguel Yapur, director del tópic de graduación, por su valiosa ayuda.

## DEDICATORIA

A NUESTROS PADRES

A NUESTROS HERMANOS

## TRIBUNAL DE GRADUACIÓN

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Gustavo Bermúdez", written over a horizontal line.

Ing. Gustavo Bermúdez  
PRESIDENTE DEL TRIBUNAL

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Miguel Yapur", written over a horizontal line.

Ing. Miguel Yapur  
DIRECTOR DEL TÓPICO

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Hólger Cevallos", written over a horizontal line.

Ing. Hólger Cevallos  
VOCAL PRINCIPAL

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Alberto Larco", written over a horizontal line.

Ing. Alberto Larco  
VOCAL PRINCIPAL

## DECLARACIÓN EXPRESA

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

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Milton Rodríguez Mendoza", written over a horizontal line.

Milton Rodríguez Mendoza

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Wladimir Gaibor Ortiz", written over a horizontal line.

Wladimir Gaibor Ortiz

## RESUMEN

En el presente proyecto se exponen los principios, el diseño y la construcción de un módulo de adquisición de señales bioeléctricas del corazón (EKG). Se toma una derivación bipolar de la señal eléctrica del corazón (D1, D2 ó D3) y se la transmite hacia una computadora personal (PC) mediante el puerto paralelo. El módulo está compuesto de diferentes bloques: a) bloque de adquisición de la señal cardiaca, b) bloque de filtrado de la señal, c) bloque de amplificación y desplazamiento DC, d) digitalización y transmisión de la señal hacia la PC a través del puerto paralelo. El bloque para la adquisición de la señal se encarga de conseguir una señal con muy poco ruido, luego esta señal es filtrada para eliminar señales de frecuencias no deseadas y se la amplifica para que ingrese al convertidor analógico-digital (ADC) y así obtener la señal digitalizada. A la salida del ADC se colocan buffers para aislar el puerto paralelo del circuito. Mediante la utilización de un software se crea la interfaz de la PC que toma los datos a través del puerto paralelo y los muestra en el monitor. La interfaz se realiza en Visual Basic 6.0, el mismo que mostrará en la pantalla tanto la señal de EKG como la frecuencia cardiaca del paciente.

## ÍNDICE GENERAL

	Pág.
RESUMEN.....	i
ÍNDICE GENERAL.....	ii
ABREVIATURAS.....	vi
SIMBOLOGÍA.....	vii
ÍNDICE DE FIGURAS.....	viii
INTRODUCCIÓN.....	1
CAPÍTULO 1	
1. EL CORAZÓN HUMANO.....	2
1.1. Anatomía del Corazón.....	2
1.2. Conceptos Fundamentales.....	5
1.3. Funcionamiento del Corazón.....	6
1.4. Enfermedades del Corazón.....	10
CAPÍTULO 2	
2. SEÑALES BIOELÉCTRICAS DEL CORAZÓN.....	12
2.1. Generación de Señales Bioeléctricas.....	12
2.1.1. Potencial de Reposo.....	12



2.1.2. Potencial de Acción.....	14
2.2. Señal Eléctrica.....	16
2.3. Obtención de la Señal Eléctrica.....	22
2.3.1. Electroodos.....	23
2.3.2. Tipos de Electroodos.....	25
2.3.3. Forma de Colocar los Electroodos.....	27
2.4. Derivaciones.....	28
2.4.1. Derivaciones Bipolares.....	28
2.4.2. Derivaciones Unipolares.....	29
2.4.3. Derivaciones Precordiales.....	31

### CAPÍTULO 3

3. ARQUITECTURA GENERAL DEL SISTEMA.....	33
3.1. Funcionamiento del Sistema de Adquisición de Datos.....	33
3.2. Diagramas de Bloques del Sistema.....	34
3.3. Principios y Fundamentos para el Diseño.....	37
3.3.1. Fundamentos para la Adquisición de la Señal.....	37
3.3.2. Filtros.....	38
3.3.3. Amplificador.....	39
3.3.4. Conversión Analógica a Digital.....	39
3.3.5. Buffers.....	40
3.4. Lectura y Escritura de Datos a través del Puerto Paralelo de la PC...41	

3.5. Interfaz y Control por Software.....	45
---	----

## CAPÍTULO 4

4. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN.....	48
4.1. Adquisición de la Señal.....	48
4.1.1. Amplificador de Instrumentación.....	48
4.2. Filtro Pasa Banda.....	54
4.2.1. Filtro Pasa Bajos.....	55
4.2.2. Filtro Pasa Altos.....	56
4.3. Filtro Muesca.....	57
4.4. Amplificador.....	58
4.5. Conversión Analógica a Digital.....	59
4.6. Buffers.....	62
4.7. Conexión al Puerto Paralelo de la PC.....	62

## CAPÍTULO 5

5. DISEÑO DEL SOFTWARE.....	70
5.1. Diagrama de Flujo General.....	70
5.2. Código Fuente del Programa.....	72

## CAPÍTULO 6

6. INSTALACIÓN Y FUNCIONAMIENTO DEL SISTEMA.....	105
--	-----

6.1. Instalación del Software.....	105
6.2. Modo de Operar el Sistema.....	106

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

APÉNDICES

BIBLIOGRAFÍA

## ABREVIATURAS

ADC	Convertidor analógico-digital
AV	Nodo atrio-ventricular
aVF	Derivación precordial. Vector aumentado a la pierna
aVL	Derivación precordial. Vector aumentado al brazo izquierdo
aVR	Derivación precordial. Vector aumentado al brazo derecho
bmp	Extensión del archivo de mapa de bits
BPM	Beat per minute. Latidos del corazón por minuto
CMRR	Relación de rechazo en modo común
DLL	Librería de enlace dinámico
E1	Voltaje del electrodo 1
E2	Voltaje del electrodo 2
ECP	Extended capacity port. Puerto de capacidad extendida
EEG	Electroencefalograma
EKG	Electrocardiograma
EMG	Electromiograma
EOG	Electroosculograma
EPP	Extended parallel port. Puerto paralelo extendido
$f_H$	Frecuencia de corte superior
$f_L$	Frecuencia de corte inferior
GSR	Respuesta galvánica de la piel
LA	Left arm. Brazo izquierdo
LL	Left leg. Pierna izquierda
LPT	Puerto de comunicaciones paralelo
LSB	Dígito binario menos significativo
MSB	Dígito binario más significativo
PC	Computadora personal
RA	Right arm. Brazo derecho
RL	Right leg. Pierna derecha
SPP	Standard parallel port. Puerto paralelo estándar
VCG	Vectorcardiograma

## SIMBOLOGÍA

Ag	Plata
C	Capacitor
Cl <sup>-</sup>	Ión cloro
cm <sup>2</sup>	Centímetros cuadrados
Cu	Cobre
H	Número hexadecimal
Hz	Hertz
K <sup>+</sup>	Ión Potasio
Khz	Kilo hertz
KΩ	Kiloohmio
mm <sup>2</sup>	Milímetro cuadrado
ms	Milisegundo
mV	Milivoltio
Na <sup>+</sup>	Ión Sodio
Ni	Níquel
Pt	Platino
R	Resistencia
us	Microsegundo
V	Voltio
Zn	Cinc
Ω	Ohmio

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1.	Estructura Anatómica del Corazón.....	3
Figura 1.2.	Arterias y Venas del Corazón.....	8
Figura 2.1.	Bomba de Sodio – Potasio.....	14
Figura 2.2.	Proceso del Potencial de Acción.....	15
Figura 2.3.	Señal Eléctrica del Corazón.....	16
Figura 2.4.	Segmento PR y ST de la Señal Cardíaca.....	19
Figura 2.5.	Segmento PR y QT de la Señal Cardíaca.....	20
Figura 2.6.	Segmento ST y Onda T de la Señal Cardíaca.....	21
Figura 2.7.	Derivaciones Bipolares.....	29
Figura 2.8.	Derivaciones Unipolares.....	30
Figura 2.9.	Derivaciones Precordiales.....	31
Figura 3.1.	Diagrama de Bloques.....	35
Figura 3.2.	Pines del Puerto Paralelo del PC.....	41
Figura 3.3.	Interfaz Gráfica.....	46
Figura 4.1.	Amplificador de Instrumentación.....	49
Figura 4.2.	Filtro Pasa Banda (0.05Hz – 100Hz).....	55
Figura 4.3.	Filtro Rechazo de Banda (Notch).....	57
Figura 4.4.	Amplificador.....	59
Figura 4.5.	Circuito Digital General.....	61
Figura 4.6.	Puerto Paralelo.....	63
Figura 5.1.	Diagrama de Flujo General.....	71
Figura 6.1.	Interfaz.....	103
Figura 6.2.	Cuadro de Diálogo Guardar.....	104



## INTRODUCCIÓN

Las enfermedades del corazón son en nuestros días una de las principales causas de muerte. Factores genéticos, hipertensión arterial, diabetes, tabaquismo, tasas altas de colesterol y estrés provocan el funcionamiento incorrecto del corazón. La electrocardiografía es un método clave para el diagnóstico de enfermedades cardiovasculares. En muchos lugares de atención médica, ya cuentan con computadoras para el diagnóstico clínico. La ciencia médica actual cuenta con equipos de diagnóstico indispensables para poder ayudar a la gente que lo requiera, pero la realidad es que estos equipos tales como los electrocardiógrafos, son demasiado costosos para las labores propias del médico clínico.

En este proyecto realizamos un electrocardiógrafo tratando de que la respuesta que brinda sea exactamente igual al electrocardiógrafo comercial con materiales de bajo costo y con el beneficio de proporcionar una interfaz gráfica mediante un software, en el cual el galeno podrá visualizar la señal cardíaca en una computadora personal (PC) y guardar los datos obtenidos para su correspondiente estudio.

Además de ser un equipo de un costo relativamente bajo, es portátil y necesita sólo dos baterías para funcionar; de esta forma el especialista que no cuente con un equipo comercial tendrá un ahorro considerable de tiempo y podrá de forma expedita controlar a sus pacientes.

# CAPÍTULO 1

## 1. EL CORAZÓN HUMANO

### 1.1 Anatomía del Corazón

El corazón es el órgano principal del aparato circulatorio, propulsor de la sangre en el interior del organismo a través de un sistema cerrado de canales que son los vasos sanguíneos.

Está compuesto esencialmente por tejido muscular principalmente el miocardio y, en menor proporción, por tejido conectivo y fibroso como los tejidos de sostén, válvulas, etc. Como se puede apreciar en la figura 1.1 se encuentra subdividido en cuatro cavidades, dos derechas y dos izquierdas, separadas por un tabique medial; las dos cavidades superiores son llamadas aurículas; las otras dos cavidades inferiores se denominan ventrículos. Cada aurícula comunica con el ventrículo que se encuentra por debajo mediante un orificio que puede estar cerrado por una válvula; las cavidades izquierdas no comunican con las derechas en el corazón. El corazón



está situado en el centro del pecho entre los pulmones, tiene una forma que puede compararse a la de un cono aplanado con el vértice hacia abajo y desplazado a la izquierda.

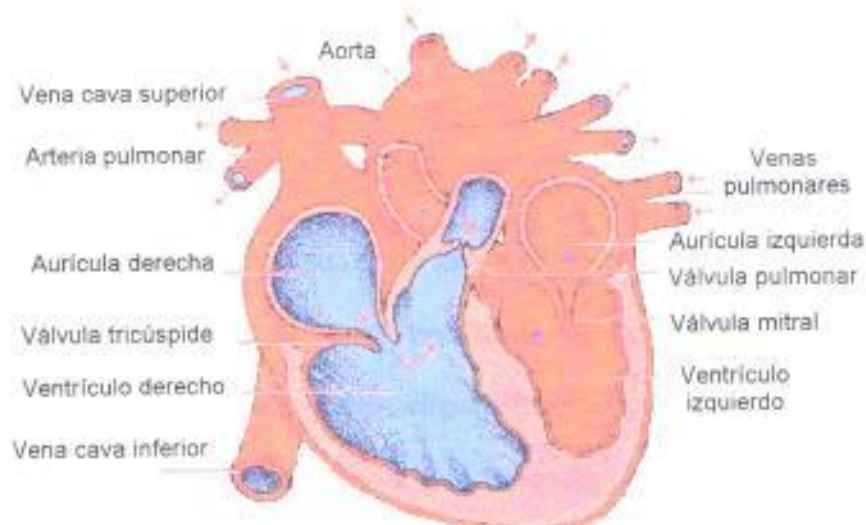


Figura 1.1. Estructura Anatómica del Corazón

(Tomado de <http://www.botanical-online.com>)

La base continúa con los vasos sanguíneos arteriales y venosos; estos son la arteria aorta y pulmonar, las venas pulmonares y cava; que contribuyen a mantenerlo y está compuesto por dos hojas, una de ellas íntimamente adherida al órgano, el epicardio, y la otra que continuándose con la primera se refleja en la base en torno al corazón para rodearlo completamente denominado pericardio; entre las dos hojas, que no están adheridas entre sí, existe una cavidad

virtual que permite los libres movimientos de la contracción cardiaca. Al exterior del pericardio existe tejido conectivo, muy laxo y débil, de la parte inferior del mediastino, que facilita todos los movimientos e incluso la colocación del corazón. El corazón está preferentemente formada por la aurícula y por el ventrículo derecho; la aurícula izquierda es totalmente posterior, y del ventrículo se ve sólo una pequeña parte que forma el margen izquierdo del corazón. En la unión de los dos ventrículos se forma un surco interventricular en el cual, se encuentra la rama descendente de la arteria coronaria anterior. La punta del corazón está formada sólo por el ventrículo izquierdo. El margen derecho está formado por la pared superior de la aurícula derecha que sigue hacia arriba con la vena cava superior; el ventrículo derecho, que forma el borde inferior, avanza hacia arriba con la arteria pulmonar, que sobrepasa el ventrículo izquierdo, dirigiéndose hacia el margen izquierdo del corazón. Entre la vena cava superior y la arteria pulmonar se encuentra la parte inicial de la arteria aorta que tiene su origen en la parte superior del ventrículo izquierdo y dirigiéndose también hacia la izquierda se avanza sobre la arteria pulmonar y el bronquio izquierdo. Entre las aurículas y los ventrículos se forma un surco aurícula-ventricular, por el cual van las ramas horizontales de las arterias coronarias, destinadas a la nutrición del corazón.

El tejido muscular del miocardio está compuesto por células fibrosas estriadas, las cuales, a diferencia de las fibras musculares de los músculos voluntarios, se unen unas a otras por sus extremidades de manera que forman un todo único para poder tener una acción contráctil simultánea; cada fibra contráctil está formada por fibrillas elementales, dispuestas longitudinalmente, que tienen la propiedad de acortarse y alargarse en su diámetro longitudinal.

El tejido muscular es más abundante en el ventrículo izquierdo, que debe ejercer el trabajo de expeler la sangre a todo el organismo; un poco menos abundante es en el ventrículo derecho, que se limita a expeler la sangre sólo a la circulación pulmonar; por tanto, la pared del ventrículo izquierdo es de mayor espesor, más del doble; que la del derecho.

## **1.2 Conceptos Fundamentales**

El corazón es una bolsa compuesta por músculos con vasos sanguíneos que entran y salen de él. Está situado entre los pulmones a la izquierda del tórax, apoyado sobre el diafragma y detrás del esternón. La masa muscular que lo constituye recibe el nombre de miocardio y está formada por tejido muscular de tipo cardíaco que se caracteriza por no estar sometido a la voluntad, sino que funciona de manera automática.

El interior del corazón está dividido en cuatro cámaras, dos aurículas



y dos ventrículos; cada aurícula está separada del ventrículo por válvulas llamadas tricúspide, en la parte derecha, y mitral en el lado izquierdo del corazón. Unas gruesas paredes musculares separan la parte derecha e izquierda del corazón, que actúan como dos corazones coordinados: la parte izquierda para la sangre arterial rica en oxígeno, y la derecha para la venosa pobre en oxígeno y llena de impurezas.

### **1.3 Funcionamiento del Corazón**

El funcionamiento del corazón se compara al de una bomba que aspira y expelle. La sangre llega al corazón, a la aurícula derecha a través de las dos venas cavas superior e inferior además del seno coronario. En la aurícula izquierda las cuatro venas pulmonares ingresan la sangre oxigenada después del paso por la circulación pulmonar. El flujo de sangre es continuo y se lleva a cabo porque la nueva sangre que llega a través del territorio pulmonar al corazón es lanzada a la circulación de todo el organismo hasta volver otra vez al corazón. Desde las aurículas la sangre pasa fácilmente a los ventrículos a través de los amplios orificios aurícula-ventriculares con las válvulas abiertas, mientras que las paredes de los ventrículos relajados no oponen ninguna resistencia hasta que las cavidades no estén totalmente llenas (diástole de los ventrículos). Al final del período diastólico se produce la contracción de las aurículas

que sirve para completar con un aumento de presión, el llenado ventricular. Una vez llena las cavidades ventriculares las válvulas tricúspide y mitral se cierran de manera total. Se inicia ahora la contracción (sístole) de los ventrículos de manera que a pesar del aumento de presión que sucede en la cavidad ventricular, las válvulas resisten sin abrirse hacia arriba, de tal modo que colaboran perfectamente cerrando el orificio aurícula-ventricular. Así el retorno de sangre se ve impedido no logrando por tanto refluir hacia las aurículas; apenas la presión en el interior de los ventrículos es mayor que la existente en la arteria pulmonar y en la aorta, por lo tanto se abren las válvulas de los respectivos orificios y la sangre sale a las arterias. Terminada la sístole ventricular el miocardio se relaja y la presión en las arterias supera a la existente en los ventrículos, ello produce el reflujo de la sangre nuevamente a la cavidad ventricular pero esto es impedido por la tensión y cierre de las válvulas semilunares pulmonar y aórtica, que cierran perfectamente los orificios. Así la progresión de la sangre es sólo desde el corazón hacia las arterias. En la figura 1.2 se pueden observar algunas de las venas y arterias que forman parte del corazón y comparar los tamaños que existen, entre las diferentes arterias y venas del mismo.

Los términos sístole y diástole se refieren a los ventrículos; se habla

también de sístole y diástole auricular. La acción aspirante de la cavidad ventricular es como una diástole activa, muy escasa; mientras que existe un notable influjo sobre el retorno de la sangre al corazón desde la periferia por la ventilación pulmonar.

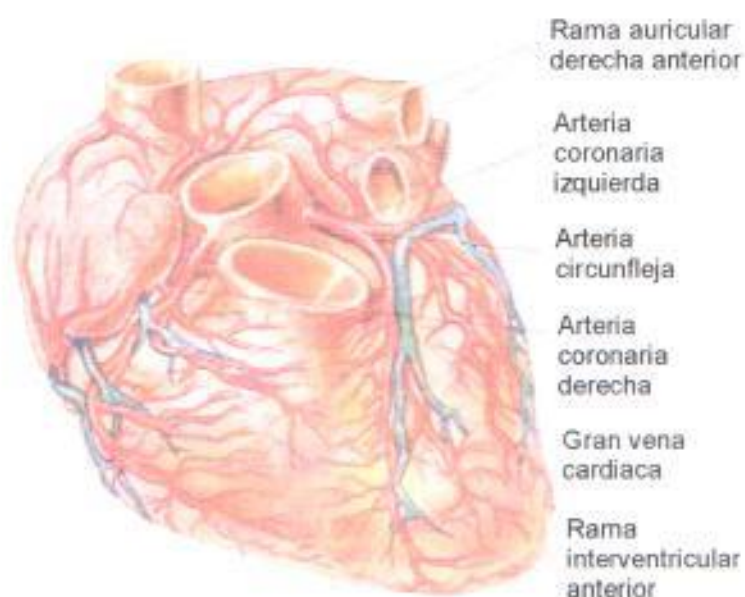


Figura 1.2. Arterias y Venas del Corazón

(Tomado de <http://www.monografias.com>)

La sístole ventricular cada vez y por cada ventrículo envía una cantidad de sangre de unos 60 a 70ml (lanzamiento sistólico), que es inferior al contenido total de la cavidad; por tanto, no se produce un vaciamiento completo, y por ello no existe un momento en el cual los ventrículos estén completamente vacíos de sangre. Existiendo



lógicamente la posibilidad de una pequeña diferencia en cada una de las sístoles entre el lanzamiento sistólico del ventrículo derecho y el izquierdo, esta diferencia será compensada en las sístoles sucesivas; porque si existe constantemente una diferencia, aún por mínima que sea, sucedería que la cantidad de sangre que sale por los dos ventrículos multiplicada ésta por el número de sístoles, se alcanzaría en breve tiempo el efecto de que toda la sangre estaría acumulada en la circulación mayor (periférica) o en la circulación menor (pulmonar); siendo esto una circunstancia incompatible con la vida. El complejo de los movimientos del corazón se denomina ciclo cardíaco. Consiste en distintas fases: la diastólica o de llenado, la sistólica o de expulsión; la fase diastólica comprende la dilatación de los ventrículos y el ingreso de la sangre en sus cavidades desde las aurículas hasta el llenado completo que llega al máximo con la sístole auricular; la fase sistólica va desde el cierre de las válvulas aurícula-ventriculares hasta la completa expulsión de la cantidad de sangre que forma el lanzamiento sistólico a través de los orificios arteriales.

Esta sucesión de movimientos produce fenómenos mecánicos y fenómenos acústicos. Los fenómenos mecánicos, que interesan en medicina, son aquellos que se reconocen clínicamente; y además, se pueden reconocer sólo las pulsaciones cardíacas y las de los

vasos arteriales (aparato circulatorio). Éstos, están producidos por el movimiento que tiene la punta del corazón contra la pared torácica en el momento de la sístole que provoca un aumento de espesor de la pared del ventrículo izquierdo y con ello un mayor contacto con la pared del tórax por una leve rotación del corazón de izquierda a derecha.

#### 1.4 Enfermedades del Corazón

El corazón constituye el motor que mueve la sangre dentro del cuerpo. Es un órgano tremendamente vital y necesario para la salud del organismo de manera que, las enfermedades que le afectan tienen un carácter grave.

A continuación se nombra algunas de las enfermedades cardiacas más comunes debido a la mala salud del corazón:

- ♥ **Infarto de Miocardio o Ataque de Corazón.-** Se produce cuando la sangre no llega alguna parte del corazón y produce la muerte de parte del músculo cardiaco. Las razones que impiden la llegada de la sangre se deben a la obstrucción de las arterias coronarias por la presencia de placas o la existencia de algún coagulo. Cuando se produce, la mayoría de las veces genera dolor, aunque algunas veces es asintomático. Ambas formas pueden dañar el corazón y producir la muerte de la persona afectada. La lesión causada en el corazón depende de la



cantidad de músculo afectado y del tiempo que esté sin riego sanguíneo.

- ♥ **Angina de Pecho.-** Es el dolor producido en el pecho cuando no llega suficiente aporte sanguíneo al corazón.
- ♥ **Enfermedad Coronaria.-** Se produce por la obstrucción de las arterias coronarias que son las que llevan la sangre al corazón.
- ♥ **Arritmias Cardíacas.-** Son alteraciones del ritmo normal del corazón. Un corazón normal de una persona en reposo realiza entre 60 y 100 latidos por minuto (BPM) con un ritmo acompasado. Esta frecuencia puede aumentarse con el ejercicio físico, con las emociones, con el estrés o con la presencia de algunas enfermedades.
- ♥ **Insuficiencia Cardíaca.-** Es la incapacidad de los ventrículos del corazón de impulsar la sangre que recibe. Es una enfermedad grave del corazón muy frecuente que afecta especialmente a las personas mayores de 65 años. Puede afectar a un lado del corazón ó a ambos lados. Al no poder bombear la sangre adecuadamente, las partes del cuerpo que no reciben el caudal sanguíneo adecuado quedan dañadas.

# CAPÍTULO 2

## 2. SEÑALES BIOELÉCTRICAS DEL CORAZÓN

### 2.1 Generación de Señales Bioeléctricas

En las membranas de todas las células del organismo hay potenciales eléctricos. Algunas células como las nerviosas y musculares son excitables y capaces de generar impulsos electroquímicos rápidamente cambiantes en sus membranas. En casi en todos los casos, estos impulsos se pueden utilizar para transmitir señales a lo largo de las membranas nerviosas o musculares. Estos potenciales son mantenidos por la diferencia de concentración de iones dentro y fuera de la célula. Los principales iones que producen estos potenciales son: sodio ( $\text{Na}^+$ ), potasio ( $\text{K}^+$ ) y cloro ( $\text{Cl}^-$ ). La célula puede encontrarse en dos estados denominados potencial de reposo y potencial de acción.

#### 2.1.1 Potencial de Reposo

El potencial de reposo es el voltaje a través de la membrana

de una célula no estimulada.

Todos los potenciales transmembranales se expresan como el interior relativo al exterior. El potencial de reposo es negativo y varía entre  $-65$  a  $-90\text{mV}$  en neuronas. Está causado principalmente por la tendencia de los iones potasio a seguir su gradiente de concentración, desenmascarando un pequeño exceso de carga negativa al interior celular. Otros iones contribuyen poco al mantenimiento de este potencial. La fuerza electroquímica que lleva a un ión cruzar la membrana es la diferencia entre el potencial de reposo y el potencial de equilibrio del ión. El potencial de equilibrio para un ión es el potencial en el que no hay un flujo neto de iones a través de la membrana.

La existencia del potencial de reposo se debe a que se alcanza un punto de equilibrio entre el proceso de difusión pasiva y la bomba de sodio-potasio. Para que se alcance y se mantenga, se requiere que la célula disponga de suficiente energía, pues en caso contrario la bomba se detiene y la difusión pasiva distribuiría los iones a ambos lados de la membrana. Esta bomba, constituida por una estructura proteica de la membrana celular, se encarga de fijar  $\text{Na}^+$  del interior y  $\text{K}^+$  del exterior y cambiarlos de lado, liberándolos en

el lado opuesto. En la figura 2.1 se aprecia que en este proceso se intercambian 3  $\text{Na}^+$  por 2  $\text{K}^+$ , por lo que hay un flujo catiónico neto hacia el exterior, lo que provoca la polarización de la membrana.

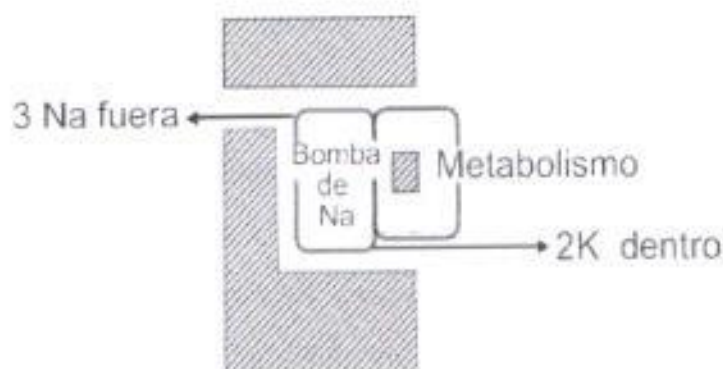


Figura 2.1. Bomba de Sodio-Potasio

(Tomado de <http://www.virtual.unal.edu.co>)

### 2.1.2 Potencial de Acción

Potencial de acción es la inversión del potencial de la membrana con una duración menor a 1ms y que puede llegar hasta +30mV. Obedece a la regla del todo o nada; el estímulo debe ser lo suficientemente grande como para despolarizar a la neurona por encima del valor umbral, si no se alcanza el umbral no hay disparo; si rebasa el umbral, el potencial de acción siempre tiene el mismo tamaño. Las neuronas no

pueden excitarse durante la despolarización y son difíciles de excitar durante la repolarización.

El potencial de acción, que es pasajero, se puede apreciar mejor en la figura 2.2, en el cual se observa que está constituido por varias fases que se describen a continuación:

1. Fase de despolarización
2. Fase de repolarización
3. Fase de hiperpolarización
4. Fase de reposo

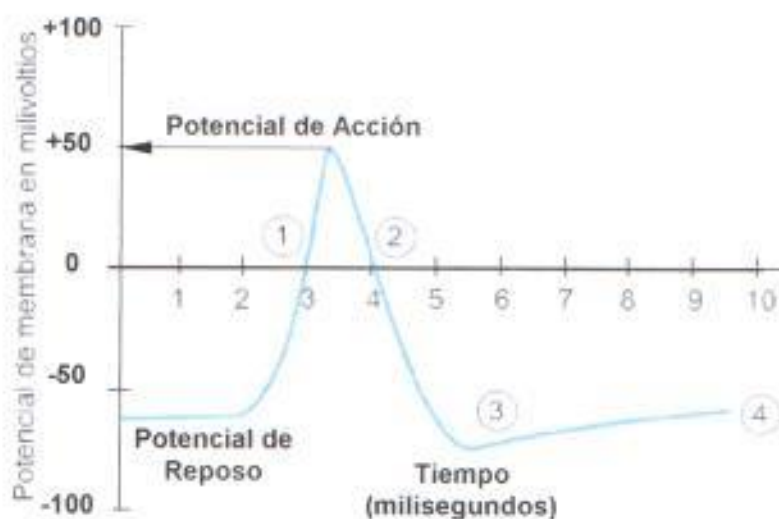


Figura 2.2. Proceso del Potencial de Acción

(Tomada de <http://www.virtual.unal.edu.co>)

La aparición de esta serie de cambios es el resultado de la



aparición transitoria de modificaciones en la permeabilidad de la membrana al  $\text{Na}^+$  y  $\text{K}^+$ , al ponerse en marcha nuevos procesos activos que se superponen a los ya existentes. La secuencia con que se producen es:

- Aumento de permeabilidad al  $\text{Na}^+$
- Inactivación de la permeabilidad al  $\text{Na}^+$
- Aumento de la permeabilidad al  $\text{K}^+$
- Inactivación de la permeabilidad al  $\text{K}^+$

## 2.2 Señal Eléctrica



Figura 2.3. Señal Eléctrica del Corazón

La imagen que se observa en la figura 2.3, representa el electrocardiograma de un corazón sano; ésta es la forma de onda que la actividad eléctrica de las células de un corazón normal

genera. Las diferentes ondas se originan por la despolarización y repolarización de distintas zonas del miocardio y se denominan P, Q, R, S, T, U y tienen voltaje positivo o negativo con respecto a la línea base isoelectrica.

En el corazón existe un grupo de células que se hallan ubicadas en la parte superior de la aurícula derecha, cerca de la vena cava superior, que se denomina "nodo sino-atrial" (nodo SA). Aquí, en el nodo SA se generan las corrientes iónicas de forma voluntaria y con gran precisión que se riegan por las fibras hasta llegar al nodo atrio-ventricular (nodo AV) para realizar las diferentes contracciones del corazón.

En el nodo AV ocurre un pequeño retardo de tiempo para completar la contracción de las aurículas antes que la contracción de los ventrículos empiece. Luego éste impulso eléctrico sigue por el haz de His hasta llegar a las fibras de Purkinje que se esparcen por los ventrículos ocasionando la contracción de estos. En la figura 2.3 se aprecian las diferentes ondas y segmentos de ondas que se toman en cuenta a la hora de analizar un EKG.

### **Onda P**

La onda P representa la actividad eléctrica de la contracción de ambas aurículas. Después de la onda P el impulso llega al nodo AV produciéndose una pausa, en ese instante, ya que se requiere cierto

tiempo para que la sangre pase por las válvulas y llegue a los ventrículos; entonces la aurícula se contrae expulsando la sangre. Después de la pausa, el nodo AV se encuentra estimulado y se inicia el impulso eléctrico que se dirige hacia abajo por el haz de His y las ramas del mismo. A medida que éste se va alejando se produce la llamada despolarización ventricular. Cuando no existe habitualmente estamos ante una fibrilación auricular u otro tipo de arritmia que corresponde a la onda P. Es muy útil en el estudio de las arritmias y se aplican en las derivaciones donde se observa mejor la onda P que son expresamente las derivaciones V1, V2, D2. En condiciones normales es la primera marca reconocible en el EKG.

La onda P tiene una duración menor de 100ms y su voltaje no excede los 2,5mV.

### **Intervalo PR**

Está representado en la figura 2.4, indica período de inactividad eléctrica correspondiente al retraso fisiológico que sufre el estímulo en el nodo atrio-ventricular. Su duración debe estar comprendida entre 120 y 200ms. Es la distancia entre el comienzo de la onda P y el principio del QRS.

- Alargado: suele corresponder a bloqueo AV de primer grado.
- Acortado: Taquicardias, síndromes de pre-excitación, ritmos nodales o auriculares bajos.



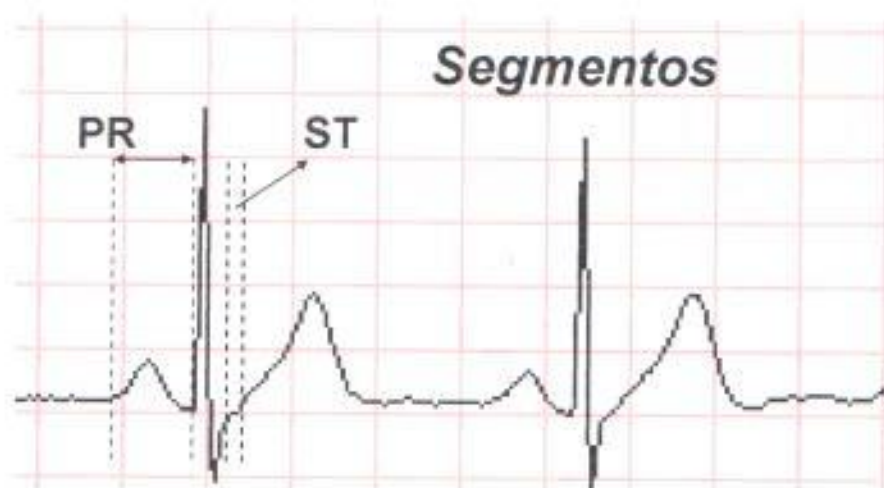


Figura 2.4. Segmento PR y ST de la Señal Cardíaca

### Onda Q

Es la primera deflexión negativa del complejo QRS. Anchura en las derivaciones D1, aVL, V5 y V6 no superior a 40ms. Está vinculada a la necrosis miocárdica. A menudo esta onda suele no visualizarse en el EKG, cuando existe siempre es la primera en el complejo QRS

### Intervalo QT

Comprende desde el inicio del QRS hasta el final de la onda T, como se indica en la figura 2.5. Representa la despolarización y repolarización ventricular y se ajusta a la frecuencia cardíaca.

A mayor frecuencia cardíaca, QT más corto. Existen reglas específicas para medirlo, aproximadamente es el 45% del ciclo del latido. Se mide en las derivaciones precordiales donde exista onda

Q, por ejemplo en V5, V6. Su duración esta comprendida entre los 320 y 400ms. Se define como la expresión eléctrica de toda la sístole ventricular.

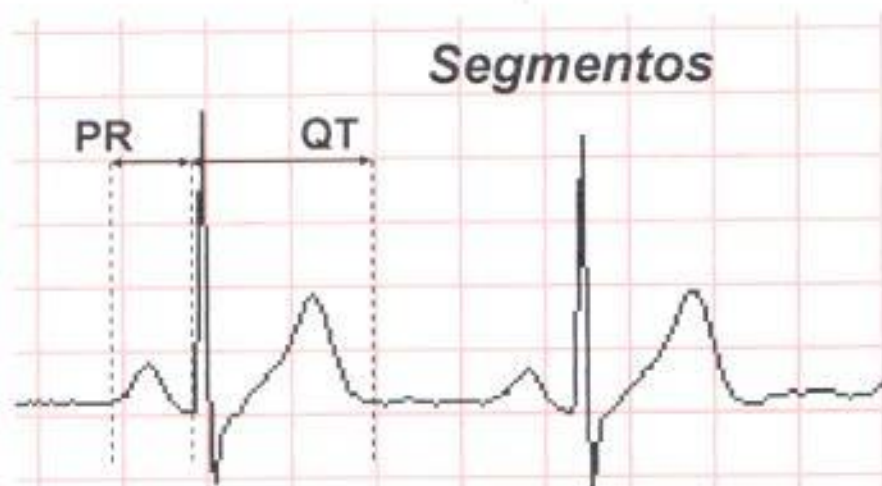


Figura 2.5. Segmento PR y QT de la Señal Cardíaca

### Complejo QRS

El complejo QRS comprende 3 ondas: Q, R, S, y representa la despolarización del miocardio ventricular es decir, sístole eléctrica. Representa la despolarización de ambos ventrículos. Su duración debe estar comprendida entre los 80 y 100ms. Es importante observar esta señal ya que identificará la mayor parte de las arritmias que amenazan la vida. Si no existe complejo QRS, el ritmo debe de ser sistolia o fibrilación ventricular.

### Segmento ST



Figura 2.6. Segmento ST y Onda T de la Señal Cardíaca

Comprende desde el final del QRS hasta el inicio de la onda T, se puede apreciar mejor en la figura 2.6. Se denomina repolarización al segmento ST y a la onda T, que a veces no se distinguen claramente y se habla de repolarización ó de ST-T. El segmento ST es isoelectrónico y recto.

Debe estudiarse siempre en cada derivación y es básico en el diagnóstico de la cardiopatía isquémica.

### Onda T

Corresponde a la repolarización ventricular, apareciendo al final del segmento ST. Permite que todas las células cardíacas recobren su carga positiva y poder despolarizar de nuevo. Posee una

polaridad positiva en todas las derivaciones. Aunque surgen excepciones en las derivaciones aVR, V1 y D3. La parte ascendente de la onda es mucho más lenta; mientras, la descendente es más rápida. Por ello, suele tener una forma asimétrica.

### **Onda R**

Primera deflexión positiva del complejo QRS. Voltaje entre 6 y 8mV, como máximo 25mV en casos excepcionales.

### **Onda S**

Deflexión negativa que sigue a la onda R. No siempre presente. En las precordiales derechas se detecta la onda S cuando se produce el alejamiento del gran vector del ventrículo izquierdo.

### **Onda U**

Pequeña deflexión positiva obtenida tras la onda T. Se ve a veces en EKG normales y debe de tener la misma dirección que la T. Puede indicar, si no es así, cardiopatía isquémica, etc. Corresponde a la despolarización de las fibras de Purkinje o para otros la despolarización del tabique basal.

## **2.3 Obtención de la Señal Eléctrica**

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. Al querer efectuar una medición de estos potenciales se debe recurrir al auxilio de instrumentos electrónicos, por lo que se presenta la necesidad de tomar los potenciales bioeléctricos 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".

### **2.3.1 Electroodos**

Los electrodos son dispositivos que convierten potenciales iónicos en potenciales eléctricos.

En electrofisiología el problema es más crítico por cuanto al adherir el electrodo sobre una porción de tejido se crea una interfase entre ambos, que es el lugar en donde se produce la conversión iónico-electrónica. Esta interfase presenta las características de pila, condensador y resistor debido a las reacciones químicas y físicas que se producen entre el metal del electrodo y la solución electrolítica que baña el tejido. Esta pequeña tensión dependerá del electrolito y del metal con el



que esté confeccionado el electrodo. A este pequeño potencial se lo conoce con el nombre de "potencial de offset del electrodo", siendo deseable que su valor sea lo más bajo posible.

Cuando se colocan dos electrodos similares sobre cualquier tejido, incluso la piel aparentemente seca, pero en realidad humedecida por la secreción sudorípara, se forman casi inmediatamente pequeñísimos potenciales que aunque generalmente de sustancias poco reaccionantes ( Pt, Ag, Cu), generan efectos indeseables debidos a cambios en el "potencial de offset" del electrodo, que pueden ir de un valor de pocos mV hasta unos 300mV, según la calidad de los electrodos utilizados. Estos efectos pueden obstaculizar seriamente la medición de los potenciales bioeléctricos que, excepto en casos excepcionales, no sobrepasan los 200mV, aunque sin embargo en el caso de los potenciales cerebrales tomados sobre el cuero cabelludo, están alrededor de los 500mV. Los cambios que se producen durante un lapso muy breve de tiempo, se conocen como " Fluctuaciones Rápidas " ó " Ruido ".

Un factor a tener en cuenta es que el material utilizado en la construcción de los electrodos debe ser un buen conductor, a

fin de que los potenciales recogidos sobre el tejido lleguen al instrumento con la menor atenuación y deformación posibles. Los materiales más usados en la confección de electrodos metálicos son: plata alemana (aleación de Ni-Cu y Zn), aleación de Ni-Ag, aleación de Ni-Acero, amalgama de Ag/AgCl y Ag con un proceso de cloruración con Ag/Cl en su cara activa.

### 2.3.2 Tipos de Electrodos

Existen tres tipos de electrodos para fines de diagnósticos:

#### 1. *Electrodos de Superficie*

1. **Capacitivos.-** Consisten en una placa metálica recubierta por una delgadísima capa de material aislante de elevada constante dieléctrica (óxido de aluminio, óxido de tantalio, dióxido de silicón). La piel debajo del electrodo constituye la otra placa del condensador. Estos electrodos son usados cuando se desea independizarse de los fenómenos de polarización, fluctuaciones, almacenamiento de carga o el uso de pasta de acople.
2. **De Contacto Directo.-** Son los más comúnmente utilizados en EKG, VCG (vectorcardiografía), EEG, EOG (electrooculografía) 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. En nuestro caso hemos utilizado electrodos de contacto directo planos, estos son los más requeridos. Pueden ser rectangulares, cuadrados o circulares. Su superficie varía entre  $20\text{cm}^2$  para EKG 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. La impedancia de contacto para los electrodos más grandes, a 100Hz es de alrededor de  $6\text{K}\Omega$  promedio; a 1000Hz es de unos  $200\Omega$ . Para los electrodos más pequeños la impedancia de contacto a 10Hz esta alrededor de  $10\text{k}\Omega$  promedio; a 1000Hz es de unos  $500\Omega$ .

## 2. *Intratisulares*

También llamados subintergumentales, son aquellos que se enclavan profundamente en los tejidos. Se destacan

los utilizados en EMG y electrodiagnóstico por ser éstas, prácticas habituales de diagnóstico. Son utilizados además en experiencias de laboratorio, o durante algunas operaciones neurológicas (cerebrales); pocas veces en EEG y menos aún en EKG y EOG. Existen dos tipos de electrodos intratisulares: Intracerebrales subcorticales y electrodos de aguja de usos diversos pero sobre todo en EMG.

### **3. Intracelulares**

A fin de estudiar los eventos bioeléctricos que tienen lugar dentro de las células y aún extraer conclusiones acerca de los elementos eléctricos equivalentes que yacen en ellas se utilizan los llamados microelectrodos o electrodo intracelulares. Los tipos de electrodos utilizados son: el metálico y el de micropipeta.

#### **2.3.3 Forma de Colocar los Electroodos**

Una vez elegido el material y el tamaño del electrodo, se lo debe aplicar sobre el tejido a estudiar tratando que quede lo mas adherido posible, de manera que capte nítidamente los biopotenciales del corazón.

Ello se logra en la práctica interponiendo una buena pasta o gel conductor no reaccionante con el tejido, obviamente el



tejido deberá estar desengrasado después de haberlo limpiado con alcohol antes de aplicar el gel electrolítico. Es necesario que una solución electrolítica sea intermedia entre el tejido y el electrodo con el objeto de evitar distorsión por movimientos del sujeto como suele suceder al efectuar ECG, EEG y EMG.

En el momento de la lectura el paciente al que se le han aplicado los electrodos debe de estar lo más relajado posible y evitar moverse para que los electrodos no se despeguen o cambien de lugar en la piel.

## **2.4 Derivaciones**

Dependiendo de la posición sobre la superficie del cuerpo del paciente donde se coloquen los electrodos, se tendrán distintas derivaciones o pares de puntos, en resumen estas derivaciones son: derivaciones bipolares, derivaciones unipolares y derivaciones precordiales.

### **2.4.1 Derivaciones Bipolares**

Las derivaciones bipolares se aprecian en la figura 2.7 y son las que se obtienen con el llamado "triángulo de Einthoven", en las cuales los electrodos se colocan en las extremidades superiores e inferiores. Registran la diferencia de potencial eléctrico entre dos puntos.



*Derivación D1 ó I.-* Registran las diferencias de potencial entre el brazo izquierdo (LA+) y el brazo derecho (RA -).

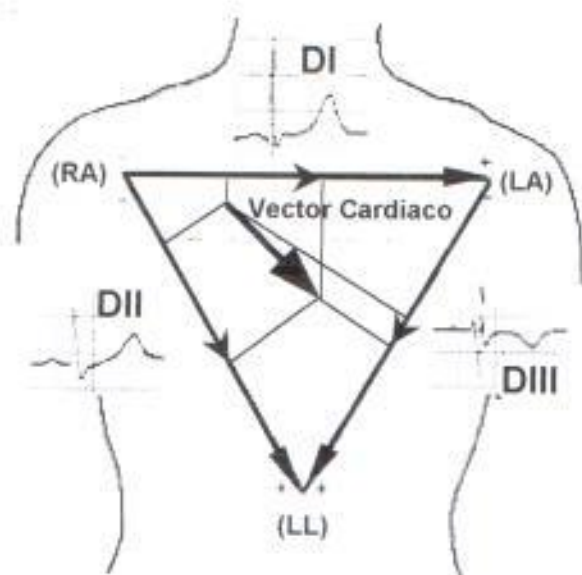


Figura 2.7. Derivaciones Bipolares

(Tomada de <http://www.iqb.es>)

*Derivación D2 ó II.-* Los electrodos se colocan en la pierna izquierda (LL+) y el brazo derecho (RA -).

*Derivación D3 ó III.-* Mide el potencial entre la pierna izquierda (LL+) y el brazo izquierdo (LA -) respectivamente.

#### 2.4.2 Derivaciones Unipolares

Registran las variaciones de potencial de un punto con respecto a otro que se considera con actividad eléctrica 0. Son

tres y se muestran en la figura 2.8. Estas derivaciones se

denominan aVR, aVL y aVF que significa:

aVR: vector aumentado al brazo derecho.

aVL: vector aumentado al brazo izquierdo.

aVF: vector aumentado al pie.

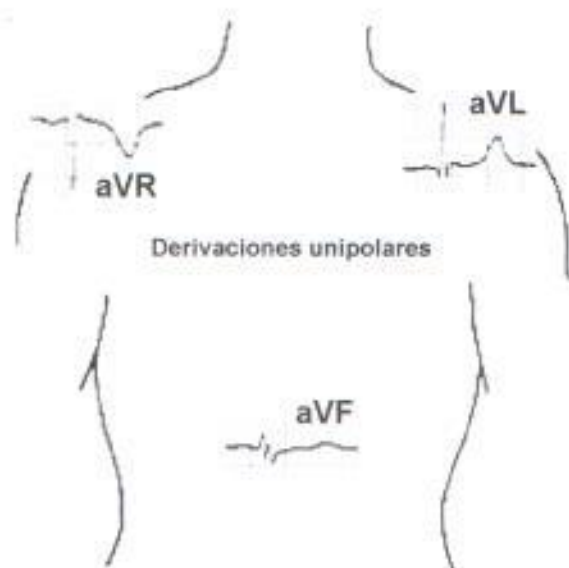


Figura 2.8. Derivaciones Unipolares

(Tomado de <http://www.iqb.es>)

Se obtienen conectando las tres extremidades a un punto denominado "terminal central" que a efectos prácticos se considera que tiene un potencial cero y sirve como electrodo indiferente o de referencia. Esto permite que al colocar el

electrodo explorador en la extremidad superior derecha, la extremidad superior izquierda o la extremidad inferior izquierda, se puedan registrar los potenciales eléctricos en dicha extremidad. La letra "V" identifica a la derivación unipolar y las letras "R", "L" y "F" a las extremidades respectivas.

### 2.4.3 Derivaciones Precordiales

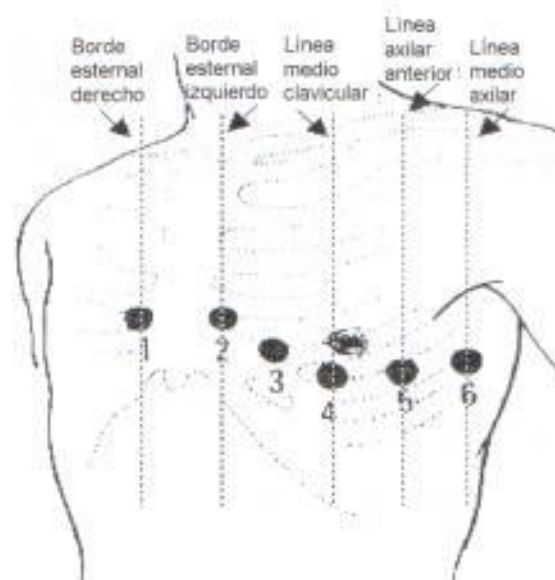


Figura 2.9. Derivaciones Precordiales

(Tomado de <http://www.iqb.es>)

Seis medidas más denominadas derivaciones precordiales se observan en la figura 2.9; éstas examinan el vector cardíaco

en el plano transversal, el plano que corta al pecho del paciente. Según la posición del "Chest" las derivaciones toman los siguientes nombres:

V1 Cuarto espacio intercostal derecho pegado al esternón.

V2 Cuarto espacio intercostal izquierdo pegado al esternón.

V3 Simétrico entre V2 y V4.

V4 Quinto espacio intercostal izquierdo siguiendo la línea medio clavicular.

V5 Quinto espacio intercostal izquierdo siguiendo la línea anterior axilar.

V6 Quinto espacio intercostal izquierdo siguiendo la línea axilar media.

# CAPÍTULO 3

## 3. ARQUITECTURA GENERAL DEL SISTEMA

### 3.1 Funcionamiento del Sistema de Adquisición de Datos

El sistema se basa en la elaboración de un módulo de adquisición de señales bioeléctricas del corazón (EKG). Se colocan los electrodos en los brazos y piernas del paciente para tomar una derivación bipolar de la señal eléctrica del corazón (D1, D2 ó D3); esta señal obtenida del paciente por medio de los electrodos, ingresa al circuito de eliminación de ruido en donde las señales de modo común son eliminadas.

Para asegurar que la frecuencia de la señal adquirida esté entre 0.05 y 100Hz, que es el rango de frecuencias que establecen las normas médicas para las señales bioeléctricas del corazón, la señal adquirida ingresa al filtro pasa banda que regula el ancho de banda de estas frecuencias.

La señal hasta ahora obtenida ingresa al convertidor



analógico-digital ADC0809 para ser convertida en una señal digital de 8 bits. El convertidor ADC0809 toma 100ms en el proceso de conversión de la señal y además, el reloj conectado externamente a éste, tiene una frecuencia de muestreo de la señal a convertir de 100Hz, la cual es una frecuencia razonable para poder observar la señal luego en la pantalla de la computadora.

La señal analógica obtenida del paciente a través de los electrodos se ha transformado en una señal digital de 8 bits, ideal para que la computadora pueda leer estos datos a través del puerto paralelo. Mediante el uso efectivo del software se crea la interfaz de la PC que toma los datos a través del puerto paralelo y los muestra en el monitor.

El software utilizado para crear la interfaz gráfica es Visual Basic 6.0 debido a su fácil lenguaje de programación y a la gran cantidad de herramientas que dispone para crear interfaces graficas con mayor facilidad y sencillez. Esta interfaz muestra en la pantalla la señal de EKG del paciente y determina también la frecuencia cardiaca del mismo.

### **3.2 Diagrama de Bloques del Sistema**

En la figura 3.1 se muestra el diagrama de bloques general del módulo EKG; básicamente está compuesto de los siguientes bloques:

**Fuente de Alimentación.-** El diseño de esta fuente es sencillo debido a que consta de dos pilas de 9v y de un regulador de voltaje, LM7805 que ofrece en su salida +5v. Con las dos pilas podemos obtener  $\pm 9v$  y energizar toda la parte analógica del circuito general y a través del regulador de voltaje LM7805 se energizan todos los circuitos digitales.



Figura 3.1. Diagrama de Bloques

**Bloque de Adquisición de la Señal.**- Está determinado por los circuitos que forman el Amplificador de Instrumentación, el Filtro Pasa-Banda, el Filtro Notch y el Amplificador Sumador Inversor. La señal que se obtiene del paciente va directamente al amplificador de instrumentación cuya característica principal es amplificar la señal diferencial que existe entre sus entradas y al mismo tiempo reducir al mínimo las señales que son comunes en estas entradas.

El filtro pasa banda se encarga de eliminar las señales que no se encuentren dentro del rango de frecuencias en las que están las señales bioeléctricas del corazón. La señal hasta ahora procesada ingresa al filtro Notch para eliminar el ruido inducido por las señales de 60Hz y luego se tiene el amplificador sumador inversor que sirve para dar ganancia a la señal cardiaca y desplazarla de tal manera que su máximo y mínimo se encuentre entre 0v y 5v para ingresarla al bloque de digitalización. Todos los circuitos de este bloque son analógicos y son energizados con  $\pm 9v$ .

**Bloque de Digitalización.**- En este bloque el principal elemento es el convertidor analógico-digital ADC0809 que digitaliza la señal cardiaca para poder transferirla a la computadora personal por medio del puerto paralelo. En este bloque se halla también el buffer 74LS244 que sirve para proteger al puerto paralelo de la computadora en caso de fallas en el electrocardiógrafo.

**Bloque de Control y Periféricos.** - Aquí se encuentra el monitor del computador, en el que se visualiza la interfaz gráfica que dibuja en la pantalla la señal cardiaca del paciente; además está el CPU en donde se encuentra grabado el programa creado en Visual Basic 6.0 y su respectivo puerto paralelo, medio por el cual se reciben los datos que provienen del hardware.

### 3.3 Principios y Fundamentos para el Diseño

#### 3.3.1 Fundamentos para la Adquisición de la Señal

La señal obtenida debe ser amplificada y filtrada ya que una característica de los potenciales bioeléctricos es su baja amplitud. Para elevar dichos potenciales se deben emplear configuraciones electrónicas especiales. Además es necesario que este equipo presente una elevada impedancia de entrada para disminuir las corrientes de fuga, las cuales pueden ocasionar que algún evento externo afecte el normal funcionamiento del corazón.

Por otro lado, además de la señal eléctrica que excita las células cardiacas, existen interferencias de todo tipo: la actividad muscular genera potenciales que no aportan nada al estudio, la red eléctrica induce sobre el cuerpo corrientes que enmascaran la verdadera actividad cardiaca. Por esos motivos la etapa de entrada está compuesta por un



amplificador de instrumentación que está constituido por dos seguidores de voltaje y un amplificador diferencial; dicho amplificador ofrece una elevada relación de rechazo de modo común (CMRR). Debido a esta propiedad del amplificador las pequeñas señales que provienen del corazón pueden ser amplificadas sin que se amplifiquen las señales de ruido.

### 3.3.2 Filtros

Las señales provenientes de la fase anterior tienen un nivel de ruido indeseado, lo que impide un tratamiento efectivo de la información. Para evitar estos inconvenientes se utiliza un filtro pasa-banda que ayuda a limitar el rango de trabajo de frecuencias entre 0.05 – 100Hz. Estudios realizados demuestran que señales arriba de 100Hz no son cardiológicas. Además filtrando las frecuencias menores de 0.05Hz eliminamos una diferencia de potencial ocasional entre los electrodos y la superficie de la piel que alcanza niveles de hasta 300mV y que puede llegar a saturar los circuitos del amplificador. Una vez limitado nuestro ancho de banda se implementa un filtro Notch o de muesca de 60Hz, consiguiendo de esta manera atenuar las interferencias producidas por la red eléctrica en el monitoreo.



### 3.3.3 Amplificador

En la última etapa se quiere tener la señal lista para ser procesada por el convertidor analógico-digital (ADC), pero éste trabaja entre 0 y 5v, por lo tanto no podemos tener a la señal cardiaca oscilando entre -9v y +9v.

Para obtener como resultado una señal que oscile entre los valores de tensión deseados, se suma a la señal obtenida una señal continua para desplazarla hacia arriba; esta suma se logra a través de un amplificador sumador inversor de manera que obtenemos una señal positiva agregando además una pequeña ganancia a la señal de entrada para asegurar que esté entre 0v y 5v.

### 3.3.4 Conversión Analógica a Digital

Para digitalizar la señal analógica usamos un ADC0809. Este circuito integrado puede digitalizar señales analógicas comprendidas entre 0 y 5 voltios, a señales digitales de salida paralela de 8 bits. Para que el convertidor analógico a digital pueda realizar su tarea de manera satisfactoria necesitamos un oscilador de gran precisión. El oscilador cumple la función de reloj y envía los pulsos de control para el inicio de la conversión y mantiene el ADC sincronizado. Para generar los pulsos se ha utilizado el LM555 conectado en modo astable,

logrando de esta forma una señal cuadrada estable y de período fijo. La frecuencia de oscilación es regida por el capacitor y las resistencias involucradas. El capacitor hace aumentar la frecuencia de manera inversamente proporcional a su capacidad obteniendo un periodo menor y como consecuencia de esto una mayor cantidad de puntos digitalizados.

### **3.3.5 Buffers**

Una vez que la señal es procesada a través del ADC0809 obtenemos señales digitalizadas necesarias para la comunicación con la computadora. Después de obtener dicha señal, las salidas digitales del ADC0809 van conectadas al multiplexor 74LS157 y luego deberían ir conectadas directamente al puerto paralelo, pero se interpone el buffer 74LS244 y las salidas del buffer van al puerto paralelo de la computadora. Esto se realiza con el fin de poder obtener la etapa de aislamiento que sirve para proteger y aislar la computadora de todo el circuito. Además al colocar el buffer se puede manejar una mayor corriente debido a que el buffer es energizado por la fuente de 5v.

### 3.4 Lectura y Escritura de Datos a través del Puerto Paralelo

El Puerto Paralelo es el conector hembra que usualmente se sitúa en la parte trasera del gabinete de la PC, y en donde se conecta la impresora u otros dispositivos, como escáneres y demás. Sin embargo, y en especial en aplicaciones electrónicas se le puede extraer mucho provecho a este medio de comunicación entre la PC y el exterior, aprovechando con esto las grandes prestaciones de la misma. Se llama puerto paralelo porque tiene un bus de datos de 8 líneas y se pueden escribir en él 8 bits al mismo tiempo.

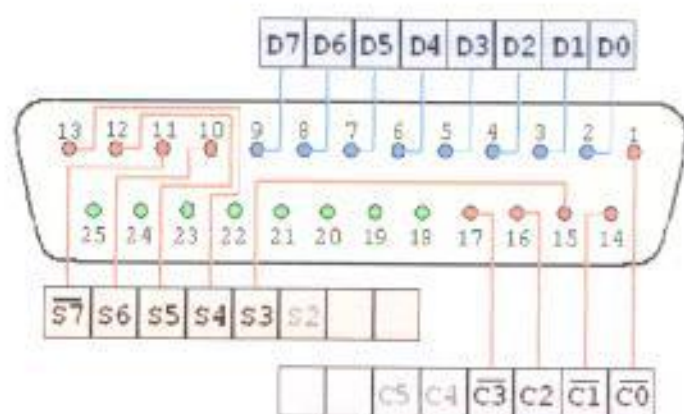


Figura 3.2. Pines del Puerto Paralelo del PC

En la figura 3.2 se pueden apreciar los tres registros o puertos que forman el puerto paralelo, los cuales se detallan a continuación:

Registros de Datos: D0 D1 D2 D3 D4 D5 D6.

Registros de Estado: S3 S4 S5 S6 S7.

Registros de Control: C0 C1 C2 C3 C4 C5.

En el presente proyecto se ha utilizado el Puerto Paralelo Estándar (SPP por sus siglas en inglés) en el *modo nibble* definiendo los registros del puerto de la siguiente forma:

El puerto DATOS: tiene 8 bits y es solo de escritura

El puerto ESTADO: tiene 5 terminales y es solo de lectura

El puerto CONTROL: tiene 4 terminales y es de lectura/escritura.

Tierra: Las restantes 8 terminales están aterrizadas

Entonces, se observa que se puede utilizar el registro de DATOS para escribir hacia el hardware porque es un registro de salida de datos no de entrada, y se puede utilizar el registro de ESTADO para leer datos desde el hardware debido a que este registro sirve para ingresar datos y no para enviar los datos hacia fuera, hacia el hardware.

En este proyecto se ha utilizado el software Visual Basic 6.0 para leer y escribir datos en el puerto paralelo de la PC; y además se ha creado una interfaz gráfica que muestra la señal bioeléctrica del corazón.

El programa Visual Basic 6.0 no tiene instrucciones propias para escribir o leer datos del puerto paralelo. Lo que se hace es controlar el puerto por medio de una DLL, que significa librería de enlace dinámico. La librería de enlace dinámico es uno de los elementos principales del sistema operativo Windows 9X. En su



concepto básico, se trata de archivos ejecutables independientes que contienen funciones y recursos que pueden ser llamados por los programas y por otras DLL para realizar ciertos trabajos. Una DLL no puede ser ejecutada en forma independiente; entra en acción hasta que un programa u otra DLL llama a una de las funciones de la librería. El término "enlace dinámico" se refiere al hecho de que el código que contiene la DLL se incorpora al programa ejecutable que la llama sólo hasta el momento en que es requerido, en tiempo de ejecución.

Dentro de la DLL tenemos funciones que controlan el puerto paralelo y que pueden ser llamadas desde Visual Basic logrando con esto nuestro objetivo.

En Internet se puede encontrar una gran cantidad de estas librerías; la que nos dio mejor resultado es la INPOUT32.DLL debido a que trabaja bajo cualquier Windows, incluso el XP.

Para utilizar esta librería desde Visual Basic, lo primero que debemos hacer es declararla de la siguiente manera:

```
Public Declare Function Inp Lib "inpout32.dll" _
```

```
Alias "Inp32" (ByVal PortAddress As Integer) As Integer
```

```
Public Declare Sub Outp Lib "inpout32.dll" _
```

```
Alias "Out32" (ByVal PortAddress As Integer, ByVal Value As Integer)
```



Para escribir datos en el puerto se hace de la siguiente manera:

*Outp DireccionPuerto, dato a escribir*

La función *Outp* está declarada arriba y sirve para escribir en el puerto. La sintaxis de la función es escribir la dirección del registro del puerto al que se va a enviar el dato que en este caso es la dirección del registro *DATOS*, seguido de una coma el valor que deseamos cargar en el puerto.

Para leer datos en el puerto se hace de forma similar:

*Byte\_leído = Inp(DireccionPuerto + 1)*

La función *Inp* también declarada arriba sirve para leer los datos que provienen desde el hardware. La sintaxis de la función es escribir la dirección del puerto en el que deseo leer que sería la dirección del registro *ESTADO*. Este dato leído se guarda en la variable *Byte\_leído* para uso del programa de la interfaz gráfica.

Para que estas instrucciones declaradas en el módulo principal del programa funcionen correctamente, se tiene que copiar la librería *INPOUT32.DLL* en el sistema operativo. Para realizar esta acción se ubica primero la carpeta "windows" y luego dentro de ésta se abre la carpeta "system" y aquí se copia la librería.

Cuando se ha cargado la librería en nuestro sistema, el siguiente paso a seguir es conocer la dirección del puerto paralelo y para esto solo basta con revisar las propiedades del puerto *LPT1*, que en la

mayoría de los casos, la dirección "base" es la 378h.

Cuando se habla de la dirección del puerto paralelo se observa el término "dirección base". La razón de esto radica en que el puerto tiene tres registros y la dirección base da información de la dirección del registro de DATOS, la dirección "base+1" se refiere a la dirección del registro de ESTADO y la dirección "base+2" al registro de CONTROL. Así, dependiendo si se escribe o se lee datos del puerto, se tiene que colocar en el programa la dirección del registro al que se desea acceder.

### **3.5 Interfaz y Control por Software**

El principio fundamental para crear la interfaz gráfica es permitir que el usuario no solamente pueda observar la señal cardiaca sino que además disponga de ciertas utilidades que el software puede ofrecer. En la figura 3.3 se puede apreciar la interfaz gráfica creada para este proyecto, ésta es muy sencilla y fácil de interpretar en comparación con otras que pueden ser mucho más elaboradas.

La interfaz del proyecto mostrada en la figura 3.3 permite realizar básicamente seis controles por software. Tres de estos controles radican en los botones de comando etiquetados con los nombres de Iniciar EKG, Detener EKG y Guardar. Estos han sido creados para que el usuario tenga el control total del sistema de adquisición de señal. Al hacer clic en el botón Iniciar EKG el galeno da inicio a la

adquisición y graficación de la señal cardiaca, obteniendo el electrocardiograma del paciente. Con un clic en el botón Detener EKG da por terminado la adquisición y graficación del electrocardiograma. Con el botón Guardar el galeno puede grabar el electrocardiograma del paciente como imagen de mapa de bits (extensión bmp) en la carpeta que este desee, para luego poder estudiar con mas detalle el electrocardiograma.

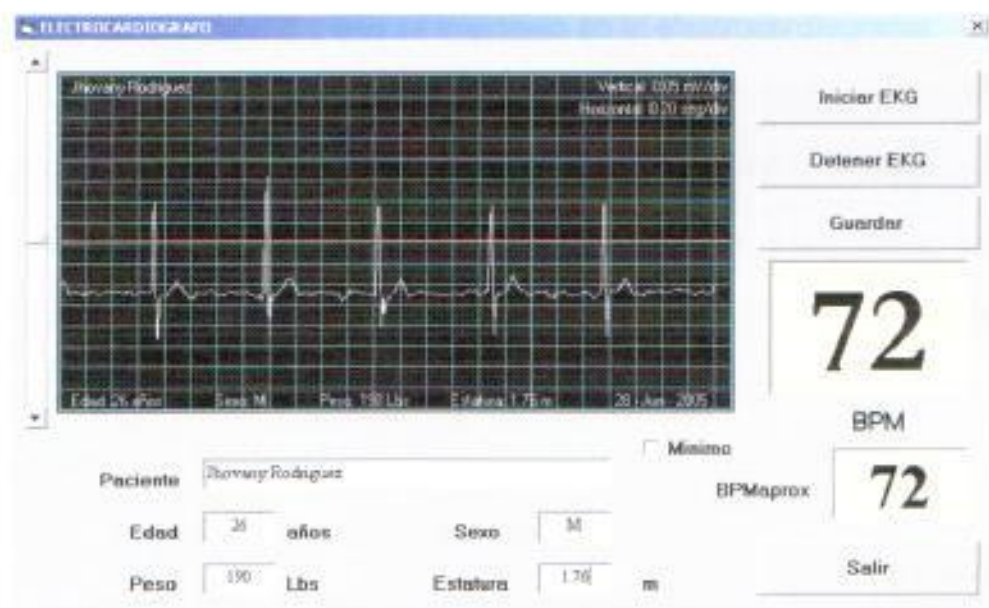


Figura 3.3. Interfaz Gráfica

Los otros dos controles que realiza el software los realiza internamente con la ayuda de la barra vertical ajustable que se encuentra en la parte izquierda de la interfaz. Estos resultados se

muestran en los cuadros etiquetados como BPM y BPMaprox. Los números que se observan en estos cuadros son el número de pulsos que realiza el corazón cada 60 y 20 segundos respectivamente.

Por último si no se desea ocupar mas el electrocardiógrafo solamente se pulsa el botón Salir para cerrar la interfaz y se paga el electrocardiógrafo.

En la interfaz también hay casilleros en donde se debe escribir el nombre del paciente, edad, sexo, peso y estatura; que son datos útiles para el galeno y que se imprimen en el electrocardiograma.



# CAPÍTULO 4

## 4. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN

### 4.1 Adquisición de la Señal

La señal cardiaca que se desea graficar en la computadora es de amplitud muy pequeña, de aproximadamente 1mV y además se encuentra mezclada con señales de interferencias y artefactos. De manera que para obtener la señal limpia de estas señales se la debe procesar a través de varios circuitos electrónicos; estos circuitos se presentan a continuación.

#### 4.1.1 Amplificador de Instrumentación

Es el circuito más importante dentro del módulo EKG, debido al rechazo que ofrece a las señales de modo común, eliminándolas casi por completo, amplificando solo las señales de entrada diferencial. Está formado básicamente por un amplificador diferencial acoplado y un amplificador diferencial básico.



En la figura 4.1 se muestra la estructura del amplificador de instrumentación implementado en el módulo EKG.

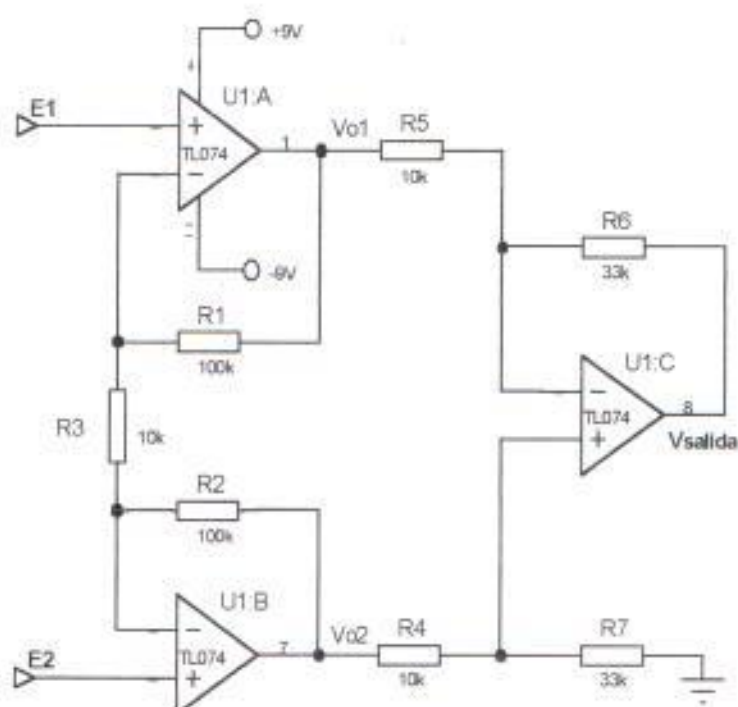


Figura 4.1. Amplificador de Instrumentación

En la figura 4.1 se pueden observar los dos seguidores de voltaje, conectados a través de las resistencias R1, R2 y R3. Este circuito pequeño se denomina amplificador diferencial acoplado.

Los dos seguidores de voltaje sirven para mantener una

elevada impedancia de entrada del circuito, y las tres resistencias nos ayudan a tener una amplificación diferencial ajustable. Aunque se aumente el valor de estas tres resistencias; la elevada resistencia de entrada se mantiene inalterada por medio de los seguidores de voltaje.

El control de ganancia diferencial se realiza en esta etapa debido a que, en el amplificador diferencial básico que sigue a continuación del amplificador diferencial acoplado, las resistencias deben estar perfectamente acopladas de dos en dos, por lo que resulta difícil controlar la ganancia en este circuito tratando de variar resistencias. Se puede dar una ganancia fija pero no variable en el amplificador diferencial básico.

En la salida de cada seguidor de voltaje tenemos las señales  $V_{o1}$  y  $V_{o2}$  respectivamente, mientras que en la resistencia  $R_3$  que casi siempre es un potenciómetro, tenemos el voltaje diferencial:  $E_1 - E_2$ , debido a los seguidores de voltaje. Teniendo en cuenta esto, el voltaje diferencial que se presenta en los terminales de salida del amplificador diferencial acoplado es:

$$V_{o1} - V_{o2} = \left( \frac{R_1}{R_3} + \frac{R_2}{R_3} + 1 \right) (E_1 - E_2)$$

Igualando las resistencias R1 y R2, y además haciendo que estas dos tengan una constante "a" de proporcionalidad con respecto a la resistencia R3, tenemos la siguiente fórmula para la salida del amplificador diferencial acoplado:

$$V_{o1} - V_{o2} = (1 + 2a) (E_1 - E_2)$$

Se puede apreciar que la ganancia diferencial depende de la constante "a"; de manera que se puede ajustar la ganancia aumentado o disminuyendo el valor de "a".

La segunda etapa del amplificador de instrumentación es el amplificador diferencial básico que tiene como característica principal permitir captar y amplificar una señal pequeña que se presenta junto con una señal de ruido mucho más grande, debido a que es inevitable la abundante existencia de voltajes inducidos y de ruido, provenientes de diversas fuentes y que muchas veces no es fácil detectar.

En la figura 4.1 se muestra el amplificador diferencial utilizado; éste está formado por cuatro resistores y un solo amplificador operacional. Realizando el análisis para cada una de las entradas tenemos que las ecuaciones que rigen este circuito son las siguientes:

$$V_{\text{salida1}} = -\frac{R_6}{R_5} V_{01} \quad ; \text{ debido a la señal } V_{01}$$

$$V_{\text{salida2}} = \frac{R_7}{R_4} V_{02} \quad ; \text{ debido a la señal } V_{02}$$

$$V_{\text{salida}} = \frac{R_7}{R_4} V_{02} - \frac{R_6}{R_5} V_{01}$$

Se observa que la magnitud del voltaje de salida depende de los valores de las resistencias que integran el amplificador diferencial. Como el propósito de este circuito es amplificar la señal diferencial de entrada ( $V_{01} - V_{02}$ ) y eliminar o reducir al mínimo las señales que son comunes en ambas entradas, como el ruido y demás interferencias, por lo que se debe hacer que la ganancia que se da a cada entrada, tanto a  $V_{01}$  como a  $V_{02}$ , sean iguales para que, la amplificación de las señales de modo común sea nula. Este objetivo se logra igualando de dos en dos las cuatro resistencias involucradas, de la siguiente forma:

$$R_5 = R_4 = R$$

$$R_6 = R_7 = mR$$

A las resistencias  $R_6$  y  $R_7$  se les han dado un valor de "m" veces las otras dos resistencias para dar ganancia a esta etapa, sino se desea amplificar la señal, se deben dar el

mismo valor a las cuatro resistencias.

Las señales de ruido en teoría no son amplificadas pero como no se han utilizado resistencias de precisión, sino resistencias con valores muy próximos entre sí, existe una pequeña amplificación de las señales de ruido que se pueden observar en la señal de salida.

Entonces, acoplando las resistencias en la forma mencionada se tiene que el voltaje de salida al final del amplificador de instrumentación se puede calcular con la siguiente fórmula:

$$V_{\text{salida}} = m(1 + 2a)(E_1 - E_2)$$

Donde "m" es la ganancia que se da a la señal mediante el amplificador diferencial básico y "(1 + 2a)" es la ganancia que se obtiene en la primera etapa.

Como se puede apreciar, el voltaje de salida depende de la constante "m(1+2a)" y de la diferencia de las dos señales de entrada, logrando que las señales que son comunes en ambas entradas se anulen y se amplifique sólo la diferencia de las dos señales de entrada.

En la construcción del amplificador de instrumentación se emplea el circuito integrado TL074 que tiene en su interior cuatro amplificadores diferenciales de tecnología JFET. Se



utiliza este amplificador operacional debido a que tiene una corriente de polarización muy pequeña, y por lo tanto, el desequilibrio del circuito es pequeño dando como resultado una amplificación pequeña del ruido.

## 4.2 Filtro Pasa Banda

A continuación del amplificador de instrumentación se encuentra el filtro pasa banda comprendido entre 0.05Hz y 100Hz, que es la banda de frecuencias en la que se encuentran las señales bioeléctricas del corazón, según lo establecido por las normas médicas. Mediante este filtro se logra eliminar también las señales de interferencia de altas frecuencias.

En esta etapa, la señal bioeléctrica también recibe amplificación y se la puede calcular reemplazando los capacitores del filtro pasa banda por sus respectivos circuitos equivalentes en la frecuencia de operación. Se puede realizar esta acción debido a que en la frecuencia de operación, el capacitor C2 es equivalente a un cortocircuito y el capacitor C1 es equivalente a un circuito abierto. Entonces el circuito mostrado en la figura 4.2 se reduce a un amplificador no inversor cuya señal de salida se expresa de la siguiente manera:

$$V_{out} = \left(1 + \frac{R2}{R1}\right)V_{in}$$

Los valores de frecuencia de 0.05Hz y 100Hz, definen las frecuencias de corte inferior ( $f_l$ ) y superior ( $f_h$ ) respectivamente; obteniendo un ancho de banda (B) de 99.95Hz.

#### 4.2.1 Filtro Pasa Bajos

La parte del circuito mostrado en la figura 4.2 que actúa como filtro pasa bajos es la red formada por la resistencia R2 y el capacitor C1.

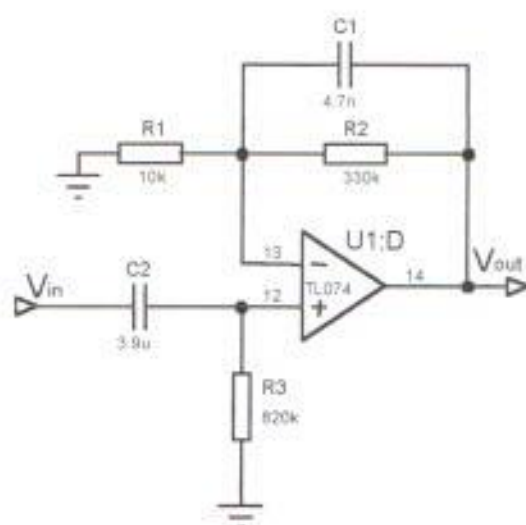


Figura 4.2. Filtro Pasa Banda (0.05Hz – 100Hz)

Esta red está diseñada para dejar pasar señales de hasta 100Hz como máximo; señales que estén por arriba de los 100Hz son atenuadas y eliminadas. Cuando ingresan señales

inferiores de 100Hz, el capacitor C1 se comporta como un circuito abierto y deja pasar la señal, en cambio cuando la señal de entrada sobrepasa los 100Hz, el capacitor C1 actúa como un cortocircuito y evita que la señal pase.

Conociendo el valor de la frecuencia de corte superior ( $f_H = 100\text{Hz}$ ); los valores de R2 y C1 se encuentran a partir de la siguiente expresión:

$$f_H = \frac{1}{2\pi R_2 C_1}$$

#### 4.2.2 Filtro Pasa Altos

Este filtro es también parte del filtro pasa banda, mostrado en la figura 4.2 y está formado por la resistencia R3 y el capacitor C2. En la frecuencia de operación el capacitor C2 se comporta como un circuito cerrado y deja pasar la señal, en cambio cuando la señal de entrada es inferior a los 0.05Hz, el capacitor C2 actúa como un circuito abierto y la señal, es rechazada.

En este circuito la resistencia R3 y el capacitor C2 actúan como filtro pasa altos y el valor de estos elementos define la frecuencia de corte inferior ( $f_L$ ), de 0.05 Hz. La expresión empleada para calcular estos valores es la siguiente:

$$f_L = \frac{1}{2\pi R_3 C_2}$$

### 4.3 Filtro Muesca

Una vez que se ha determinado el rango de frecuencias para la señal que se obtiene, lo que queda por hacer es ingresar esta señal a un filtro muesca (Notch), debido a que la presencia del ruido en el registro de biopotenciales es prácticamente inevitable.

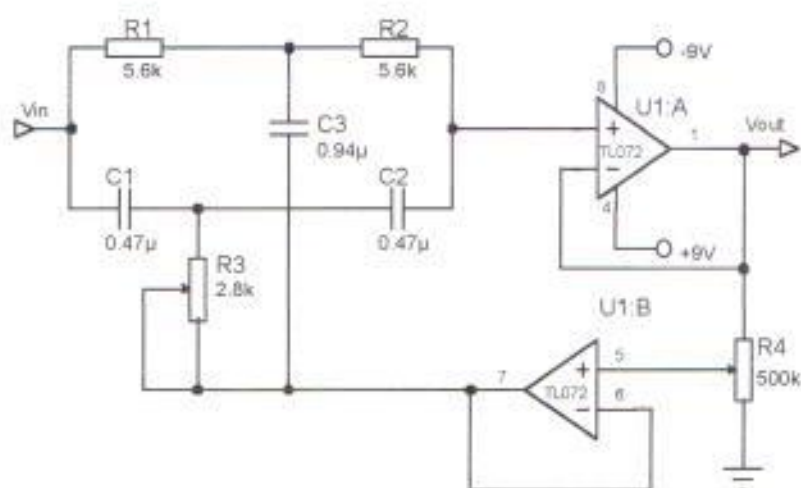


Figura 4.3. Filtro Rechazo de Banda (Notch)

Este tipo de filtro se caracteriza por eliminar señales de una frecuencia específica. En este proyecto se trata de eliminar el ruido

inducido por la red eléctrica y demás aparatos como luces, computadores, y otros dispositivos que funcionan con la red eléctrica doméstica de 60Hz. Entonces se implementa el filtro Notch para una frecuencia de 60Hz, eliminando de esta manera las señales de ruido producidas por esta frecuencia que distorsionan la señal electrocardiográfica.

En la figura 4.3 se muestra el filtro Notch utilizado, en el cual el valor de R1 es igual a R2; y el valor de R3 es la mitad de estos. De la misma forma el valor de los capacitores C1 y C2 es el mismo y el valor del capacitor C3 es la suma de C1 y C2. La siguiente expresión determina el valor de la frecuencia que se desea eliminar:

$$f_o = \frac{1}{2\pi R_2 C_2}$$

#### 4.4 Amplificador

La señal obtenida hasta ahora necesita ser manipulada para que alcance una amplitud comprendida entre 0v y 5v, para poder digitalizarla con el ADC0809, que acepta como entrada sólo señales que estén comprendidas entre esos valores.

Esto se logra con un amplificador sumador inversor que se muestra en la figura 4.4. Se suma un voltaje DC de manera que se obtiene una señal positiva y además se le da ganancia para asegurar que esté entre 0v y 5v.



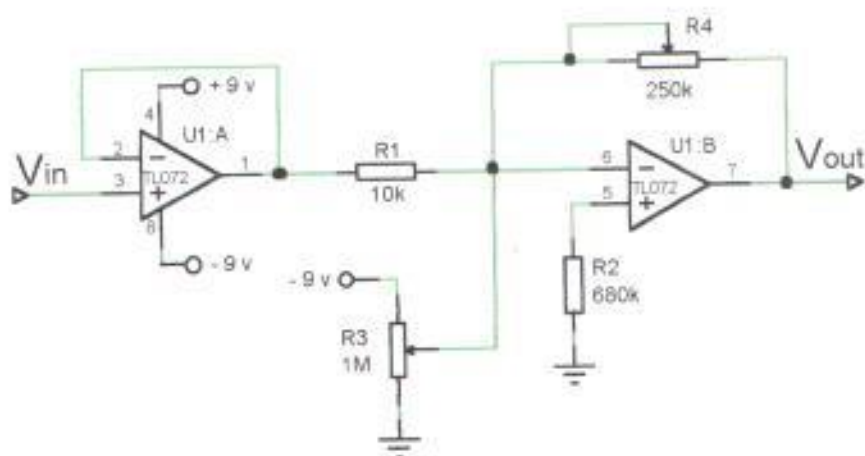


Figura 4.4. Amplificador

El opamp U1:A, mostrado en la figura 4.4, es un buffer seguidor de voltaje que sirve para separar esta etapa de la anterior para que la señal no se vea afectada por algún cambio de impedancias.

#### 4.5 Conversión Analógica a Digital

En la salida del circuito amplificador mostrado en la figura 4.4 se tiene la señal cardíaca del paciente libre del ruido e interferencias en lo posible y además la señal está comprendida entre 0 y 5 voltios.

De manera que la señal obtenida al inicio ha sido procesada y dejada lista para ser digitalizada, y así, poder ingresarla al PC a través de puerto paralelo. En la figura 4.5 se muestra el circuito digital general que interactúa con el PC mediante el puerto paralelo para mostrar la señal cardíaca en el monitor del computador.

Este circuito está compuesto básicamente por el convertidor analógico-digital (ADC) ADC0809 el cual toma la señal cardiaca analógica comprendida entre 0 y 5 voltios y la convierte en una señal digital paralela de 8 bits proporcional al valor que existe en la entrada del ADC. El voltaje de referencia aplicado al ADC es +5v por lo que el rango del paso más pequeño para 1 LSB (resolución) es 19.5mV y el tiempo que toma para digitalizar la señal es de 100us.

El ADC trabaja en conjunto con dos relojes digitales que están contruidos con los circuitos integrados temporizadores LM555. En la figura 4.5 se puede observar que los dos integrados LM555 operan en modo astable de manera que en la salida de cada uno de ellos se tiene una señal cuadrada de una frecuencia que está determinada por las resistencias y capacitores conectados en cada uno de ellos. Para calcular la frecuencia se debe emplear la siguiente fórmula:

$$f = \frac{1.44}{(R_5 + 2R_4)C_7} \quad ; \text{ para el integrado U5}$$

$$f = \frac{1.44}{[R_3 + 2(R_1 + R_2)]C} \quad ; \text{ para el integrado U4}$$

El ADC0809 necesita recibir una señal de reloj en el pin 10 (CLOCK) para que sus circuitos internos trabajen, y para esto se ha utilizado el

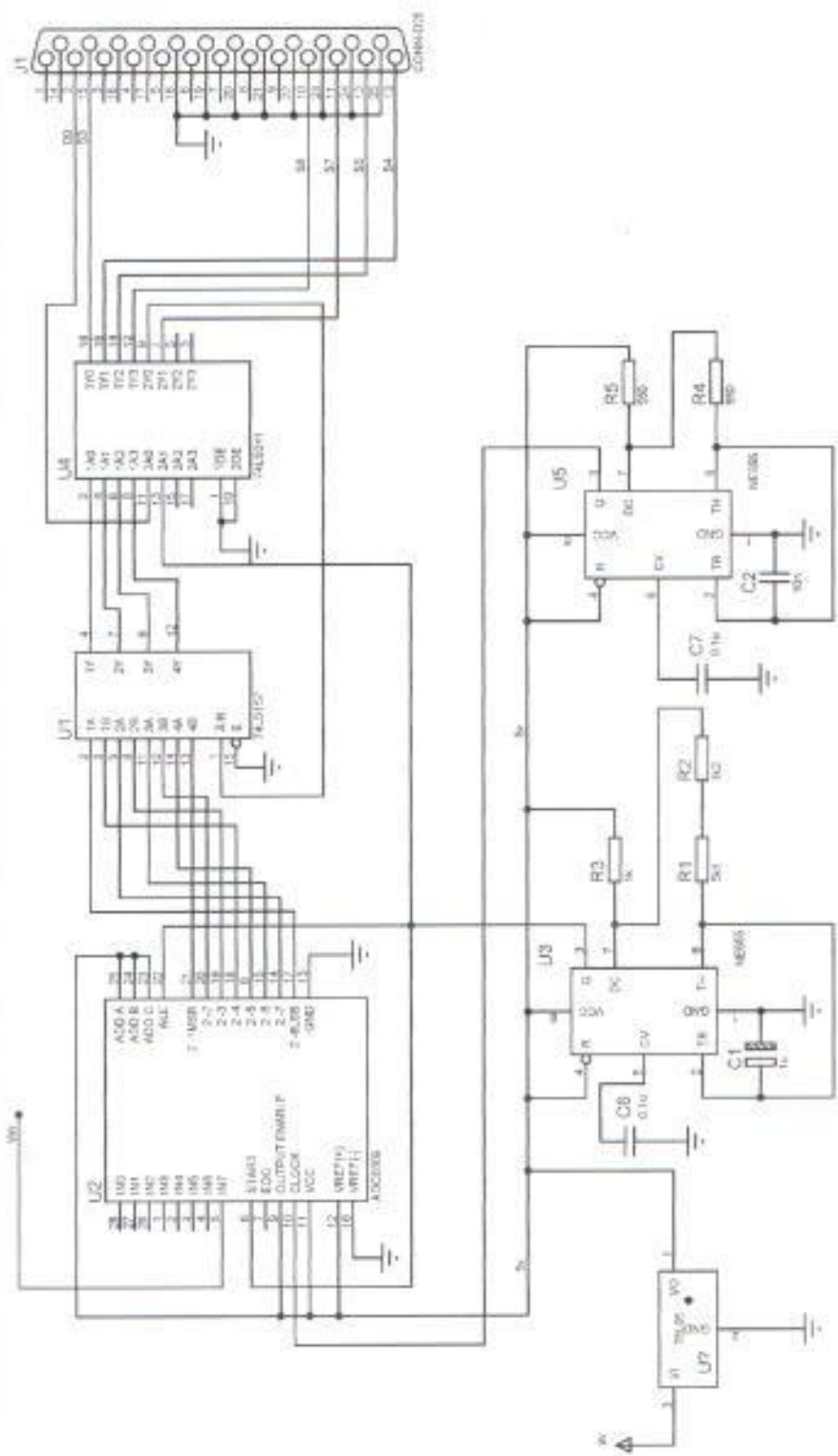


Figura 4.5. Circuito Digital General

integrado U5 que tiene en su salida una señal cuadrada de 85.64Khz.

El otro integrado, el U3, es utilizado para muestrear la señal cada 10ms obteniendo una frecuencia de muestreo de 100Hz que es aceptable para poder visualizar la señal en el monitor de la computadora. Para poder controlar que el convertidor reciba el pulso de conversión cada 10ms, la señal cuadrada de salida del integrado U3 es conectada al pin 6 (START) del ADC0809 iniciando así cada 10ms una nueva conversión de otro valor de la señal analógica obtenida del paciente.

#### **4.6 Buffers**

En la figura 4.5 se observa que el circuito integrado 74LS244 es el que transfiere la señal digital hacia el puerto paralelo representado en la figura 4.5 como el conector DB25.

Este integrado no es mas que un buffer octal de tecnología CMOS que se utiliza para separar todo el circuito digital y analógico del puerto paralelo de la computadora.

#### **4.7 Conexión al Puerto Paralelo de la PC**

Para poder establecer un enlace entre el circuito electrónico y la computadora personal a través del puerto paralelo se debe conocer para que sirve cada uno de los 25 pines de que consta este puerto.

Se puede encontrar una amplia bibliografía que detalla el uso específico de cada terminal con respecto a la impresora, pero lo que interesa es conocer en qué terminales del puerto paralelo de la computadora personal se puede escribir datos hacia el hardware y en qué terminales podemos leer datos desde el hardware además del tipo de lógica de las señales es decir si son señales con lógica positiva o negativa detalle al que se debería prestar atención para evitar la lectura o escritura de datos erróneos.

Como se explicó anteriormente en el puerto paralelo podemos encontrar tres registros o puertos: DATOS (D0 - D7), ESTADO (S3 - S7) y CONTROL (C0 - C5), estos registros se los puede apreciar mejor en la figura 4.6.



Figura 4.6. Puerto Paralelo

El puerto DATOS es de 8 bits los cuales son de salida, es decir este



registro está conectado en el bus de datos pero no cumple la función dual de leer y escribir en el bus, tan solo lee los datos que se encuentran en el bus y los transfiere a sus pines de salida de los cuales se pueden disponer físicamente en el conector DB25 hembra que está en la parte posterior del gabinete de la PC desde el pin 2 hasta el pin 9. Los 8 pines de salida de este registro son de lógica positiva por lo que no hay que realizar ningún ajuste en el dato a escribir.

El puerto ESTADO es también un registro de 8 terminales pero físicamente solo se utilizan 5 terminales que son de entrada. En el conector DB25 estos terminales son el 15,13, 12, 10, 11. Este registro no puede leer datos del bus y transferirlos a sus pines de salida; tan solo puede escribir en el bus de datos, de manera que los valores que recibe desde el hardware externo los transfiere hacia el bus de datos para que el programa diseñado adquiera estos valores y efectúe las operaciones correspondientes. Solo el pin S7 es de lógica negativa, esto se debe tener en cuenta al momento de adquirir el dato en cuyo caso se debe hacer la negación lógica para evitar errores en la lectura.

El puerto CONTROL es un registro de 8 bits pero físicamente se utilizan 4 terminales y es de lectura/escritura, es decir, se puede enviar o recibir señales eléctricas, según nuestras necesidades. De

los 8 bits de este registro solo se utilizan los cuatro de menor peso o sea el C0, C1, C2 y C3, con un pequeño detalle, los bits C0, C1, y C3 son de lógica negativa. Algunos pines de este registro de control son utilizados para habilitar el modo bidireccional del puerto paralelo en aquellas computadoras que constan de esta ventaja. Debido a que solo se necesita 1 línea para enviar datos y cinco líneas para leer los valores que envía el hardware externo, este registro de control no fue utilizado en este proyecto, utilizando solo los registros de ESTADO Y CONTROL. Las restantes 8 terminales (18-25) están aterrizadas.

Entonces, se observa que se puede utilizar el registro de DATOS para escribir hacia el hardware y el registro de ESTADO para leer datos desde el hardware.

Al utilizar el registro ESTADO (STATUS en inglés), se observó anteriormente que este registro consta de solo 5 líneas de datos y no de ocho, por lo que la señal digitalizada en 8 bits que se obtiene en la salida del convertidor analógico-digital ADC0809 se la divide en dos grupos de 4 bits mediante el multiplexor 74LS157; esto se puede apreciar mejor en la figura 4.5; de tal forma que primero se lean los 4 bits LSB (de menor orden) y luego se lean los otros 4 bits MSB (de mayor orden) para luego mediante el software reconstruir la señal de 8 bits. Como solo se van a ocupar 4 líneas del registro de ESTADO

se usan los pines de lógica positiva que son el S3, S4, S5 y el S6.

Para reconstruir el byte se utilizan los operadores lógicos AND, OR y XOR y los operadores matemáticos de la multiplicación y división con los que se pueden manipular los bits que se desean, aprovechando que la mayoría de los lenguajes de programación constan de estos operadores. La acción de adquirir y luego reconstruir el byte se explica paso a paso y gráficamente en lo que sigue. En las tablas que siguen a continuación una X o una Y indican bits que se leen o necesitan mientras que " ? " indican bits que no son necesario conocerlos; además se escriben los códigos utilizados en el programa fuente del proyecto.

- Extracción del semi-byte bajo (LSB)

Outp DireccionPuerto, 0 'Seleciono Byte LSB en el multiplexor 74LS157

Byte\_leido1 = Inp(DireccionPuerto + 1)

?	X	X	X	X	?	?	?
---	---	---	---	---	---	---	---

120 en binario

0	1	1	1	1	0	0	0
---	---	---	---	---	---	---	---

Byte\_leido1 = Byte\_leido1 And (120)

0	X	X	X	X	0	0	0
---	---	---	---	---	---	---	---

8 en binario

0	0	0	0	1	0	0	0
---	---	---	---	---	---	---	---

Byte\_leido1 = Byte\_leido1 / 8

0	0	0	0	X	X	X	X
---	---	---	---	---	---	---	---

Como resultado se tiene el byte "0000XXXX" que es lo que se deseaba, ingresar al nibble "XXXX" en el registro del programa como el nibble de menor orden. El número 120 en binario se usa para limpiar el byte leído por medio del operador lógico AND, es decir para colocar "0" en los bits que no interesan. Al dividir para 8 se reduce el número binario desplazándolo tres espacios hacia la derecha.

- Extracción del semi-byte alto (MSB)

Outp DireccionPuerto, 1 'Seleciono Byte MSB en el multiplexor 74LS157

Byte\_leido2 = Inp(DireccionPuerto + 1)

?	Y	Y	Y	Y	?	?	?
---	---	---	---	---	---	---	---

120 en binario

0	1	1	1	1	0	0	0
---	---	---	---	---	---	---	---



Byte\_leido2 = Byte\_leido2 And (120)

0	Y	Y	Y	Y	0	0	0
---	---	---	---	---	---	---	---

2 en binario

0	0	0	0	0	0	1	0
---	---	---	---	---	---	---	---

Byte\_leido2 = Byte\_leido2 \* 2

Y	Y	Y	Y	0	0	0	0
---	---	---	---	---	---	---	---

El resultado es el byte "YYYY0000" logrando así, ingresar al nibble "YYYY" en el registro del programa como el nibble de mayor orden. Nuevamente el número 120 en binario se usa con el operador lógico AND para colocar "0" en los bits que no interesan. El byte obtenido se multiplica por 2 para aumentar el valor binario y así desplazarlo dos espacios hacia la izquierda.

- Reconstrucción del byte

Byte\_leido1

0	0	0	0	X	X	X	X
---	---	---	---	---	---	---	---

Byte\_leido2

Y	Y	Y	Y	0	0	0	0
---	---	---	---	---	---	---	---



$$\text{Byte\_leido1} = \text{Byte\_leido1} + \text{Byte\_leido2}$$

Y	Y	Y	Y	X	X	X	X
---	---	---	---	---	---	---	---

De esta forma se logra ingresar cada uno de los valores digitales que corresponden a la señal analógica en el array de datos que se haya asignado en el programa. En este proyecto ese registro se denomina "Byte\_leido1".

En algunas computadoras se pueden tener puertos paralelos en los cuales los registros de datos, estado y control, pueden tener una función dual, es decir pueden servir tanto para leer como para escribir datos.

Esta característica de puerto bidireccional es propia de las computadoras modernas y para habilitarlo o deshabilitarlo se utiliza el bit 5 ó 6 del puerto de control. Una vez que se ha hecho esto se pueden hacer lecturas de la información a través del puerto de datos.

Pero debido a que no todas las computadoras gozan de esta ventaja se ha utilizado el "modo nibble" del Puerto Paralelo Estándar (SPP por sus siglas en inglés), antes explicado para conectar el hardware al computador personal logrando con esto que el electrocardiógrafo pueda ser conectado a cualquier PC.

# CAPÍTULO 5

## 5. DISEÑO DEL SOFTWARE

### 5.1 Diagrama de Flujo General

En la figura 5.1 se muestra la secuencia en que el programa efectúa la recepción y la graficación de la señal en la computadora.

Como se puede ver en el diagrama de flujo de la figura 5.1, la interfaz gráfica aparece en el monitor de la computadora cuando se ejecuta el programa cargándose inmediatamente el formulario correspondiente. El programa empieza a recibir la señal cuando se activa la variable "Muestreo" mediante el botón de comando "Iniciar EKG" que aparece en la interfaz. Como primer paso, realiza la lectura del byte (8 bits) de la señal digitalizada en el ADC0809, adquiriendo primero los cuatro bits menos significativos (LSB) y luego los siguientes cuatro bits más significativos (MSB). Entonces reconstruye el byte que corresponde al valor de la señal en ese momento y la grafica en el monitor.

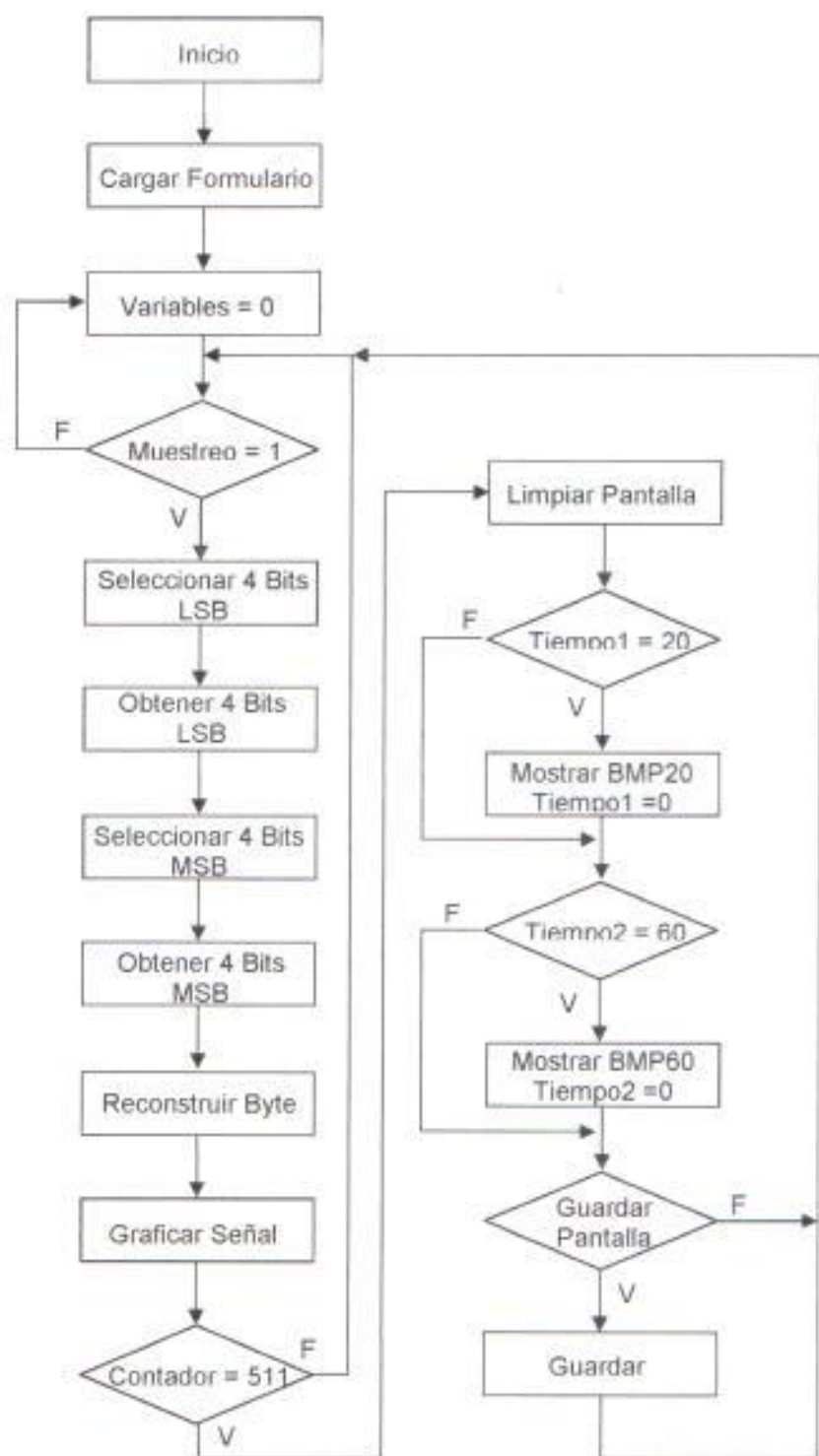


Figura 5.1. Diagrama de Flujo General

La señal empieza a mostrarse desde la parte izquierda hasta la parte derecha de la pantalla, graficando exactamente 512 puntos, que son el número de puntos en que se ha dividido de manera horizontal el cuadro negro que es parte de la interfaz en donde se grafica la señal. Cada vez que llega al último punto, el programa debe realizar varias acciones. La primera es borrar el gráfico actual para seguir dibujando la señal desde el inicio de la pantalla y luego debe verificar si han transcurrido 20s o 60s; en tales casos mostrará el valor de los latidos del corazón por minuto, BPM (por sus siglas en inglés beats per minute).

Por último, el programa verifica si se ha activado la opción guardar, en cuyo caso guarda la señal (electrocardiograma) como archivo de mapa de bits (bmp) en la carpeta asignada por el usuario. Si no es así va al inicio para comenzar todo otra vez.

## 5.2 Código Fuente del Programa

### Diálogo

---

Option Explicit

Dim ListIndex1 As Integer

Dim ListCount1 As Long

Dim Contador1 As Long

```
Dim Contador2 As Long
Dim cadenita1 As String
Dim posicion1 As Integer
```

---

```
Private Sub CancelButton_Click()
    Unload Me
End Sub
```

---

```
Private Sub Dir1_Click()
    Dim str1 As String
    str1 = Dir1.List(Dir1.ListIndex)
    ChDir (str1)
    File1.Path = str1
End Sub
```

---

```
Private Sub File1_Click()
    Dim str1 As String
    str1 = File1.List(File1.ListIndex)
    Text1.Text = str1
End Sub
```

---

```
Private Sub Drive1_Change()
```



```
On Error Resume Next
Dim str1 As String
str1 = Drive1.Drive
ChDrive (str1)
If (Err = 0) Then
    str1 = CurDir$
    Dir1.Path = str1
    File1.Path = str1
    ListIndex1 = Drive1.ListIndex
Else
    Drive1.ListIndex = ListIndex1
    Err = 0
End If
End Sub
```

---

```
Private Sub Form_Load()
    Dim ListIndexMax As Long
    ListIndex1 = Drive1.ListIndex
    'En Text1.Text debe ponerse un nombre de archivo de imagen,
    'por ejemplo Img00001.BMP, si este archivo ya existe en el
    'directorio actual, entonces se pone Img00002.BMP, y asi hasta
    'Img99999.BMP, al cual es improbable que se llegue.
```

```
ListCount1 = File1.ListCount
If ListCount1 <= 0 Then
    Text1.Text = "Img00001.bmp"
    Exit Sub
End If
For Contador1 = 1 To 99999
    cadenita1 = "img" & Format(Contador1, "00000") & ".bmp"
    For Contador2 = 0 To (ListCount1 - 1)
        If UCase(cadenita1) = UCase(File1.List(Contador2)) Then
GoTo Label1
    Next
    GoTo Label2
Label1:
    Next
Label2:
    Text1.Text = cadenita1
End Sub

-----

Private Sub OKButton_Click()
    On Error Resume Next
    Dim DirName As String
    Dim m As Integer
```

```
DirName = ""  
If Text1.Text = "" Then Exit Sub  
If Text1.Text <> "" Then  
DirName = Dir(Text1.Text)  
End If  
If (DirName = "") Then GoTo Label1  
'para abrir archivo para escribir.  
If (DirName <> "") Then  
m = MsgBox("Sobreescribir el archivo " & UCase(DirName) & " ?",  
vbInformation + vbYesNo, "Archivo ya existe")  
If (m = 6) Then  
If (GetAttr(DirName) And vbReadOnly) = vbReadOnly Then  
Call MsgBox("No se puede sobreescribir, el archivo " &  
UCase(DirName) & " es de solo lectura.", vbExclamation +  
vbOKOnly, "No se puede sobreescribir")  
Exit Sub  
End If  
If (GetAttr(DirName) And vbHidden) = vbHidden Then  
Call MsgBox("No se puede sobreescribir, el archivo " &  
UCase(DirName) & " es oculto.", vbExclamation + vbOKOnly, "No se  
puede sobreescribir")
```

```
Exit Sub

End If

If (GetAttr(DirName) And vbSystem) = vbSystem Then

    Call MsgBox("No se puede sobrescribir, el archivo " &
    UCase(DirName) & " es de sistema.", vbExclamation + vbOKOnly,
    "No se puede sobrescribir")

    Exit Sub

End If

If (GetAttr(DirName) And vbVolume) = vbVolume Then

    Call MsgBox("No se puede sobrescribir, el archivo " &
    UCase(DirName) & " es de volumen.", vbExclamation + vbOKOnly,
    "No se puede sobrescribir")

    Exit Sub

End If

If (GetAttr(DirName) And vbDirectory) = vbDirectory Then

    Call MsgBox("No se puede sobrescribir, el archivo " &
    UCase(DirName) & " es un directorio.", vbExclamation + vbOKOnly,
    "No se puede sobrescribir")

    Exit Sub

End If

GoTo Label1

End If
```

```
Exit Sub
End If
Label1:
SavePicture Form1.Picture3.Image, (Text1.Text)
'Open Text1.Text For Output As #1
'Print #1, cadenita1
'Close #1
'Call MsgBox("Archivo Guardado", vbOKOnly, "Exito")
Unload Me
End Sub
```

---

### FORM1

---

Option Explicit

```
Private Sub cmdIniciarEKG_Click()
```

```
Dim I As Long
```

```
    If Muestreo_activado = 0 Then
```

```
        'Open "Samples1.txt" For Input As #1
```

```
        Contador1 = 0
```

```
        For I = 0 To 511
```

```
            Muestreos(I) = 0 'Estos son los puntos que se grafican.
```



```
Muestreos_Anteriores(I) = 0
Next
For I = 0 To INTERVAL_LENGTH - 1
    Samples(I) = -1 'Estos "Samples" son del filtro digital.
Next

    peak_detect = 0
    Form1.Picture1.Cls
    Dibuja_Cuadrícula
    Muestreo_activado = 1

End If
End Sub

-----

Private Sub cmdDetenerEKG_Click()
    'If Muestreo_activado = 1 Then
        Contador1 = 0
        'peak_detect = 0
        Muestreo_activado = 0
        'Close #1
    'End If
End Sub

-----
```

```
Private Sub cmdGuardarImagen_Click()
```

```
    sav = 1
```

```
End Sub
```

---

```
Private Sub chkMinimo_Click()
```

```
    If chkMinimo.Value = 1 Then
```

```
        opt = 1
```

```
        Pantallas = 0
```

```
        Pant = 0
```

```
    Else
```

```
        opt = 0
```

```
        Pantallas = 0
```

```
        Pant = 0
```

```
    End If
```

```
End Sub
```

---

```
Private Sub cmdSalir_Click()
```

```
    End
```

```
End Sub
```

---

```
Private Sub Form_Load()
```

```
    Dim I As Long
```

```
'Configurar el puerto paralelo:  
Outp DireccionPuerto + &H402, &H80  
Outp DireccionPuerto + 2, 0  
Outp DireccionPuerto, 0  
Muestreo_activado = 0  
Filtro_activado = 1  
Contador1 = 0  
Picture1.AutoRedraw = True  
Picture3.AutoRedraw = True  
Picture1.ScaleMode = vbPixels  
Picture1.ScaleHeight = 260  
Picture1.ScaleWidth = 516  
Picture3.ScaleMode = vbPixels  
Picture3.ScaleHeight = 260  
Picture3.ScaleWidth = 516  
chkFiltro.Value = 1
```

```
End Sub
```

---

```
Private Sub Form_Unload(Cancel As Integer)
```

```
    Outp DireccionPuerto, 0
```

```
End
```

```
End Sub
```

---

```
Private Sub chkFiltro_Click()
```

```
    If chkFiltro.Value = 1 Then
```

```
        Filtro_activado = 1
```

```
    Else
```

```
        Filtro_activado = 0
```

```
    End If
```

```
End Sub
```

---

```
Private Sub Timer1_Timer()
```

```
    Dim I As Long
```

```
    Dim J As Long
```

```
    Dim Byte_enviado As Integer
```

```
End Sub
```

---

```
Private Sub vsbLimite_Change()
```

```
    Limite = vsbLimite.Value
```

```
End Sub
```

---

### MODULO:

Option Explicit

Public Const DireccionPuerto = &H378

Public Declare Function Inp Lib "inpout32.dll" \_

Alias "Inp32" (ByVal PortAddress As Integer) As Integer

Public Declare Sub Outp Lib "inpout32.dll" \_

Alias "Out32" (ByVal PortAddress As Integer, ByVal Value As Integer)

Public inicio As Long

Public sav As Integer

Public Limite As Double

Public Contador1 As Long

Public c, m As Integer

Public Muestreos\_Anteriores\_1(0 To 512) As Integer

Public opt As Long

Public Picos(0 To 512) As Integer

Public numero\_picos As Integer

Public BPM As Integer



Public Pant As Integer

Public Pantallas As Integer

Public Muestreo\_activado As Integer

Public Filtro\_activado As Integer

Public Muestreos(0 To 512) As Integer

Public Muestreos\_Anteriores(0 To 512) As Double

Public Tiempo\_Inicial As Double

Public Tiempo\_Final As Double

Public Tiempo\_Transcurrido As Double

Public Tiempo\_Muestreo As Double

Public Tiempo\_Inicial1 As Double

Public Tiempo\_Final1 As Double

Public Tiempo\_Transcurrido\_1 As Double

Public Frecuencia\_Muestreo As Double

Public Frecuencia\_Cardiaca As Double

Public Const INTERVAL\_LENGTH = 5

Public Const INTERVAL\_LENGTH2 = 6

```
Public Samples(0 To 100) As Integer
```

```
Public peak_detect As Integer
```

---

```
Public Sub Main()
```

```
    Dim I As Long
```

```
    Dim Byte_leido1 As Integer
```

```
    Dim Byte_leido2 As Integer
```

```
    Contador1 = 0
```

```
    For I = 0 To 511 ' lleno con '0' los arrays de 512 posiciones
```

```
        Muestreos(I) = 0 'Estos son los puntos que se grafican.
```

```
        Muestreos_Anteriores(I) = 0
```

```
    Next
```

```
    For I = 0 To INTERVAL_LENGTH - 1
```

```
        Samples(I) = -1 'Estos "Samples" son del filtro digital.
```

```
    Next
```

```
    peak_detect = 0
```

```
    Form1.Show
```

```
    'Form1.Picture2.ForeColor = QBColor(15)
```

```
    Dibuja_Cuadrícula
```

```
Label_2:
```

```
If Muestreo_activado = 0 Then
```

```
    sav = 0
```

```
    BPM = 0
```

```
    Pant = 0
```

```
    Form1.lbl_BPM.Caption = Format(0, "##00")
```

```
    Form1.lbl_BPM20.Caption = Format(0, "##00")
```

```
    GoTo Label_1
```

```
End If
```

```
For I = 0 To 100000
```

```
    Byte_leido1 = Inp(DireccionPuerto + 1)
```

```
    If Byte_leido1 >= 128 Then
```

```
        GoTo Label_3 'Pregunta si el bit 7 esta en ALTO.
```

```
    End If
```

```
Next
```

```
GoTo Label_1
```

```
Label_3:
```

```
For I = 0 To 100000
```

```
    Byte_leido1 = Inp(DireccionPuerto + 1)
```

```
    If Byte_leido1 < 128 Then
```

```
        GoTo Label_4 'Pregunta si el bit 7 esta en BAJO.
```

```
    End If
```

```
Next
```

```
GoTo Label_1
```

```
Label_4:
```

```
Outp DireccionPuerto, 0 'Seleciono Byte LSB
```

```
For I = 0 To 10: Next 'Pequeñisimo retardo, para que se establezcan
los 4 bits.
```

```
Byte_leido1 = Inp(DireccionPuerto + 1)
```

```
Byte_leido1 = Byte_leido1 And (64 + 32 + 16 + 8)
```

```
Byte_leido1 = Byte_leido1 / 8
```

```
Outp DireccionPuerto, 1 'Seleciono Byte MSB
```

```
For I = 0 To 10: Next 'Pequeñisimo retardo, para que se
establezcan los 4 bits.
```

```
Byte_leido2 = Inp(DireccionPuerto + 1)
```

```
Byte_leido2 = Byte_leido2 And (64 + 32 + 16 + 8)
```

```
Byte_leido2 = Byte_leido2 * 2
```

```
Byte_leido1 = Byte_leido1 + Byte_leido2
```

```
If Filtro_activado = 0 Then
```

```
    Muestreos(Contador1) = Byte_leido1
```

```
End If
```

```
If Filtro_activado = 1 Then
```

```
    Muestreos(Contador1) = Digital_Filter(Byte_leido1)
```

```
End If
```

```
If Contador1 > 0 Then
```

```
Form1.Picture1.Line (Contador1 + 1, 257 - Muestreos(Contador1
- 1))-(Contador1 + 2, 257 - Muestreos(Contador1))
End If

If Contador1 = 0 Then
    Tiempo_Inicial = Timer()
End If

If Contador1 = 511 Then
    Tiempo_Final = Timer()
    Tiempo_Transcurrido = 5 * Tiempo_Final - Tiempo_Inicial
    If Tiempo_Transcurrido < 0# Then Tiempo_Transcurrido =
Tiempo_Transcurrido + 86400#
    If Tiempo_Transcurrido = 0# Then Tiempo_Transcurrido = 0.1
'Para evitar division por cero.
    Frecuencia_Muestreo = (511 / Tiempo_Transcurrido)
    'Form1.Label2.Caption = Format(Frecuencia_Muestreo,
"#00.00") & " Hz."
    'Close #1
End If

Tiempo_Muestreo = 5 / 511 * Tiempo_Transcurrido / 511
Form1.Picture1.ForeColor = QBColor(12)
Form1.Picture1.Line (1, Limite)-(514, Limite)
Form1.Picture1.ForeColor = QBColor(15)
```



```

Contador1 = Contador1 + 1
If Contador1 = 512 Then
    Contador1 = 0
    If sav = 1 Then
        Muestreo_activado = 0
        'Copia Picture1 en Picture3 pero con los colores invertidos.
        Form1.Picture3.PaintPicture Form1.Picture1.Image, 0, 0, ,
        . . . . ., vbNotSrcCopy
        Form1.Picture3.Picture = Form1.Picture3.Image
        'Abre la ventana que pide el nombre de archivo para guardarlo.
        Dialog1.Show
    End If
    For I = 0 To 512
        Muestreos_Anteriores(I) = Muestreos(I)
        Muestreos_Anteriores_1(I) = Muestreos(I)
    Next
    Form1.Picture1.Cls
    Dibuja_Cuadrícula
    Pantallas = Pantallas + 1
    If Pantallas > 1 Then
        Pant = Pant + 1

```

```
End If
```

```
Actualiza_Picture2
```

```
End If
```

```
Label_1:
```

```
DoEvents
```

```
GoTo Label_2
```

```
End Sub
```

---

```
Public Sub Dibuja_Cuadrícula()
```

```
Dim I As Integer
```

```
Form1.Picture1.ForeColor = QBColor(3)
```

```
Form1.Picture1.Line (0, 0)-(516, 0)
```

```
Form1.Picture1.Line (0, 1)-(516, 1)
```

```
Form1.Picture1.Line (0, 259)-(516, 259)
```

```
Form1.Picture1.Line (0, 258)-(516, 258)
```

```
Form1.Picture1.Line (0, 0)-(0, 259)
```

```
Form1.Picture1.Line (1, 0)-(1, 259)
```

```
Form1.Picture1.Line (514, 0)-(514, 259)
```

```
Form1.Picture1.Line (515, 0)-(515, 259)
```

```
For I = 21 To 511 Step 20
```

```
Form1.Picture1.Line (I, 2)-(I, 258)
```

```
Next
```

```
For I = 18 To 255 Step 16
```

```
    Form1.Picture1.Line (2, I)-(514, I)
```

```
Next
```

```
Form1.Picture1.ForeColor = QBColor(15)
```

```
Form1.Picture1.CurrentX = 412
```

```
Form1.Picture1.CurrentY = 4
```

```
Form1.Picture1.CurrentX = 398
```

```
Form1.Picture1.CurrentY = 21
```

```
'Paciente
```

```
Form1.Picture1.CurrentX = 10
```

```
Form1.Picture1.CurrentY = 4
```

```
Form1.Picture1.Print Form1.txt_Paciente.Text
```

```
'edad
```

```
Form1.Picture1.CurrentX = 10
```

```
Form1.Picture1.CurrentY = 245
```

```
Form1.Picture1.Print "Edad:"; " "; Form1.txt_Edad.Text; " "; "años"
```

```
'sexo
```

```
Form1.Picture1.CurrentX = 120
```

```
Form1.Picture1.CurrentY = 245
```

```
Form1.Picture1.Print "Sexo:"; " "; Form1.txt_Sexo.Text
```

'Peso

Form1.Picture1.CurrentX = 200

Form1.Picture1.CurrentY = 245

Form1.Picture1.Print "Peso:"; " "; Form1.txt\_Peso.Text; " "; "Lbs"

'Estatura

Form1.Picture1.CurrentX = 300

Form1.Picture1.CurrentY = 245

Form1.Picture1.Print "Estatura:"; " "; Form1.txt\_Estatura.Text; " ";

"m"

'Fecha

Form1.Picture1.CurrentX = 425

Form1.Picture1.CurrentY = 245

Form1.Picture1.Print Format(Now, "dd - mmm - yyyy")

End Sub

---

Public Sub Actualiza\_Picture2()

Dim Maximo As Double

Dim Minimo As Double

Dim x As Integer

Dim m As Integer

'CALCULA EL NUMERO DE PICOS

```

If opt = 0 Then
    inicio = 0
    Maximo = (257 - Form1.vsbLimite.Value)
    If (Muestreos(0) >= Maximo) Or (Muestreos(1) >= Maximo) Or
(Muestreos(2) >= Maximo) Or (Muestreos(3) >= Maximo) Or
(Muestreos(4) >= Maximo) Then
        For x = 0 To 258
            If Muestreos(x) >= Maximo Then
                Muestreos(x) = 0
            Else
                inicio = inicio + 1
                If inicio >= 1 Then GoTo label_6
            End If
        Next
    End If
label_6:
'Procedimiento para calcular el numero de maximos
    For x = 0 To 511      'coloco a 1 todos los valores mayores a
máximo
        Muestreos_Anteriores(x) = Muestreos(x)
        If Muestreos_Anteriores(x) >= Maximo Then
            Muestreos_Anteriores(x) = 1

```



```
Else  
    Muestreos_Anteriores(x) = 0  
End If
```

```
Next
```

```
m = 0
```

```
For x = 0 To 511 'coloco a 0 los pulsos continuos y deajo a 1
```

todos los primeros máximos

```
    If Muestreos_Anteriores(x) = 0 Then
```

```
        m = 0
```

```
    End If
```

```
    If Muestreos_Anteriores(x) = 1 Then
```

```
        m = m + 1
```

```
    End If
```

```
    If (Muestreos_Anteriores(x) = 1) And (m > 1) Then
```

```
        Muestreos_Anteriores(x) = 0
```

```
    End If
```

```
Next
```

```
numero_picos = 0
```

```
For x = 0 To 511 'calculo el número de picos (latidos) que hay
```

en 5seg(1 pantalla)

```
    If Muestreos_Anteriores(x) = 1 Then
```

```
        Picos(numero_picos) = x
```

```
numero_picos = numero_picos + 1
```

```
End If
```

```
Next
```

```
Else
```

```
'Procedimiento para calcular el numero de minimos
```

```
inicio = 0
```

```
Minimo = (257 - Form1.vsbLimite.Value)
```

```
For x = 0 To 511
```

```
    Muestreos_Anteriores(x) = Muestreos_Anteriores_1(x)
```

```
Next
```

```
If (Muestreos_Anteriores(0) <= Minimo) Or
```

```
(Muestreos_Anteriores(1) <= Minimo) Or (Muestreos_Anteriores(2)
```

```
<= Minimo) Or (Muestreos_Anteriores(3) <= Minimo) Or
```

```
(Muestreos_Anteriores(4) <= Minimo) Then
```

```
    For x = 0 To 258
```

```
        If Muestreos_Anteriores(x) <= Minimo Then
```

```
            Muestreos_Anteriores(x) = 0
```

```
        Else
```

```
            inicio = inicio + 1
```

```
            If inicio >= 1 Then GoTo label_7
```

```
        End If
```

```
    Next
```

End If

label\_7:

For x = 0 To 511

If Muestreos\_Anteriores(x) >= Minimo Then

Muestreos\_Anteriores(x) = 0

Else

If Muestreos\_Anteriores(x) = 0 Then

Muestreos\_Anteriores(x) = 0

Else

Muestreos\_Anteriores(x) = 1

End If

End If

Next

m = 0

For x = 0 To 511

If Muestreos\_Anteriores(x) = 0 Then

m = 0

End If

If Muestreos\_Anteriores(x) = 1 Then

m = m + 1

End If

```
If (Muestreos_Anteriores(x) = 1) And (m > 1) Then
    Muestreos_Anteriores(x) = 0
End If

Next

numero_picos = 0

For x = 0 To 511
    If Muestreos_Anteriores(x) = 1 Then
        Picos(numero_picos) = x
        numero_picos = numero_picos + 1
    End If
Next

End If
```

---

```
If Pantallas > 1 Then
    BPM = BPM + numero_picos
End If

If Pant = 4 Then
    c = BPM
    Form1.lbl_BPM20.Caption = Format(BPM * 3, "##00")
End If
```

```
If Pant = 8 Then  
    c = BPM - c  
    Form1.lbl_BPM20.Caption = Format(c * 3, "##00")  
    c = BPM
```

```
End If
```

```
If Pant = 12 Then  
    c = BPM - c  
    Form1.lbl_BPM.Caption = BPM  
    Form1.lbl_BPM20.Caption = Format(c * 3, "##00")  
    Pant = 0#  
    BPM = 0#  
    Pantallas = 15#  
    c = 0  
    m = 0
```

```
End If
```

```
End Sub
```

---

```
Public Function Digital_Filter(Sample As Integer)
```

```
    Dim a As Long
```

```
    Dim c, d, variations, slope, slope_prev As Integer
```

```
    Dim max, min, tmp As Double
```



```

a = Sample
For c = (INTERVAL_LENGTH2 - 1) To 1 Step -1
    Samples(c) = Samples(c - 1)
Next
Samples(0) = a
If (Contador1 < INTERVAL_LENGTH - 1) And
(Samples(INTERVAL_LENGTH - 1) = -1) Then
    a = 0
    For c = 0 To Contador1
        a = a + Samples(c)
    Next
    a = a / (Contador1 + 1)
    GoTo Label1
End If
If Samples(0) = Samples(1) Then slope_prev = 0
If Samples(0) < Samples(1) Then slope_prev = 1
If Samples(0) > Samples(1) Then slope_prev = -1
slope = slope_prev
variations = 0
For c = 1 To INTERVAL_LENGTH - 2
    If Samples(c) < Samples(c + 1) Then slope = 1

```

```
If Samples(c) > Samples(c + 1) Then slope = -1
If (slope = 1) And (slope_prev = -1) Then variations = variations +
1
If (slope = -1) And (slope_prev = 1) Then variations = variations +
1
slope_prev = slope
Next
If (variations >= 0) Then
If peak_detect > 0 Then
If peak_detect = 4 Then a = (Samples(0) + Samples(1)) / 2
If peak_detect = 3 Then a = (Samples(0) + Samples(1) +
Samples(2)) / 3
If peak_detect = 2 Then a = (Samples(0) + Samples(1) +
Samples(2) + Samples(3)) / 4
If peak_detect = 1 Then a = (Samples(0) + Samples(1) +
Samples(2) + Samples(3) + Samples(4)) / 5
peak_detect = peak_detect - 1
GoTo Label1
End If
max = 0
min = 0
For c = 3 To INTERVAL_LENGTH
```

```
tmp = Samples(c)
If tmp > max Then
    max = tmp
End If
If tmp < min Then
    min = tmp
End If
Next
If CDbI(Samples(0) - min) >= 1.3 * CDbI(max - min) Then GoTo
Label4
If CDbI(max - Samples(1)) >= 1.3 * CDbI(max - min) Then GoTo
Label4
If CDbI(Samples(1) - min) >= 1.3 * CDbI(max - min) Then GoTo
Label4
If CDbI(max - Samples(1)) >= 1.3 * CDbI(max - min) Then GoTo
Label4
If CDbI(Samples(2) - min) >= 1.3 * CDbI(max - min) Then GoTo
Label4
If CDbI(max - Samples(2)) >= 1.3 * CDbI(max - min) Then GoTo
Label4
GoTo Label3
Label4:
```

```
If peak_detect = 0 Then peak_detect = 9
GoTo Label1
tmp = Abs(Samples(0) - Samples(1))
If Samples(0) >= Samples(1) Then max = Samples(0): min =
Samples(1)
If Samples(0) < Samples(1) Then max = Samples(1): min =
Samples(0)
If CDbI(Samples(2) - min) >= 1.7 * tmp Then GoTo Label1
If CDbI(max - Samples(2)) >= 1.7 * tmp Then GoTo Label1
If CDbI(Samples(3) - min) >= 1.7 * tmp Then GoTo Label1
If CDbI(max - Samples(3)) >= 1.7 * tmp Then GoTo Label1
max = 0
min = 0
For c = 0 To INTERVAL_LENGTH - 3
    tmp = Samples(c)
    If tmp > max Then
        max = tmp
    End If
    If tmp < min Then
        min = tmp
    End If
Next
```

```

    If CDbI(Samples(INTERVAL_LENGTH - 1) - min) >= 1.7 *
CdbI(max - min) Then GoTo Label2

    If CDbI(max - Samples(INTERVAL_LENGTH - 1)) >= 1.7 *
CdbI(max - min) Then GoTo Label2

    If CDbI(Samples(INTERVAL_LENGTH - 2) - min) >= 1.7 *
CdbI(max - min) Then GoTo Label2

    If CDbI(max - Samples(INTERVAL_LENGTH - 2)) >= 1.7 *
CdbI(max - min) Then GoTo Label2

    GoTo Label3

```

Label2:

```

    a = 0

    For c = 0 To INTERVAL_LENGTH - 4
        a = a + Samples(c)
    Next

    a = a / (INTERVAL_LENGTH - 3)

    GoTo Label1

```

Label3:

```

    max = 0

    min = 0

    For c = 0 To INTERVAL_LENGTH - 1
        tmp = Samples(c)

        If tmp > max Then

```



```
    max = tmp
End If
If tmp < min Then
    min = tmp
End If
Next
a = 0
For c = 0 To INTERVAL_LENGTH2 - 1
    a = a + Samples(c)
Next
a = a / INTERVAL_LENGTH2
End If
Label1:
    Digital_Filter = a
End Function
```

# CAPÍTULO 6

## 6. INSTALACIÓN Y FUNCIONAMIENTO DEL SISTEMA

### 6.1 Instalación del Software

El software está empaquetado dentro del CD de instalación; en él está el instalador, el Setup.exe, de manera que se instala haciendo doble clic sobre él y la instalación procede. Al igual que en cualquier otro software, se abre el cuadro de diálogo del instalador que interactúa con el usuario en el cual se deben elegir las opciones pertinentes como por ejemplo el nombre de la carpeta en la que se desea instalar y demás; luego se hace clic en ícono instalar del cuadro de diálogo y procede la copia del programa en la ruta especificada por el usuario. El programa de instalación crea un ícono ejecutable en el directorio "programas" del menú inicio desde el cual se ejecuta la interfase.

Luego de haber hecho la instalación, se copia la librería Inpout32.dll en la carpeta system que está dentro de la carpeta

Windows, para que el programa creado en Visual Basic pueda controlar el puerto paralelo de la computadora.

## 6.2 Modo de Operar el Sistema

Luego de instalar el programa correctamente en el disco duro de la computadora, se conecta el electrocardiógrafo (hardware) a ésta mediante el cable que contiene los dos conectores DB25 macho. Uno de éstos, se conecta en el puerto paralelo del PC; mientras que el otro va conectado al electrocardiógrafo, en la parte posterior de éste, en donde se encuentra ubicado el conector DB25 hembra.

En el electrocardiógrafo, en la parte frontal, se encuentran tres terminales con denominación RA (Right Arm), LA (Left Arm), RL (Right Leg); en cada uno de éstos, se debe conectar uno de los extremos de los cables apantallados de color negro. El otro extremo va conectado al electrodo correspondiente de la siguiente forma: el cable RA va conectado al electrodo que se encuentra en la muñeca de la mano derecha; el cable LA se conecta al electrodo localizado en la muñeca de la mano izquierda; y el cable RL hace conexión con el electrodo que se ubica en el tobillo de la pierna derecha. Al realizar este tipo de conexiones se puede obtener la señal cardiaca de la derivación D1 del paciente.

Entonces, se verifica que las pilas estén colocadas y funcionando correctamente; se enciende el electrocardiógrafo y haciendo doble

clic en el icono del programa se corre la interfaz gráfica del mismo, la cual se puede apreciar a continuación en la figura 6.1.



Figura 6.1. Interfaz Gráfica

En ésta podemos ver tres botones rectangulares grandes ubicados en la parte superior derecha. Para empezar a graficar la señal del electrocardiograma se debe hacer clic en el botón "Iniciar EKG" y se observa en el cuadro negro como empieza a mostrarse la señal del electrocardiograma. Siguiendo hacia abajo encontramos el botón "Detener EKG" y al hacer clic sobre éste se detiene el programa y por consiguiente no se sigue graficando la señal del EKG en el

cuadro negro; para iniciar otra vez, nuevamente pulsamos el botón "Iniciar EKG" y el programa vuelve a mostrar la señal electrocardiográfica.

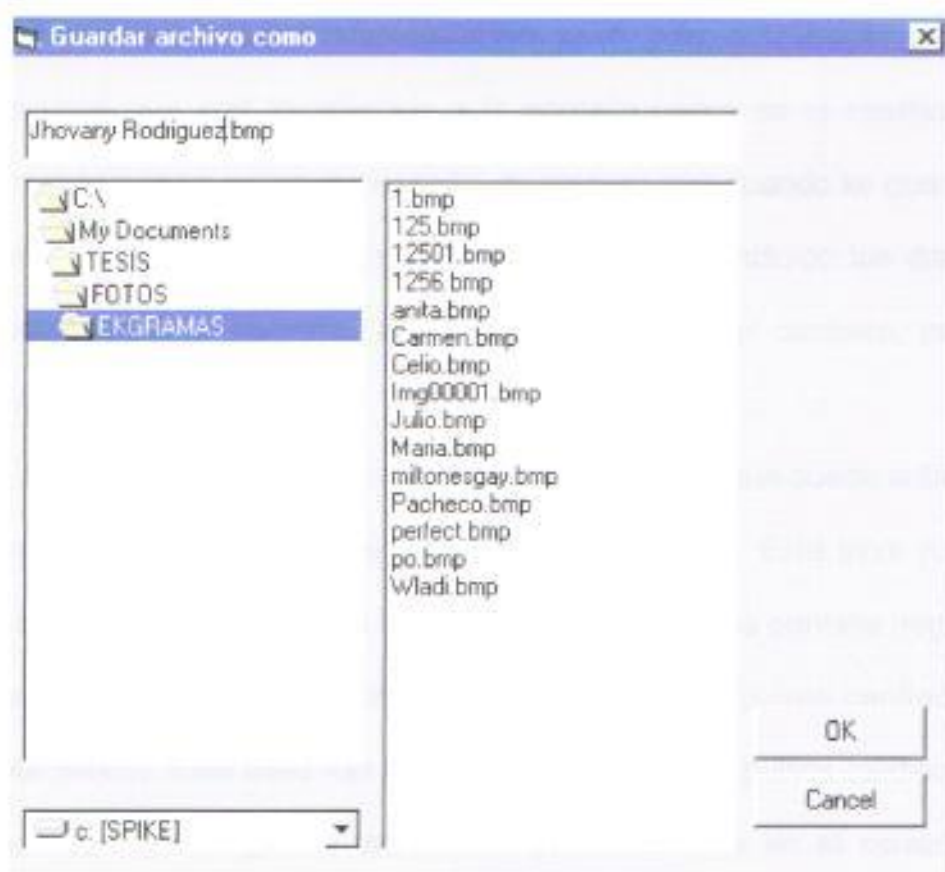


Figura 6.2. Cuadro de Diálogo Guardar

El tercer botón que está debajo del anterior es "Guardar" y al hacer clic sobre él se abre el cuadro de diálogo que se muestra en la figura



6.2. Éste sirve para especificar la carpeta donde se desea guardar el archivo como mapa de bits (extensión bmp) y asignar el nombre con el que se lo identificará para su uso posterior.

En la parte inferior de la interfaz, se encuentran casilleros en blanco en donde se debe introducir desde el teclado los datos personales del paciente como el nombre, edad, sexo, peso y la estatura, los mismos que son transferidos a la pantalla negra de la interfaz a medida que se vayan ingresando, de manera que cuando se guarde una imagen (electrocardiograma) en éste vayan incluido los datos personales del paciente, al que pertenece la señal cardiaca, para evitar confusiones.

En la parte izquierda hay una barra desplazadora, que puede subir y bajar a lo largo del eje vertical del recuadro negro. Ésta sirve para controlar la posición de la línea roja, que se ve en la pantalla negra, la misma que se utiliza para contar el número de pulsos cardiacos por minuto. Esta línea roja es necesaria, ya que los pulsos cardiacos pueden ser no iguales debido a alguna anomalía en el corazón, dando como resultado unos picos más grandes que otros, por lo que se la debe situar un poco por debajo de los picos de la señal del electrocardiograma para poder contarlos.

Por último, se tiene dos cuadros amarillos que indican los latidos por minuto (BPM) que realiza el corazón, cada 60 y 20 segundos. En el

cuadro denominado BPM<sub>aprox</sub> se tiene el número de latidos que hace en un minuto el corazón, pero para el cálculo de este valor se contabilizan sólo los latidos que hace el corazón en 20 segundos para luego referenciarlos a los 60 segundos. Esto se realiza para poder obtener el valor de los BPM del corazón en un tiempo corto. En el cuadro BPM se tiene también el número de latidos que realiza el corazón en un minuto, pero la diferencia es que este valor es exacto porque cuenta todos los latidos que se originan durante los 60 segundos. Es relativamente un poco más tardío obtener este valor debido a que tarda 60 segundos en dar la respuesta de los BPM del paciente, pero la ventaja es que es exacto. La diferencia entre estos dos valores puede radicar a veces en dos o tres pulsos pero no más.

## CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

En el mercado de equipos médicos, la adquisición de un electrocardiógrafo tiene un costo elevado, resultando poco accesible para varios médicos. Entonces, se presenta la idea de contar con un equipo eficiente y de bajo costo. El módulo de EKG construido en este proyecto, cumple con el propósito de obtener un electrocardiógrafo, de simple diseño, confiable y lo más importante, de bajo costo (menor que \$300); con una respuesta de la actividad eléctrica del corazón, tan fiel como la de los electrocardiógrafos comerciales; proporcionando una herramienta muy importante para el diagnóstico clínico y ambulatorio. Una de nuestras metas a futuro es que este dispositivo tenga aceptación entre los médicos de nuestra comunidad, a fin de que la comunidad médica pueda hacer uso de esta herramienta, que está al alcance de la economía general.

El aspecto más importante en el diseño de un electrocardiógrafo es obtener un amplificador de instrumentación de buena calidad, que ofrezca un alto rechazo a las señales de modo común, que son las que entorpecen la nitidez de la señal adquirida. El sistema que se a desarrollado destaca, además de su bajo costo y portabilidad, la capacidad de poder visualizar las imágenes

desde cualquier PC que funcione con el sistema operativo Windows, tan solo conectando el hardware al puerto paralelo, logrando con esto su uso desde cualquier lugar. La interfaz creada en Visual Basic 6.0 controla la lectura y escritura de los datos en el puerto, de forma estándar. Esto quiere decir, que el puerto trabaja con la configuración SPP (Standard Parallel Port), que es la configuración predeterminada de éste en cualquier computadora; por consiguiente, la recepción de los datos se realiza en el "modo nibble". La velocidad con la que se adquieren los datos en este modo es relativamente inferior, comparada con las otras configuraciones EPP ó ECP del puerto, en las cuales se leen o escriben ocho bits al mismo tiempo. Pero la ventaja que se obtiene al trabajar con la configuración SPP del puerto, es la forma predeterminada de ésta, evitándose con esto que, al momento de conectar el electrocardiógrafo a la computadora, el usuario vaya hasta el BIOS de la misma y haga los cambios a modo EPP ó ECP del puerto, resultando poco práctico y laborioso.

Una de las mejoras que se debe realizar a este prototipo es el aumento de canales, de tal modo que se puedan obtener todas las derivaciones para realizar un estudio mucho más exhaustivo del paciente.

La interfaz, puede ser mejorada y puede mostrar otras derivaciones al mismo tiempo, así a través del software, se pudiesen implementar funcionalidades para el estudio de enfermedades diagnosticables a partir de la visualización de la señal electrocardiográfica.



## APÉNDICE A

PROYECTO PUBLICADO COMO ARTÍCULO DE  
INVESTIGACIÓN EN LA REVISTA TECNOLÓGICA DE  
LA ESPOL



## Monitor de Electrocardiografía a través de una Computadora Personal

M.Sc. Miguel Yapur, [myapur@espol.edu.ec](mailto:myapur@espol.edu.ec)

Ing. Jhovany Rodríguez, [mjrodriguez@espol.edu.ec](mailto:mjrodriguez@espol.edu.ec)

Ing. Wladimir Gaibor, [wgaibor@espol.edu.ec](mailto:wgaibor@espol.edu.ec)

Facultad de Ingeniería en Electricidad y Computación (FIEC)

Escuela Superior Politécnica del Litoral (ESPOL)

Campus Gustavo Galindo, vía Perimetral Km 30.5, Guayaquil, Ecuador

### Resumen

En el presente proyecto se exponen los principios, el diseño y la construcción de un módulo de adquisición de señales bioeléctricas del corazón (EKG). Se toma una derivación bipolar de la señal eléctrica del corazón (D1, D2 y D3) y se la transmite hacia una computadora personal (PC) mediante el puerto paralelo. El módulo está compuesto de diferentes bloques: a) bloque de adquisición de la señal cardíaca, b) bloque de filtrado de la señal, c) bloque de amplificación y desplazamiento DC, d) digitalización y transmisión de la señal hacia la PC a través del puerto paralelo. El bloque para la adquisición de la señal se encarga de conseguir una señal con muy poco ruido, luego esta señal es filtrada para eliminar señales de frecuencias no deseadas y se la amplifica para que pueda ser procesada por el convertidor analógico-digital (ADC) y así obtener la señal digitalizada. A la salida del ADC se conectan buffers para aislar el puerto paralelo del circuito. Mediante la utilización de un software se crea la interfaz de la PC que toma los datos a través del puerto paralelo y los muestra en el monitor. La interfaz se desarrolló en Visual Basic 6.0, el mismo que mostrará en la pantalla tanto la señal de EKG como la frecuencia cardíaca del paciente.

**Palabras Claves:** Señal cardíaca, derivación bipolar, puerto paralelo, computador personal.

### Abstract

This article presents the design and construction of an EKG (electrocardiographic) acquisition module. A bipolar derivation (D1, D2 or D3) is processed and transmitted to a personal computer (PC) through its parallel port. Hardware is based on the following blocks: an acquisition stage, a filter, an amplifier and an analog-to-digital converter for the processing of the cardiac signal. The signal/noise ratio is very high, resulting in a low noise module. Software is based on Visual Basic 6.0 and allows interfacing the cardiac information and displaying the EKG signal and the cardiac frequency in the monitor of the PC.

### Introducción

Las enfermedades del corazón son en nuestros días una de las principales causas de muerte. Factores como la hipertensión arterial, diabetes, tabaquismo, hipercolesterolemias y stress provocan el funcionamiento incorrecto del corazón.

La electrocardiografía es un método clave para el diagnóstico de enfermedades cardiovasculares [1]. En los lugares de atención médica, ya cuentan con electrocardiogramas para el diagnóstico clínico. La ciencia médica actual cuenta con equipos de diagnóstico más sofisticados para poder ayudar a la gente que lo necesita, pero la realidad es que estos equipos tales como los electrocardiogramas, son demasiado costosos para los labores propios del médico clínico.

En este proyecto realizamos un electrocardiograma que tiene como objetivo que la respuesta que brinda sea

exactamente igual a un electrocardiograma comercial con materiales de bajo costo y con el beneficio de proporcionar una interfaz gráfica mediante un software, en el cual el galeno podrá visualizar la señal cardíaca en una computadora personal y guardar los datos obtenidos para su correspondiente estudio.

Además de ser un equipo de un costo relativamente bajo, es portátil, necesita sólo dos baterías para funcionar; de esta forma el especialista que no cuente con un equipo profesional tendrá un ahorro considerable de tiempo y podrá de forma expedita controlar a sus pacientes.

Debido al avance de los sistemas computacionales, el electrocardiograma obtenido, podría ser enviado vía e-mail a cualquier otro lugar del país o del mundo; puede también ser guardado en algún medio de almacenamiento físico con la disponibilidad de llevar la información de un lugar a otro.

## Diseño analógico

La señal cardíaca es de amplitud muy pequeña (menor de 1mV), la cual se encuentra inmersa en un ruido de otras señales que son de una amplitud mucho mayor como por ejemplo el artefacto producido por la actividad eléctrica de 60Hz. Para poder registrar las señales cardíacas debemos limpiarlas del resto de señales que se encuentran presentes, eliminándolas con procedimientos electrónicos. Por estas razones la señal que se desea registrar debe recibir un tratamiento especial para que esté libre de ruido.

El proceso de obtener y filtrar la señal cardíaca se realiza en el bloque de "adquisición de señal", que se muestra en la continuación en la figura 1.

## Diagrama de bloques



Figura 1. Diagrama de bloques.

## Adquisición de la señal

En la figura 2 podemos ver el circuito que se utiliza para adquirir la señal cardíaca.

Se trata de un amplificador de instrumentación, el cual está construido con dos seguidores de voltaje y un amplificador diferencial. Las pequeñas señales presentes del corazón pueden ser amplificadas y a la vez se minimizan las señales de ruido, lo cual se logra gracias a la propiedad del amplificador de instrumentación, de tener muy baja ganancia en modo común. Los opamps utilizados son de tecnología CMOS, los cuales presentan una alta impedancia de entrada y una mínima corriente de polarización,

brindando así un margen de seguridad eléctrica para el paciente.

En el circuito de la figura 2 se pueden observar las entradas  $V_{RA}$  y  $V_{LA}$ , que son los potenciales eléctricos de la mano derecha e izquierda respectivamente;  $V_{RL}$  es el potencial eléctrico de la pierna derecha y se la utiliza como referencia de los potenciales bioeléctricos.

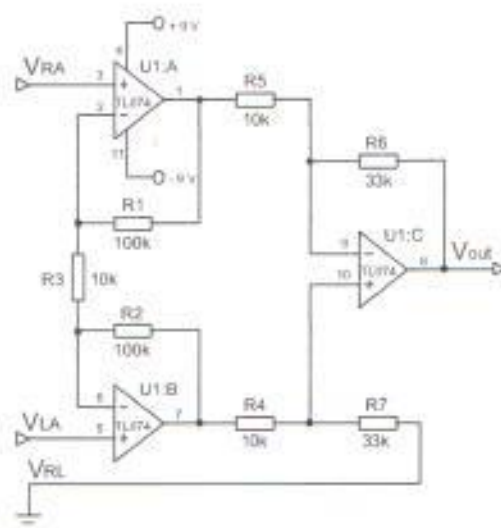


Figura 2. Amplificador de instrumentación.

Las resistencias  $R_1$  y  $R_2$  deben tener igual valor [2]; con esto podemos controlar la ganancia de esta sección del circuito tan solo con la relación entre las resistencias  $R_3$  y  $R_1$  o  $R_2$ . Luego para que la señal de ruido sea eliminada se debe cumplir que  $R_6$  y  $R_7$  sean iguales, además que  $R_5$  y  $R_4$  también lo sean. Tomando en cuenta estas consideraciones la expresión que define la señal de salida es la siguiente:

$$V_{out} = - \left( \frac{R_6}{R_5} \left( \frac{2R_1}{R_3} + 1 \right) \right) (V_{RA} - V_{LA})$$

## 2.3. Filtro pasa banda

La señal obtenida se ingresa al filtro pasa banda, lo que asegura que esté dentro de la banda especificada por las normas médicas, que está entre los 0.05Hz y 100Hz.

Estudios realizados demuestran que señales arriba de 100Hz no son cardiológicas y además, filtrando frecuencias menores de 0.05Hz eliminamos una diferencia de potencial entre los electrodos y la superficie de la piel que alcanzan niveles de hasta 300mV y que pueden llegar a saturar los circuitos del amplificador. Eliminando estas frecuencias aseguramos una alta ganancia de la señal EKG.



En la figura 3 se observa el circuito del filtro pasa banda. En este circuito la resistencia R3 y el capacitor C2 actúan como filtro pasa altos y el valor de estos elementos define la frecuencia de corte inferior ( $f_L$ ), de 0.05 Hz. La expresión empleada para calcular estos valores es la siguiente:

$$f_L = \frac{1}{2\pi R3C2}$$

La resistencia R2 y el capacitor C1 por el contrario, forman el filtro pasa bajos requerido, disminuyendo la frecuencia de corte superior ( $f_H$ ) de 100Hz. Los valores de R2 y C1 se encuentran a partir de la siguiente expresión:

$$f_H = \frac{1}{2\pi R2C1}$$

La amplificación que obtiene la señal en esta etapa de filtrado, se la puede calcular anulando los capacitores involucrados. Se puede realizar esta acción debido a que en las frecuencias de operación el capacitor C2 es equivalente a un cortocircuito y el capacitor C1 es equivalente a un circuito abierto. Entonces el circuito se reduce a un amplificador no inversor cuya señal de salida se expresa de la siguiente manera:

$$V_{out} = \left(1 + \frac{R2}{R1}\right) V_{in}$$

Con este circuito se logra dar una amplificación a la señal y además restringimos la banda de frecuencia desde 0.05Hz hasta 100Hz.

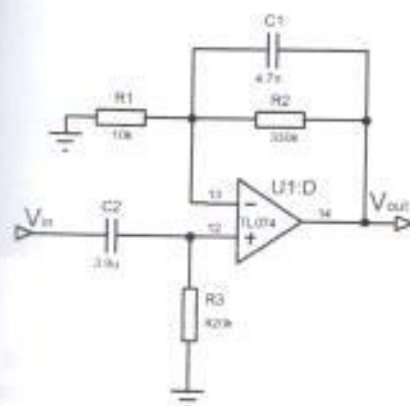


Figura 3. Filtro pasa banda.

## 2.4. Filtro Notch

Una vez que hemos determinado el rango de frecuencias para la señal que obtenemos, lo que nos queda es ingresar esta señal a un filtro Notch, debido a que la presencia del ruido en el registro de biopotenciales es prácticamente inevitable. Este tipo de filtro se caracteriza por eliminar señales de una frecuencia específica. En este proyecto se trata de eliminar el ruido inducido por la red eléctrica y demás aparatos como luces, computadores, y otros dispositivos que funcionan con la red eléctrica doméstica de 60Hz. Entonces se implementa el filtro Notch para una frecuencia de 60Hz, eliminando de esta manera las señales de ruido producidas por esta frecuencia que distorsionan la señal electrocardiográfica [3].

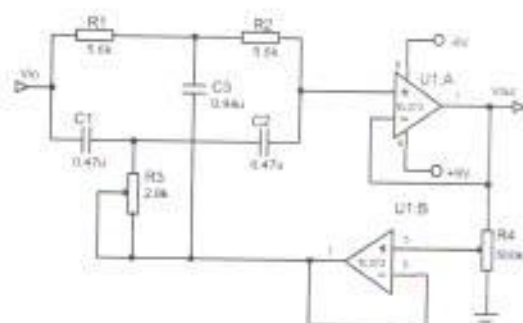


Figura 4. Filtro rechazo de banda (Notch).

En la figura 4 se muestra el filtro Notch utilizado, en el cual el valor de R1 es igual a R2; y el valor de R3 es la mitad de estos. De la misma forma el valor de los capacitores C1 y C2 es el mismo y el valor del capacitor C3 es la suma de C1 y C2. La siguiente expresión determina el valor de la frecuencia que se desea eliminar:

$$f_0 = \frac{1}{2\pi R2C2}$$

## 2.5. Amplificador

La señal obtenida hasta ahora necesita ser manipulada para que alcance una amplitud comprendida entre 0v y 5v, para poder digitalizarla con el ADC0809, que acepta como entrada sólo señales que estén comprendidas entre esos valores.

Esto se logra con un amplificador sumador inversor que se muestra en la figura 5. Sumamos un voltaje DC de manera que obtenemos una señal positiva y además le damos ganancia para asegurar

entre 0v y 5v.  
 opamp U1:A, mostrado en la figura 5, es un  
 seguidor de voltaje que sirve para separar esta  
 de la anterior para que la señal no se vea  
 por algún cambio de impedancias [4].

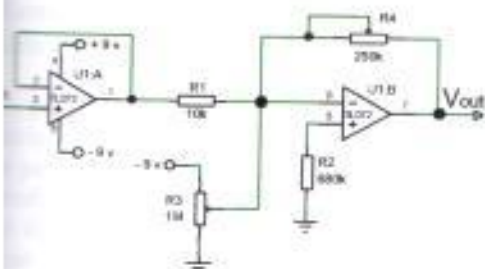


Figura 5. Amplificador.

### Digitalización y buffers

Este bloque está compuesto prácticamente por el  
 integrado ADC0809, que es un convertidor de  
 analógicas comprendidas entre 0v y 5v, a  
 digitales de 8 bits.

Este circuito integrado obtenemos señales  
 digitalizadas necesarias para la comunicación con el  
 computador.

La salida del ADC0809 se coloca un buffer [5],  
 en este caso es el 74LS244, el cual sirve para  
 todo el circuito del computador.

### Output

En la continuación se muestra el proyecto final en  
 el board.

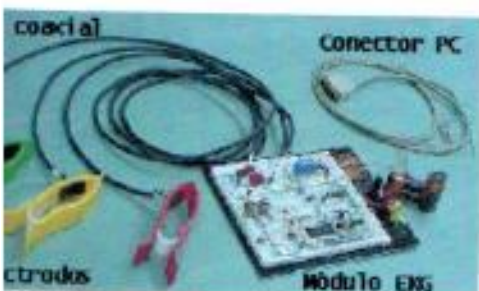


Figura 6. Foto del proyecto.

En la figura 6 podemos observar tres pinzas que  
 sujetan los electrodos; éstos se colocan, uno en la  
 muñeca (RA), otro en la mano izquierda (LA) y  
 el tercer electrodo en el tobillo de la pierna derecha  
 (RL) que sirve de referencia (RL).

Los cables que se usan para conectar los electrodos  
 al circuito son cables coaxiales apantallados que  
 ayudan en gran parte a eliminar el ruido.

Para conectar el módulo de EKG al computador  
 personal usamos el cable de la impresora que tiene en  
 un extremo un conector DB25 macho, que se ajusta  
 perfectamente en el puerto paralelo de la PC.

La fuente de alimentación son un par de baterías  
 de 9v, con las que disminuimos enormemente el ruido  
 debido a que el módulo no está conectado a la red  
 eléctrica.

## 4. Diseño del software

Para diseñar el software debemos tener en cuenta  
 que el puerto de comunicación que utilizaremos es el  
 puerto paralelo de la PC; por lo tanto, aquí hacemos  
 una breve descripción de los conceptos más  
 importantes en lo que se refiere a este puerto de  
 comunicación.

### 4.1. Registros del puerto paralelo

Se llama paralelo porque tiene un bus de datos de 8  
 líneas y se pueden escribir en él 8 bits al mismo  
 tiempo. En las computadoras éste se encuentra en la  
 parte posterior y es un conector DB25 hembra en la  
 mayoría de los casos.

Se puede encontrar una amplia bibliografía que  
 detalla el uso específico de cada terminal con respecto  
 a la impresora; pero lo que nos interesa es conocer en  
 qué terminales podemos escribir datos hacia el  
 hardware y en qué terminales podemos leer datos  
 desde el hardware.

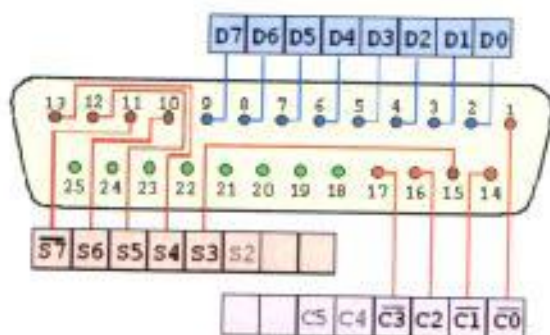


Figura 7. Puerto paralelo.

Como podemos ver en la figura 7, en el puerto  
 paralelo podemos encontrar tres registros:  
 DATOS(D0 - D7), ESTADO(S2 - S7) y  
 CONTROL(C0 - C5).

El puerto DATOS: tiene 8 terminales de salida.

El puerto ESTADO: tiene 5 terminales de entrada.

El puerto CONTROL: tiene 4 terminales de salida.



Las restantes 8 terminales (18-25) están s. es, observamos que podemos utilizar el e DATOS para escribir hacia el hardware y utilizar el registro de ESTADO para leer le el hardware.

## ura y escritura de datos en el puerto usando Visual Basic 6.0

ograma Visual Basic 6.0 no tiene las propias para escribir o leer datos del alelo. Lo que se hace es controlar el puerto o de una DLL, que significa librería de ámico. Las librerías de enlace dinámico de los elementos principales del sistema Windows 9X. En su concepto básico, se archivos ejecutables independientes que funciones y recursos que pueden ser or los programas y por otras DLL para ertos trabajos. Una DLL no puede ser en forma independiente; entra en acción n programa ú otra DLL llama a una de las de la librería. El término "enlace se refiere al hecho de que el código que DLL se incorpora al programa ejecutable ma sólo hasta el momento en que es n tiempo de ejecución.

le la DLL tenemos funciones que controlan aralelo y que pueden ser llamadas desde c logrando con esto nuestro objetivo.

net se puede encontrar una gran cantidad rarias; la que nos dio mejor resultado es la .DLL [6] debido a que trabaja bajo /indows, incluso el XP.

izar esta librería desde Visual Basic [7], lo se debemos hacer es declararla de la anera:

```
Declare Function Inp Lib "inout32.dll" _  
    (2) (ByVal PortAddress As Integer) As
```

```
Declare Sub Outp Lib "inout32.dll" _  
    (2) (ByVal PortAddress As Integer, ByVal  
teger)
```

ribir datos en el puerto se hace de la nera:

```
ccionPuerto, dato a escribir
```

n Outp está declarada arriba y sirve para el puerto. La sintaxis de la función es irection del registro del puerto al que se il dato, seguido de una coma el valor que rgar en el puerto.

datos en el puerto se hace de forma

similar:

```
Byte_leido = Inp(DireccionPuerto + 1)
```

La función Inp también declarada arriba sirve para leer los datos que provienen desde el hardware. La sintaxis de la función es escribir la dirección del registro del puerto en el que deseo leer. Este dato leído se guarda en la variable Byte\_leido para uso del programa de la interfaz gráfica.

Para que estas instrucciones declaradas en el módulo principal del programa funcionen correctamente, se tiene que copiar la librería INPOUT32.DLL en el sistema operativo. Para realizar esta acción se ubica primero la carpeta "windows" y luego dentro de ésta se abre la carpeta "system" y aquí se copia la librería.

Cuando se ha cargado la librería en nuestro sistema, el siguiente paso a seguir es conocer la dirección del puerto paralelo y para esto solo basta con revisar las propiedades del puerto LPT1, que en la mayoría de los casos, la dirección "base" es la 378h.

Cuando se habla de la dirección del puerto paralelo se observa el termino "dirección base". La razón de esto radica en que el puerto tiene tres registros y la dirección base da información de la dirección del registro de DATOS, la dirección "base+1" se refiere a la dirección del registro de ESTADO y la dirección "base+2" al registro de control. Así dependiendo si se escribe o se lee datos del puerto, tenemos que colocar en el programa la dirección del registro al que se desea acceder.

## 5. Diagrama de flujo

A continuación en la figura 8 se muestra la secuencia en que el programa efectúa la recepción y la graficación de la señal en el computador.

Como se puede ver en la figura 8, el programa empieza a recibir la señal cuando la variable "Muestreo" se activa. Como primer paso, realiza la lectura del byte (8 bits) de la señal digitalizada en el ADC0809, adquiriendo primero los cuatro bits menos significativos (LSB) y luego los siguientes cuatro bits más significativos (MSB). Entonces reconstruye el byte que corresponde al valor de la señal en ese momento y la grafica en el monitor.

La señal empieza a mostrarse desde la parte izquierda hasta la parte derecha de la pantalla, graficando exactamente 512 puntos. Cada vez que llega al último punto, el programa debe realizar varias acciones. La primera es borrar el gráfico actual para volver a dibujar la señal desde el inicio de la pantalla y luego debe verificar si ha transcurrido 20s o 60s; en tales casos mostrará el valor de los latidos del corazón por minuto, BPM por sus siglas en inglés.

El programa permite guardar la señal



diagrama) como archivo de mapa de bits  
no se logra verificando al final de la señal  
si se ha activado esta opción; sino va al  
comenzar otra vez.

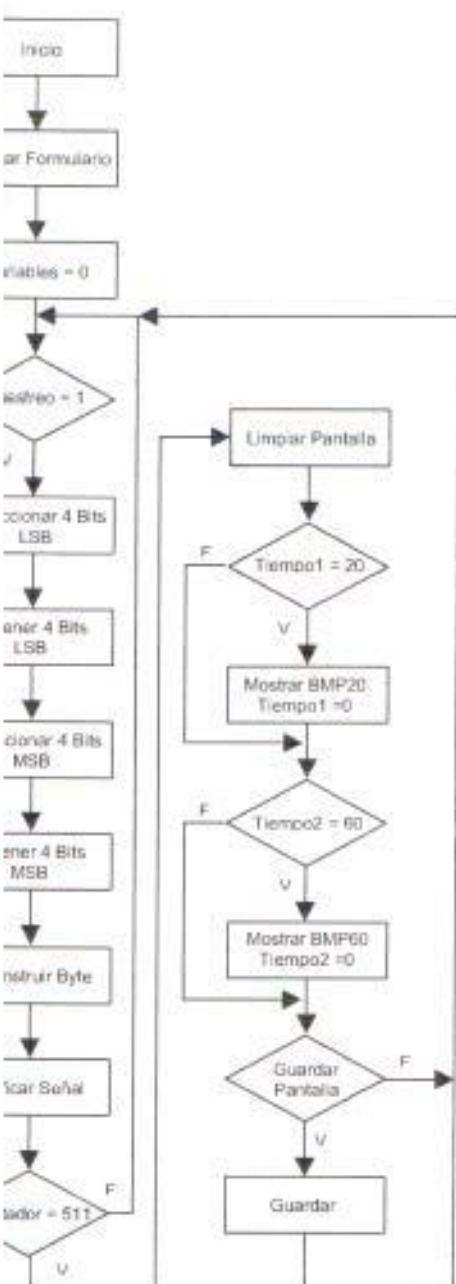


Figura 8. Diagrama de flujo.

## Resultado final

El resultado final tenemos un  
diagrama en nuestra PC de muy bajo costo  
y con equipos comerciales, los cuales

superan los \$1,500. No incluimos marcas por razones  
éticas.

La interfaz gráfica permite introducir ciertos datos  
como el nombre, edad, sexo, peso y la estatura del  
paciente.

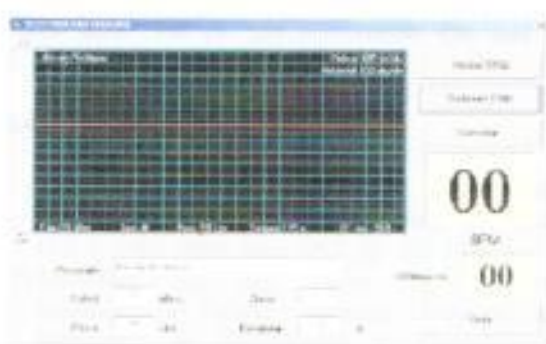


Figura 9. Interfaz gráfica.

En la figura 9 se muestra la interfaz gráfica  
desarrollada en Visual Basic 6.0. Esta interfaz, a más  
de mostrarnos la señal electrocardiográfica, nos  
visualiza también los latidos del corazón por minuto  
(BPM).

Para comenzar a correr el programa solo debemos  
hacer un clic en el botón "Iniciar EKG" y la interfaz  
comienza a graficar la señal electrocardiográfica como  
se muestra en la figura 10.

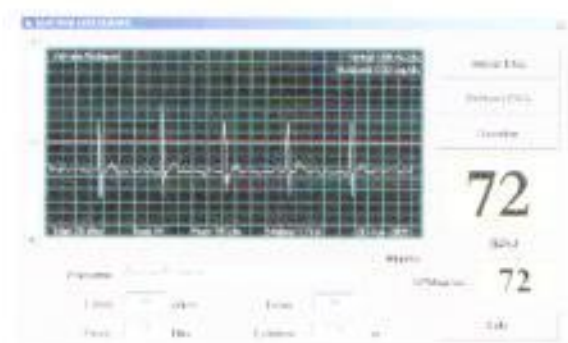


Figura 10. Visualización de la señal cardiaca.

En la figura 10 no se aprecia realmente la nitidez  
de la señal debido al tamaño del gráfico, pero el  
resultado es una señal limpia de ruido, en la cual el  
galeno puede observar con fidelidad el resultado.

Para detener el programa solo basta con hacer un  
clic en el botón "Detener EKG" y la interfaz congela  
la imagen obtenida hasta ese momento.

El software además permite guardar el

electrocardiograma como un archivo mapa de bits en el lugar del disco duro que se desee. La imagen guardada como mapa de bits se presenta en la figura 11.

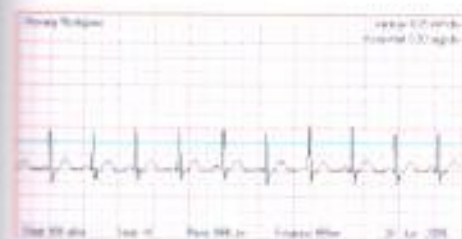


Figura 11. Electrocardiograma 1.

De esta manera tenemos un archivo con extensión bmp en el cual se puede ver claramente el electrocardiograma por el módulo registrado. A continuación se presentan dos archivos bmp que muestran los electrocardiogramas tomados a dos instantes en nuestro laboratorio de Electrónica Clínica.



Figura 12. Electrocardiograma 2.



Figura 13. Electrocardiograma 3.

Como podemos apreciar en las figuras 12 y 13 mostradas, los electrocardiogramas obtenidos en nuestro electrocardiógrafo muestran claramente la actividad eléctrica del corazón con lo cual un médico puede decir el buen o mal funcionamiento de nuestro corazón.

## Conclusiones

Podemos decir que hemos cumplido con el objetivo de construir un electrocardiógrafo de simple uso, confiable y bajo costo (menor que \$300), con

una respuesta de la actividad eléctrica de nuestro corazón tan fiel como la de electrocardiógrafos comerciales.

Una de nuestras metas a futuro es que este dispositivo tenga aceptación entre los médicos de nuestra comunidad a fin de que la comunidad médica pueda hacer uso de esta herramienta que está al alcance de la economía general.

## 8. Referencias

- [1] Bronzino, J., *The Biomedical Engineering Handbook*, The electrical engineering handbook, U.S.A: CRC Press, Inc., 1995, pp. 181-189.
- [2] Maltzahn, W., and Yapur M., "Medical Electronics," Folleto Técnico, Facultad de Ingeniería en Electricidad y Computación, ESPOL, 1987, pp. 1-20.
- [3] Kington, T., and Plonsey R., "*Engineering Contributions to Biophysical Electrocardiography*", New York: IEEE Press, Inc., 1982, pp. 2-4, pp. 70-73, pp. 89-91.
- [4] Coughlin, R., and Driscoll F, *Amplificadores Operacionales y Circuitos Integrados Lineales*, México: Prentice Hall, 1999, pp. 214-244.
- [5] Jacob, M., *Applications and design with Analog Integrated Circuits*, New Jersey: Prentice Hall, 1982, pp. 359-425.
- [6] Inpout32.dll for WIN 9x/NT/2000/XP. Disponible en <http://www.logix4u.net/inpout32.htm>
- [7] Comando del Puerto Paralelo. 2000. Disponible en <http://www.anser.com.ar/pc.htm>

## APÉNDICE B

### DIAGRAMAS DE LOS CIRCUITOS DISEÑADOS

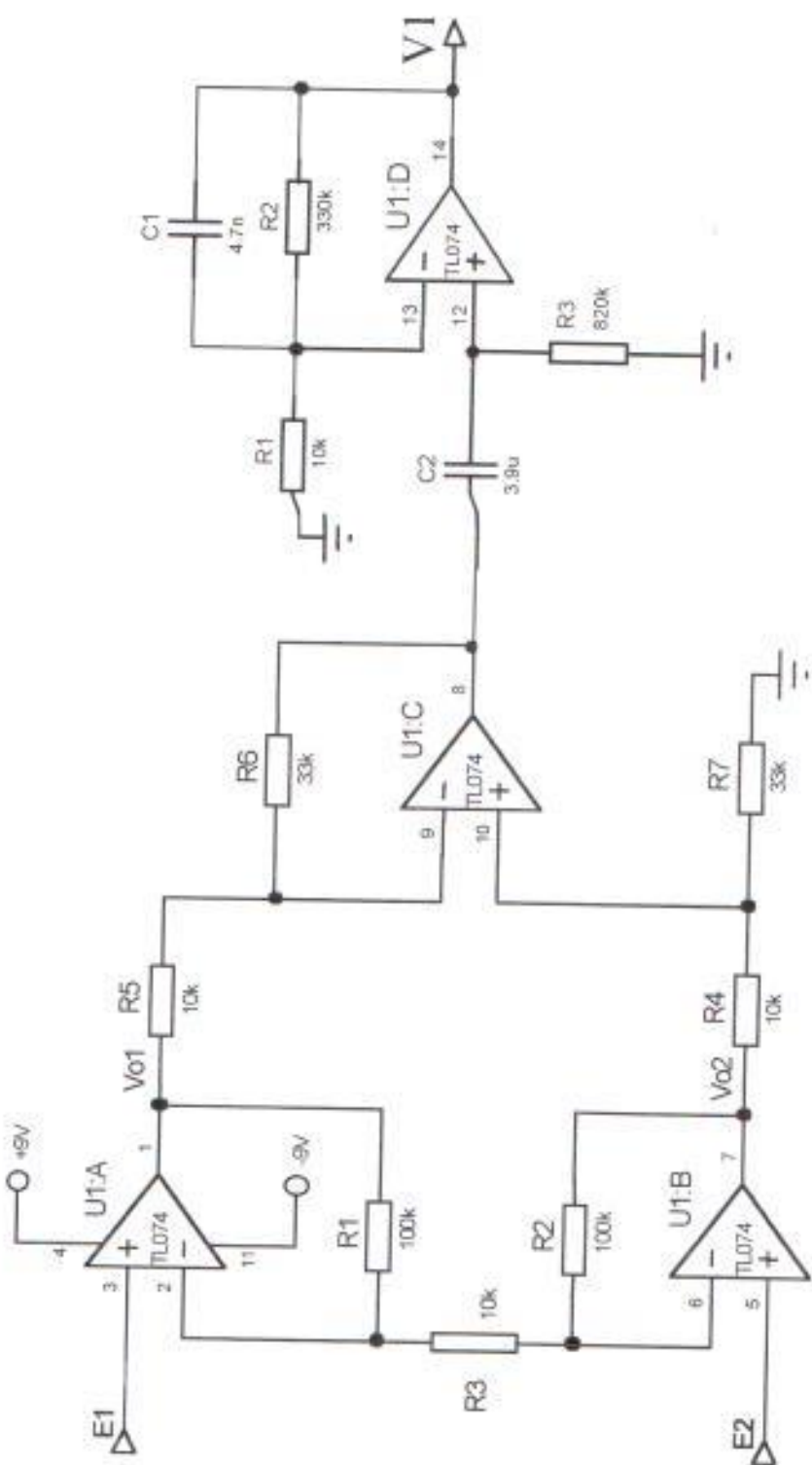


DIAGRAMA ELÉCTRICO DEL CIRCUITO ANALÓGICO

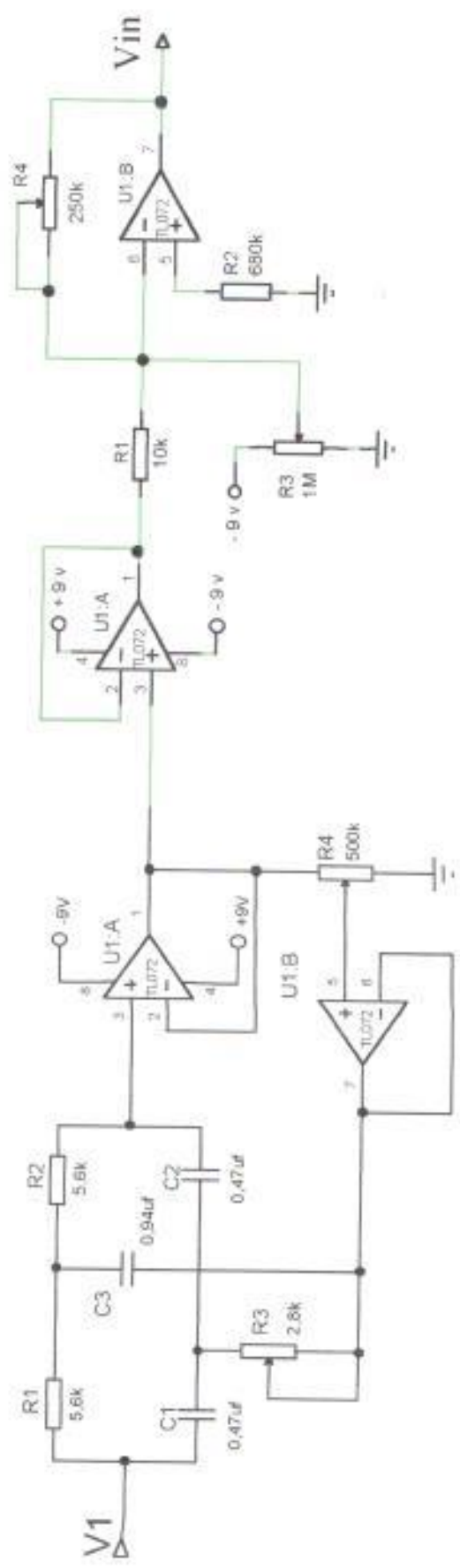


DIAGRAMA ELÉCTRICO DEL CIRCUITO ANALÓGICO (continuación)

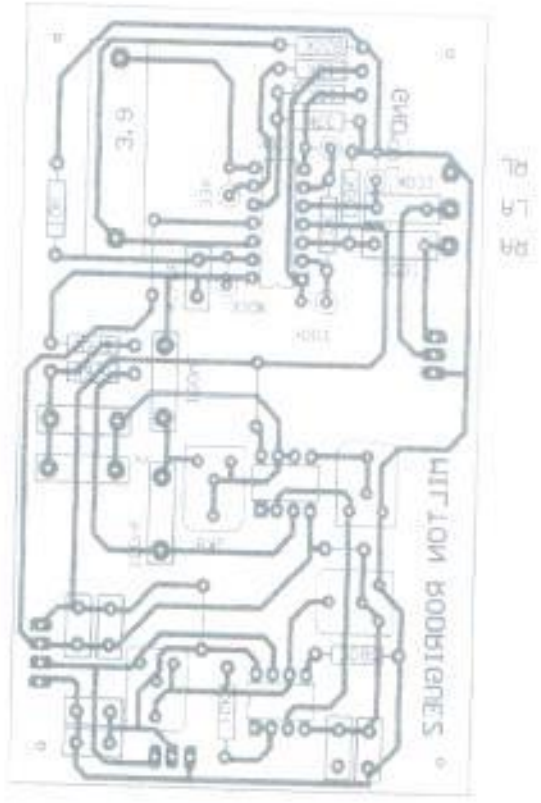




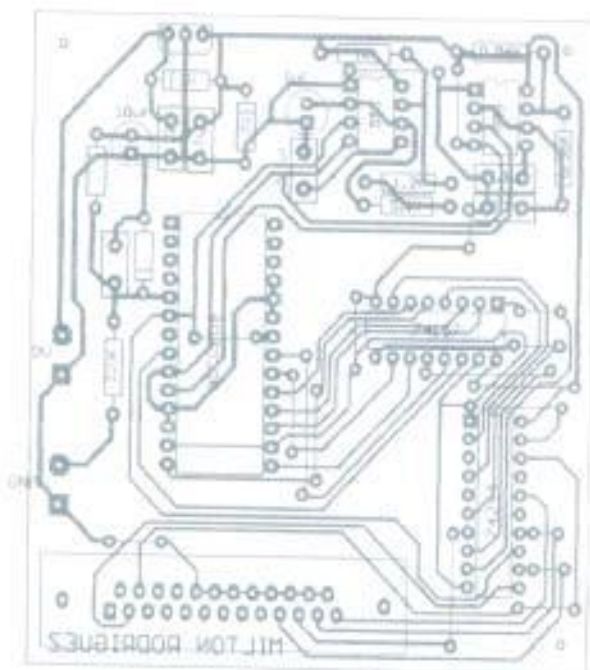
## APÉNDICE C

### DIAGRAMAS DE LAS TARJETAS ELECTRÓNICAS

# Diagrama de la Tarjeta Electrónica del Circuito Analógico General



## Diagrama de la Tarjeta Electrónica del Circuito Digital General



## APÉNDICE D

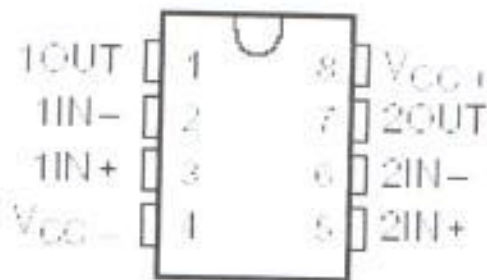
### HOJA DE DATOS DE LOS CIRCUITOS INTEGRADOS



## TL072

### Características

- Bajo consumo de potencia
- Protección contra cortocircuito
- Entrada de alta impedancia (JFET)
- Amplios intervalos de voltaje en modo común y diferencial
- Compensación de frecuencia interna
- Corrientes de entrada de desvío y desplazamiento bajas
- Empaquetamiento 8 DIP



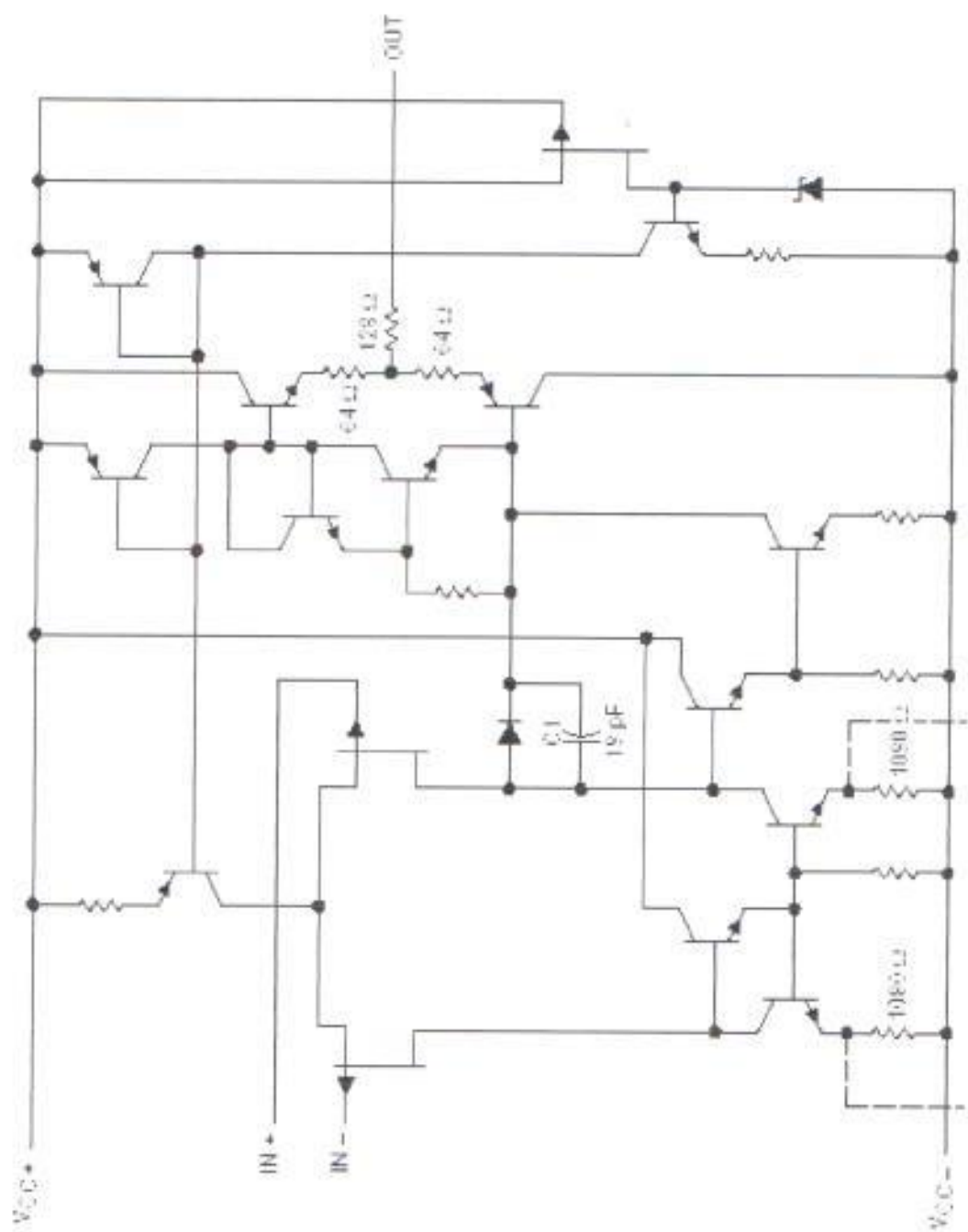
### Valores máximos absolutos

Parámetro	Símbolo	Valor	Unidad
Voltaje de entrada diferencial	$V_{ID}$	-30 A +30	V
Voltaje de entrada	$V_I$	-15 A +15	V
Potencia de disipación	P	680	mW
Rango de operación de la temperatura para el empaquetamiento	$T_C$	260	°C
Rango de la temperatura de almacenamiento	$T_{STG}$	-65 A +150	°C

Características eléctricas  $V_{cc} = -15 \text{ A } +15 \text{ V}$

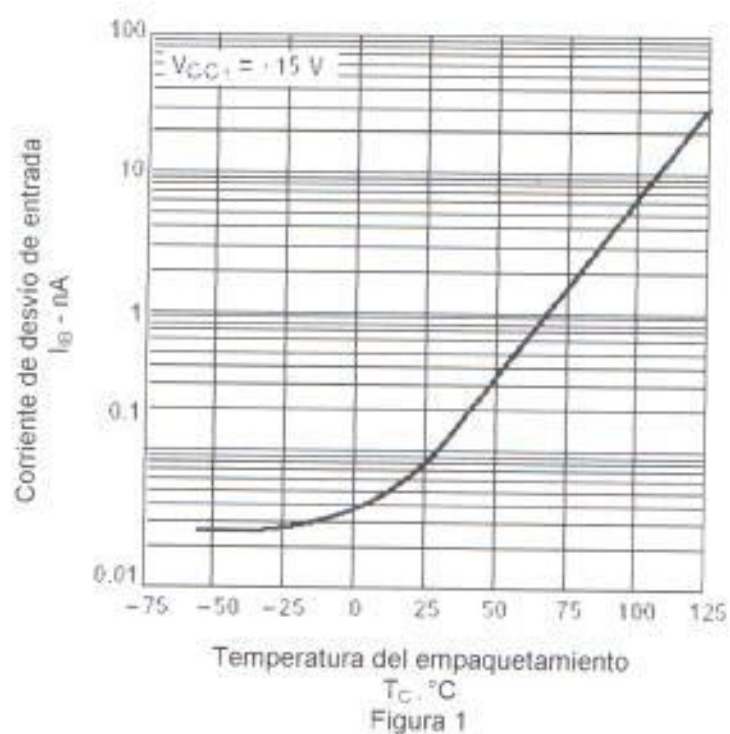
Parámetro	Condiciones	Min.	Typ.	Máx.	Unidad
Voltaje de desplazamiento de entrada	$V_o = 0$ $R_s = 50 \Omega$		6	9	mV
Corriente de desplazamiento de entrada	$V_o = 0$		5	100	pA
Corriente de desvío de entrada	$V_o = 0$		65	200	pA
Voltaje pico de salida	$R_L = 10 \text{ k}\Omega$ $R_L > 10 \text{ k}\Omega$ $R_L > 2 \text{ k}\Omega$	$\pm 12$ $\pm 12$ $\pm 10$			V
Ganancia de Ancho de Banda	$T_A = 25^\circ\text{C}$		3		mHz
Resistencia de Entrada	$T_A = 25^\circ\text{C}$		$10^{12}$		$\Omega$
Relación de Rechazo en Modo Común	$V = 0, R = 50 \text{ W}$ $V_{IC} = V_{ICR} \text{ min.}$	80	86		dB
Velocidad de crecimiento en ganancia unitaria	$V_I = 10 \text{ V}$ $R_L = 2 \text{ kW}$	5	13		V/ $\mu\text{s}$

# Diagrama Esquemático

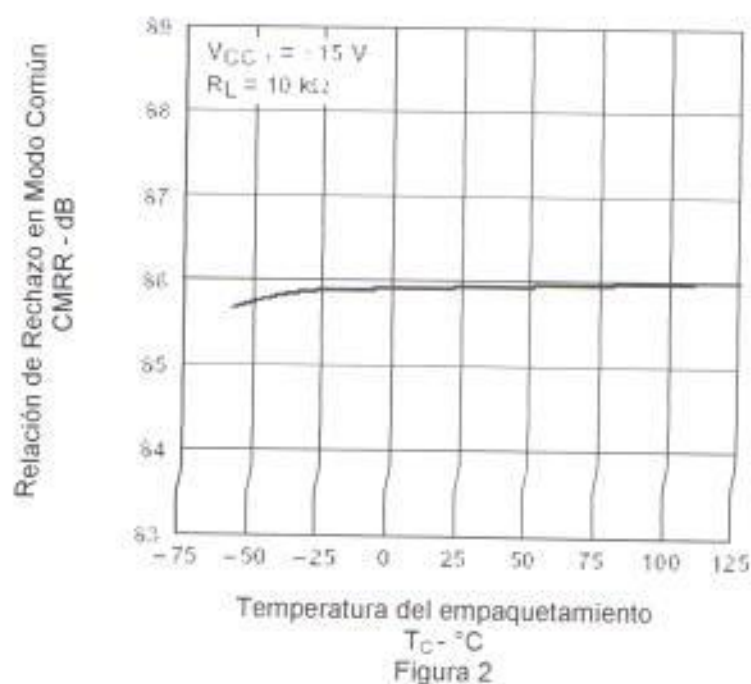


## Curvas Características

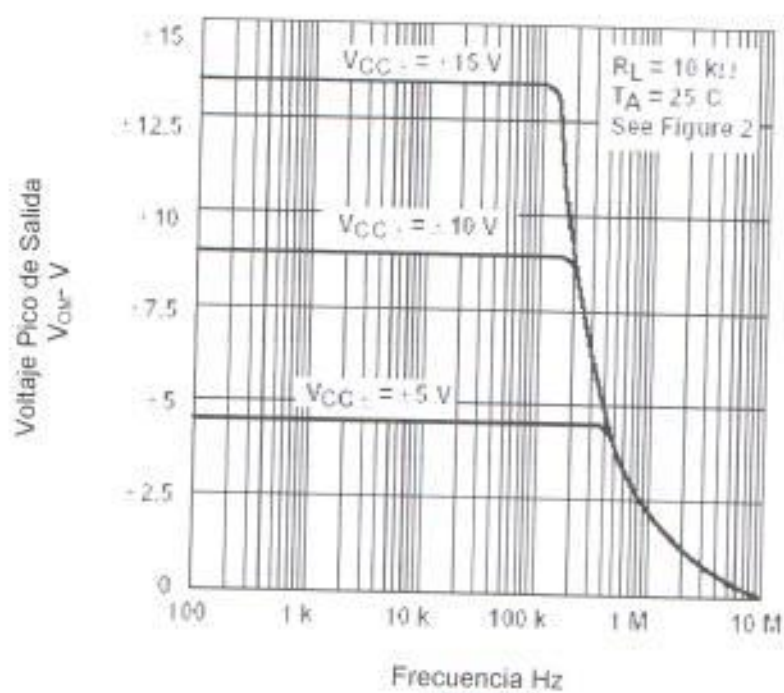
### Corriente de desvío de entrada vs. temperatura del empaquetamiento



### Relación de rechazo en modo común vs. Temperatura del empaquetamiento



### Voltaje pico de salida vs. Frecuencia



Frecuencia Hz  
**Figura 3**



## ADC0809

### Características

- Facilidad para interfases con todos los microprocesadores
- Multiplexor de ocho canales con dirección lógica
- Rango de entrada de voltaje de 0 A +5 V
- Resolución de ocho bits
- Tiempo de conversión de 100  $\mu$ s
- Bajo consumo de potencia
- No requiere ajuste de full escala o ajuste de cero

### Condiciones de operación

- Rango de Temperatura  $-40^{\circ}\text{C} < T_A < +85^{\circ}\text{C}$
- Rango de voltaje de alimentación  $4.5 V_{\text{DC}} \text{ A } 6.0 V_{\text{DC}}$

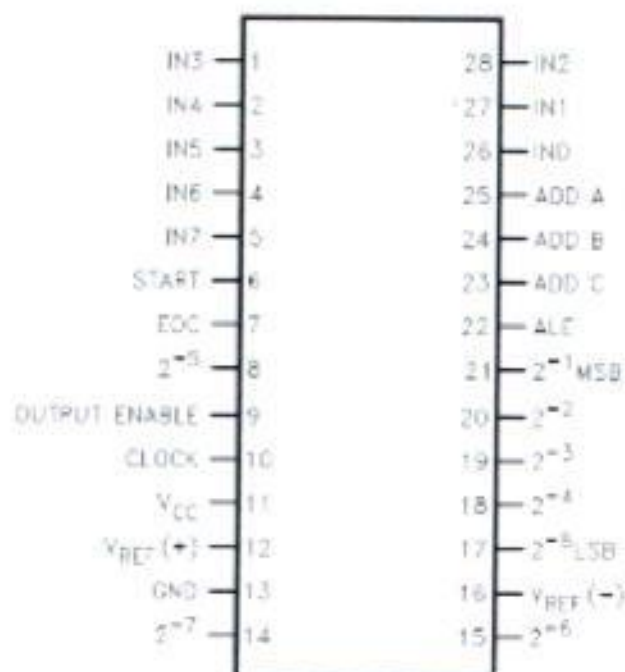
### Características eléctricas

Parámetro	Condiciones	Min.	Typ	Max.	Unidad
Voltaje máximo de la escalera $V_{\text{REF}(+)}$	Medido a Ref. (+)		$V_{\text{CC}}$	$V_{\text{CC}} + 0.10$	V
Voltaje centro de la escalera $(V_{\text{REF}(-)} + V_{\text{REF}(+)})/2$		$V_{\text{CC}}/2 - 0.1$	$V_{\text{CC}}/2$	$V_{\text{CC}}/2 + 0.1$	V
Voltaje mínimo de la escalera $V_{\text{REF}(-)}$	Medido a Ref. (-)	-0.1	0		V
Comparador de entrada de corriente	$f_{\text{C}} = 640 \text{ kHz}$	-2	$\pm 0.5$	2	$\mu\text{A}$

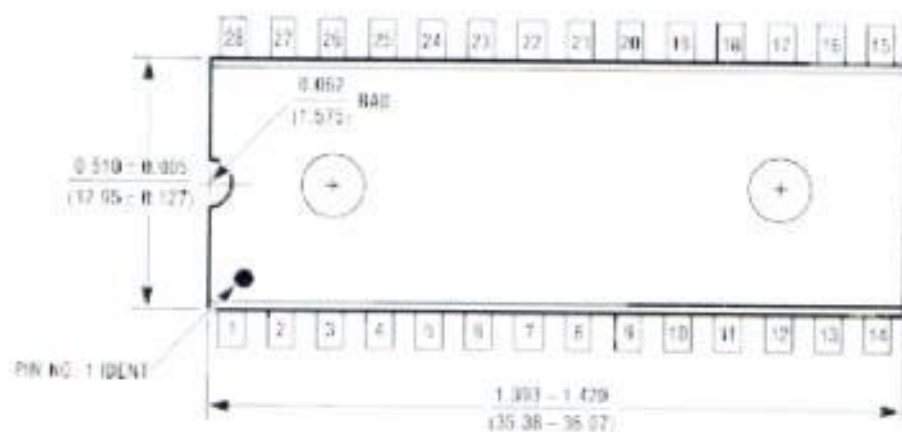
Parámetro	Condiciones	Min.	Typ	Max.	Unidad
Capacitancia de entrada	Todas las entradas de control		10	15	pF
Capacitancia de salida tres estados	Todas las salidas de tres estados		10	15	pF
Frecuencia del reloj $f_c$		10	640	1280	kHz
Tiempo de conversión $t_c$	$f_c=640$ kHz	90	100	116	$\mu$ s
Tiempo de espera $t_{EOC}$		0		$8+2\mu$ s	Periodo de reloj
Voltaje de entrada lógico "1" $V_{IN(1)}$		$V_{CC}-1.5$			V
Voltaje de entrada lógico "0" $V_{IN(0)}$				1.5	V
Fuente de corriente $I_{CC}$	$f_{CLK}=640$ kHz		0.3	3.0	mA

## Diagrama de conexiones

### Dual-In-Line Package



## Dimensiones Mecánicas ( milímetros)



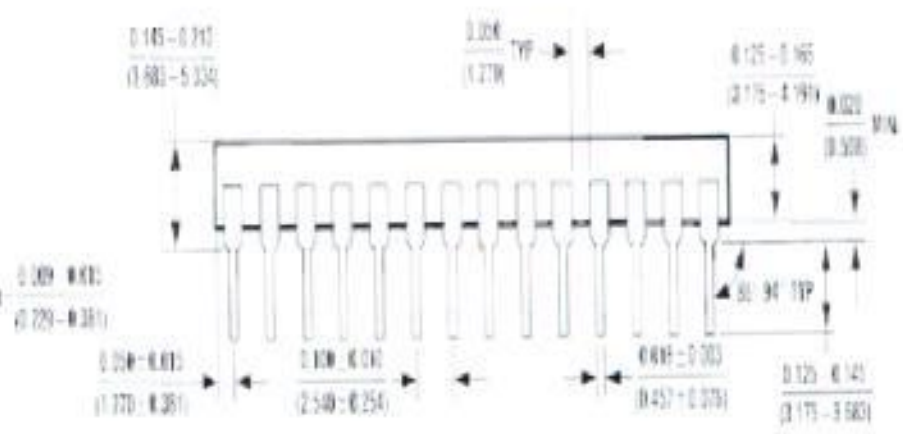
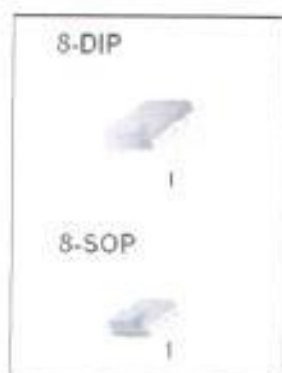


Figure 301.2

## LM555

### Descripción General

El LM555 es un dispositivo altamente estable capaz de generar pulsos de tiempo u oscilaciones exactas. En operación monostable, los pulsos son controlados por un resistor externo y un capacitor. En operación astable, la frecuencia y el ciclo de trabajo son controlados por dos resistores externos y un capacitor.



### Características

- Corriente máxima de salida de 200 mA
- Ciclo de trabajo ajustable
- Estabilidad de temperatura de 0.005% / °C
- Cronometra desde microsegundos a horas
- Reemplazo directo para SE555/NE555



- Operación en modo monoestable y astable
- Compatibilidad TTL

### **Aplicaciones**

- Generación de pulsos
- Generación de tiempos de retraso
- Tiempos de precisión
- Tiempos secuenciales
- Modulación de ancho de pulsos
- Modulación de posición de pulsos
- Generación de rampa lineal

Valores máximos absolutos (  $T_a = 25\text{ }^\circ\text{C}$  )

Parámetro	Símbolo	Valor	Unidad
Voltaje aplicado	$V_{CC}$	16	V
Disipación de potencia	$P_D$	600	mW
Rango temperatura de operación	$T_{OPR}$	0 ~ +70 -40 ~ +85	$^\circ\text{C}$
Temperatura ( soldando 10 seg.)	$T_{LEAD}$	300	$^\circ\text{C}$
Rango temperatura almacenada	$T_{STG}$	-65 ~ +150	$^\circ\text{C}$

Características eléctricas

Parámetro	Condiciones	Min.	Typ.	Max.	Unidad
Voltaje aplicado ( $V_{CC}$ )	-	4.5	-	16	V
Corriente aplicada ( $I_{CC}$ )	$V_{CC} = 5\text{V}$ , $R_L = \infty$	-	3	6	mA
	$V_{CC} = 15\text{V}$ , $R_L = \infty$	-	7.5	15	mA
Incertidumbre de tiempo (Monoestable)	$R_A = 1\text{k}\Omega$ a $100\text{k}\Omega$  $C = 0.1\mu\text{F}$				
▪ Precisión inicial (ACCUR)		-	1	3.0	%
▪ Fluctuación con la temperatura ( $\Delta t/\Delta T$ )			50		ppm/ $^\circ\text{C}$
▪ Fluctuación con el voltaje ( $\Delta t/\Delta V_{CC}$ )			0.1	0.5	% / V

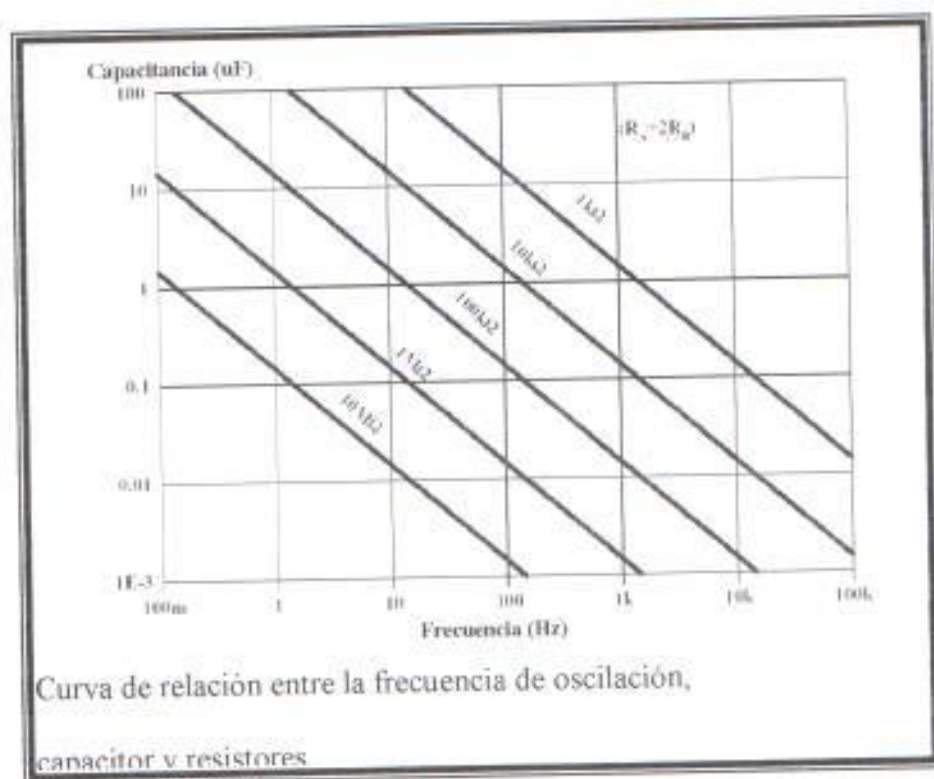
Incertidumbre de tiempo (Astable) <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Precisión inicial (ACCUR)</li> <li>▪ Fluctuación con la temperatura (<math>\Delta t/\Delta T</math>)</li> <li>▪ Fluctuación con el voltaje (<math>\Delta t/\Delta V_{CC}</math>)</li> </ul>	$RA = 1k\Omega$ a $100k\Omega$	-	2.25	-	%	
	$C = 0.1\mu F$	-	150	-	ppm/ $^{\circ}C$	
				0.3		% / V
Voltaje de control ( $V_C$ )	$V_{CC} = 15 V$	9.0	10.0	11.0	V	
	$V_{CC} = 5 V$	2.6	3.33	4.0	V	
Voltaje de alcance máximo ( $V_{TH}$ )	$V_{CC} = 15 V$	-	10.0	-	V	
	$V_{CC} = 5 V$	-	3.33	-	V	
Corriente de alcance máximo ( $I_{TH}$ )	-	-	0.1	0.25	$\mu A$	
Voltaje de disparo ( $V_{TR}$ )	$V_{CC} = 15 V$	4.5	5	5.6	V	
	$V_{CC} = 5 V$	1.1	1.67	2.2	V	
Corriente de disparo ( $I_{TR}$ )	$V_{TR} = 0 V$		0.01	2.0	$\mu A$	
Voltaje reset ( $V_{RST}$ )	-	0.4	0.7	1.0	V	
Corriente reset ( $I_{RST}$ )	-		0.1	0.4	mA	
Voltaje salida nivel bajo ( $V_{OL}$ )	$V_{CC} = 15 V$ $I_{SINK} = 10mA$	-	0.06	0.25	V	
	$I_{SINK} = 50mA$		0.3	0.75	V	
	$V_{CC} = 5 V$ $I_{SINK} = 5mA$	-	0.05	0.35	V	

Voltaje salida nivel alto ( $V_{OH}$ )	$V_{CC}=15\text{ V}$ $I_{SOURCE}=200\text{mA}$	12.75	12.5	-	V
	$I_{SOURCE}=100\text{mA}$		13.3		V
	$V_{CC}=5\text{ V}$ $I_{SOURCE}=100\text{mA}$	2.75	3.3	-	V
Tiempo de subida en la salida ( $t_R$ )	-	-	100	-	ns
Tiempo de descenso en la salida ( $t_F$ )	-	-	100	-	ns

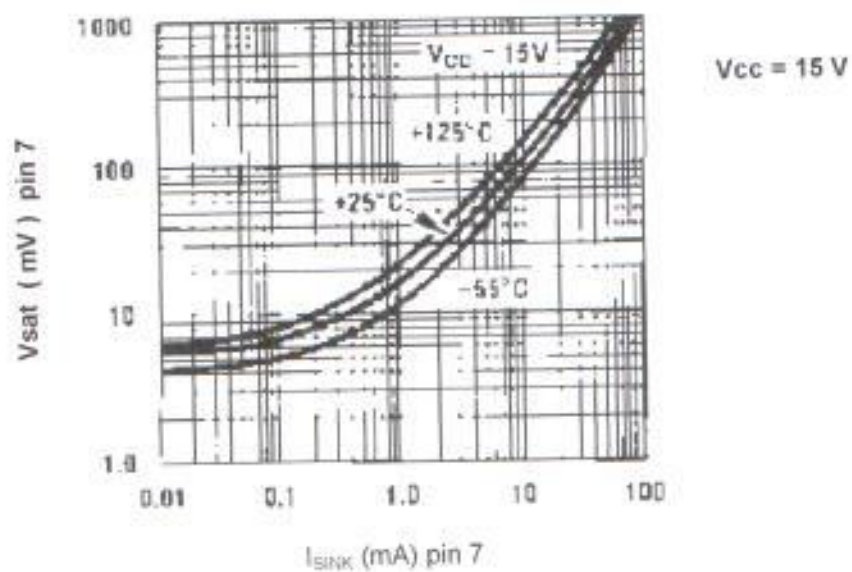
Tabla de operación básica

$V_{TH}$ (pin 6)	$V_{TR}$ (pin2)	Reset (pin4)	Salida (pin 3)	Descarga (pin 7)
$\phi$	$\phi$	bajo	bajo	activado
$V_{TH} > 2V_{CC} / 3$	$V_{TH} > 2V_{CC} / 3$	alto	bajo	activado
$V_{CC} / 3 < V_{TH} < 2V_{CC} / 3$	$V_{CC} / 3 < V_{TH} < 2V_{CC} / 3$	alto	-	-
$V_{TH} < V_{CC} / 3$	$V_{TH} < V_{CC} / 3$	alto	alto	apagado

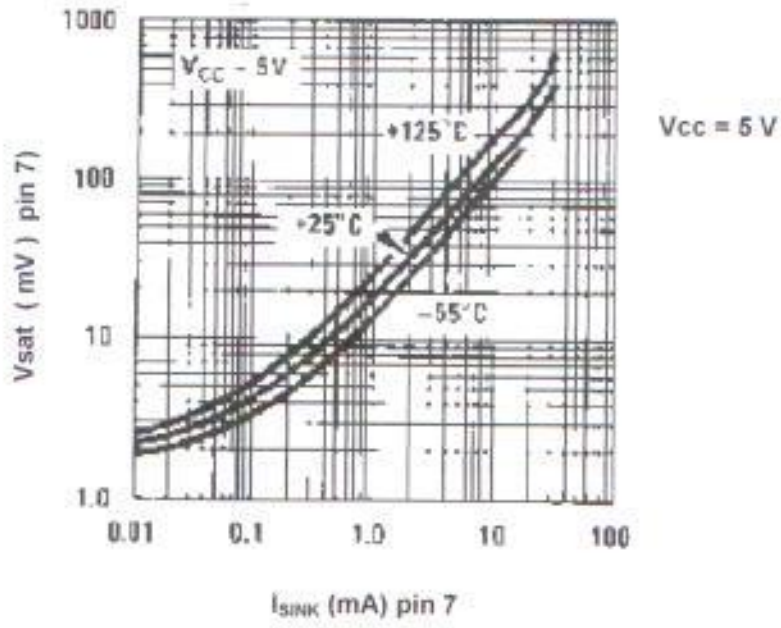
## Curvas Características



## Voltaje de descarga (pin 7) vs. Corriente

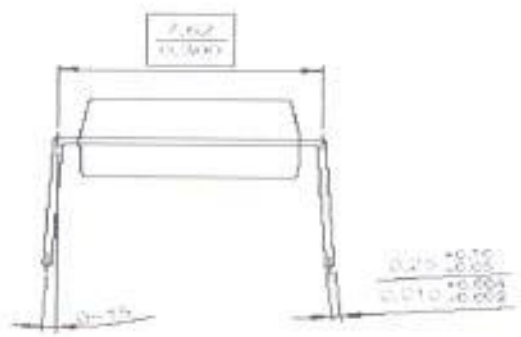
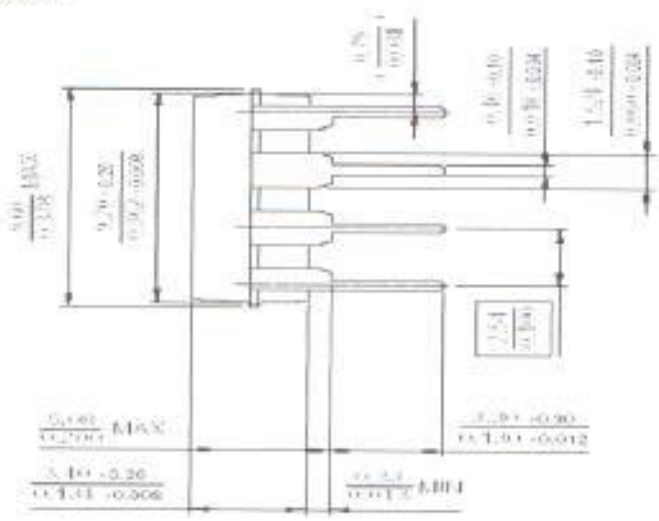
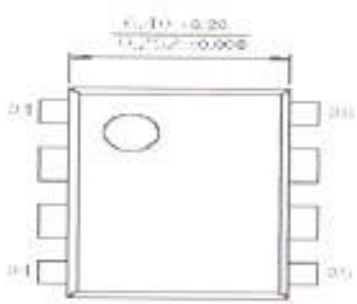






### Dimensiones mecánicas

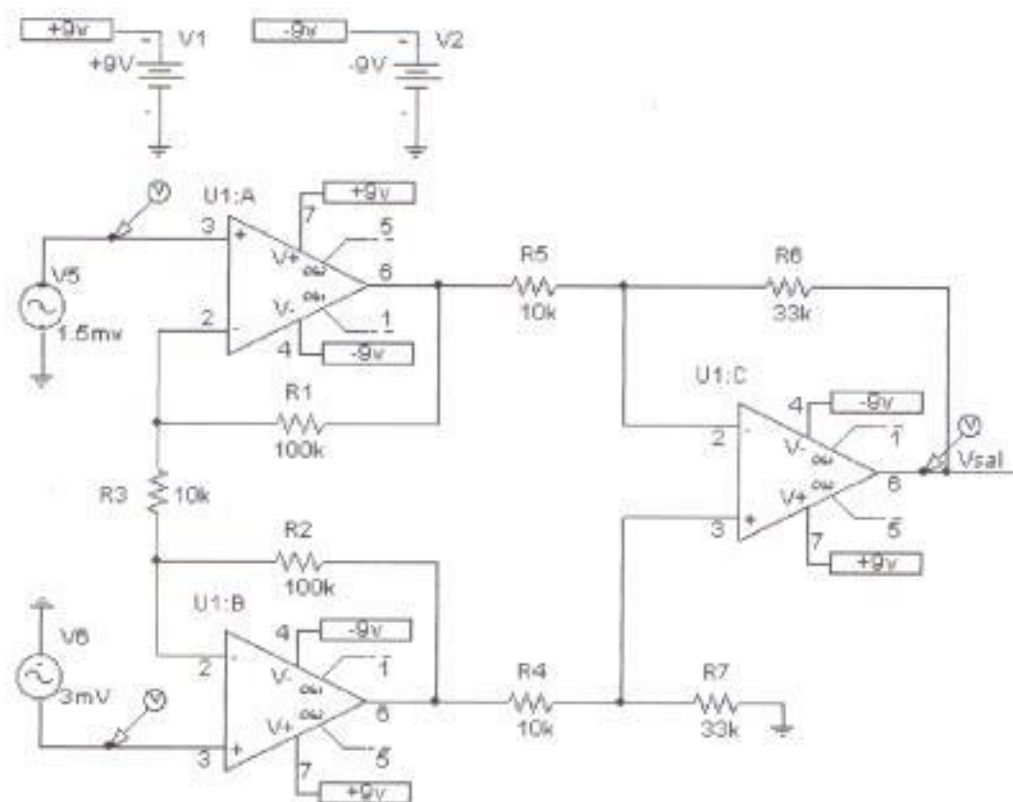
- Dimensiones en milímetros
- Empaquetamiento 8-C



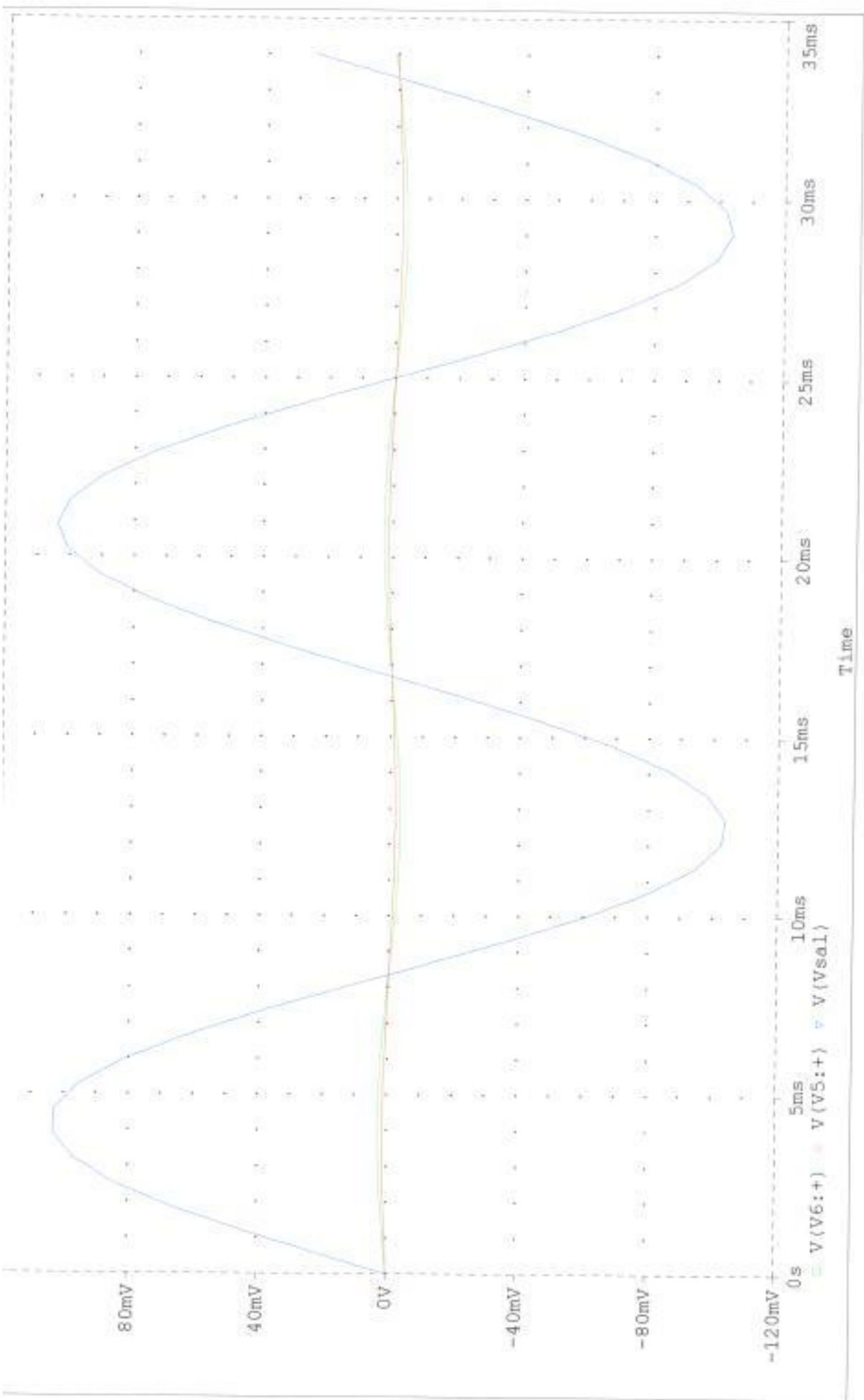
## APÉNDICE E

### TABLAS DE ELEMENTOS Y SIMULACIONES DE LOS CIRCUITOS

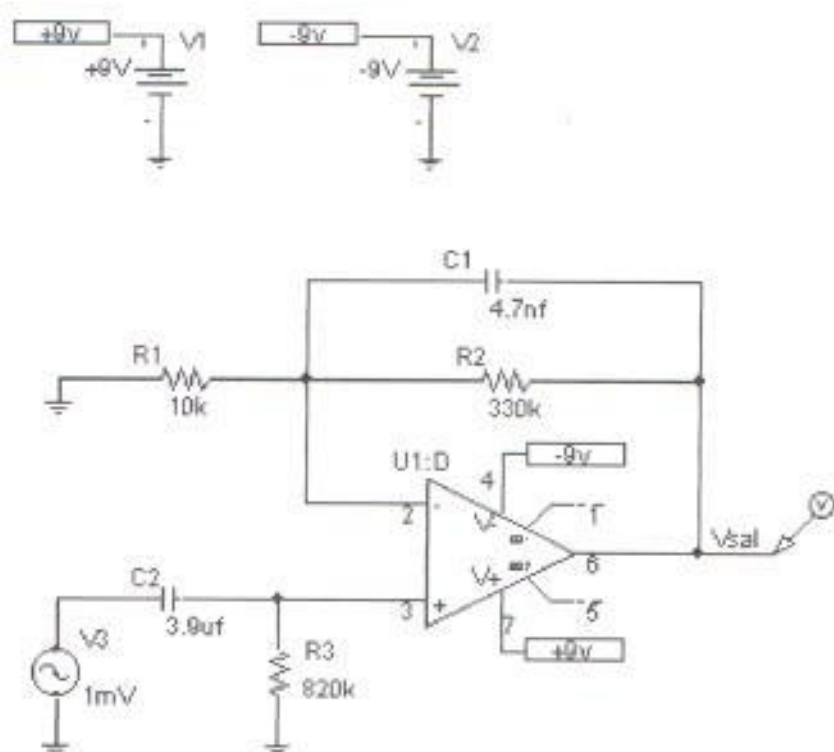
## Amplificador de Instrumentación



Elemento	Descripción	Valor (Ohmios)	Tolerancia (%)
R1, R2	Resistencias de carbón	100k $\Omega$	5
R3, R4, R5	Resistencias de carbón	10k $\Omega$	5
R6, R7	Resistencias de carbón	33k $\Omega$	5
U1:A, U1:B, U1:C	Integrado TL074	----	----

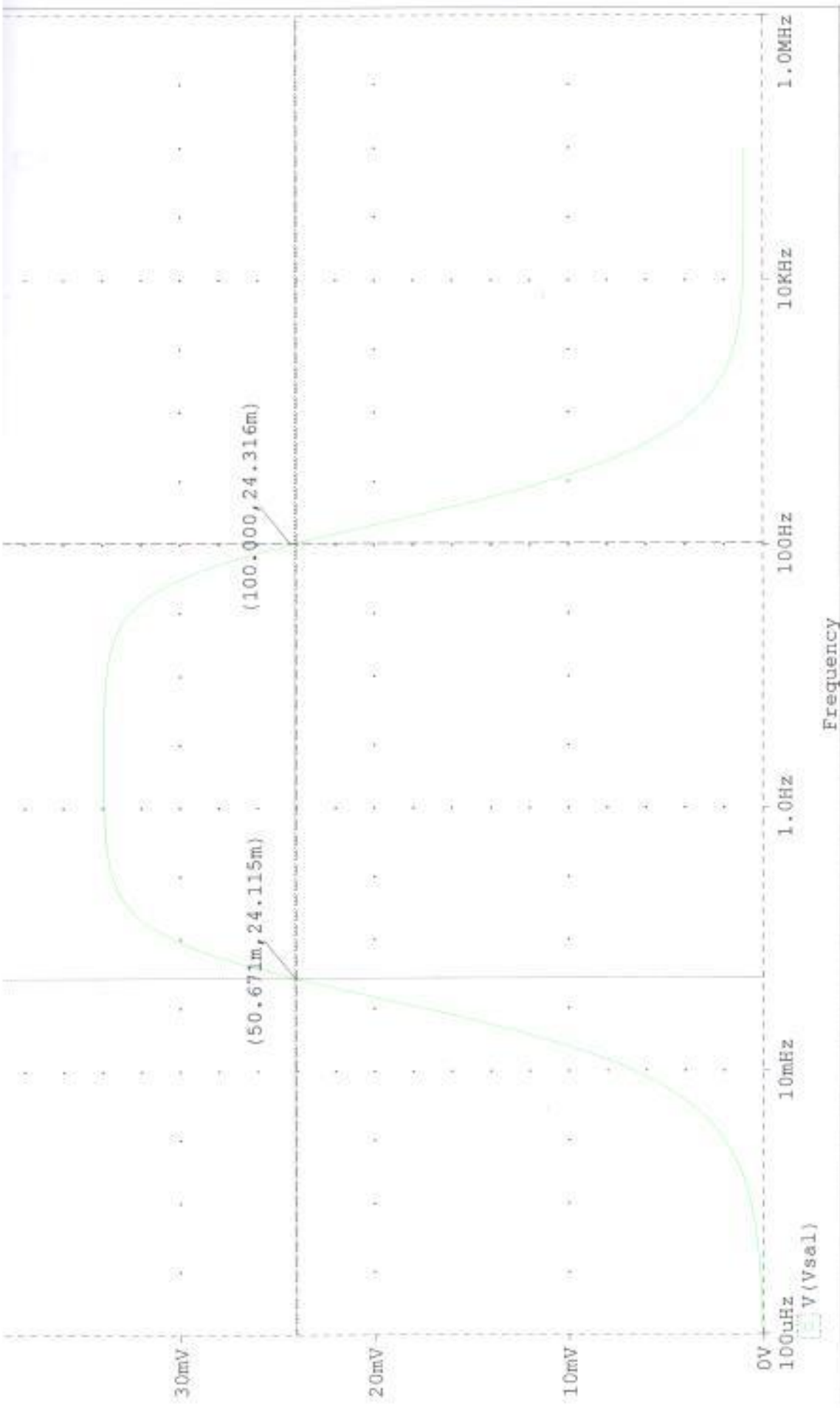


## Filtro Pasa Banda



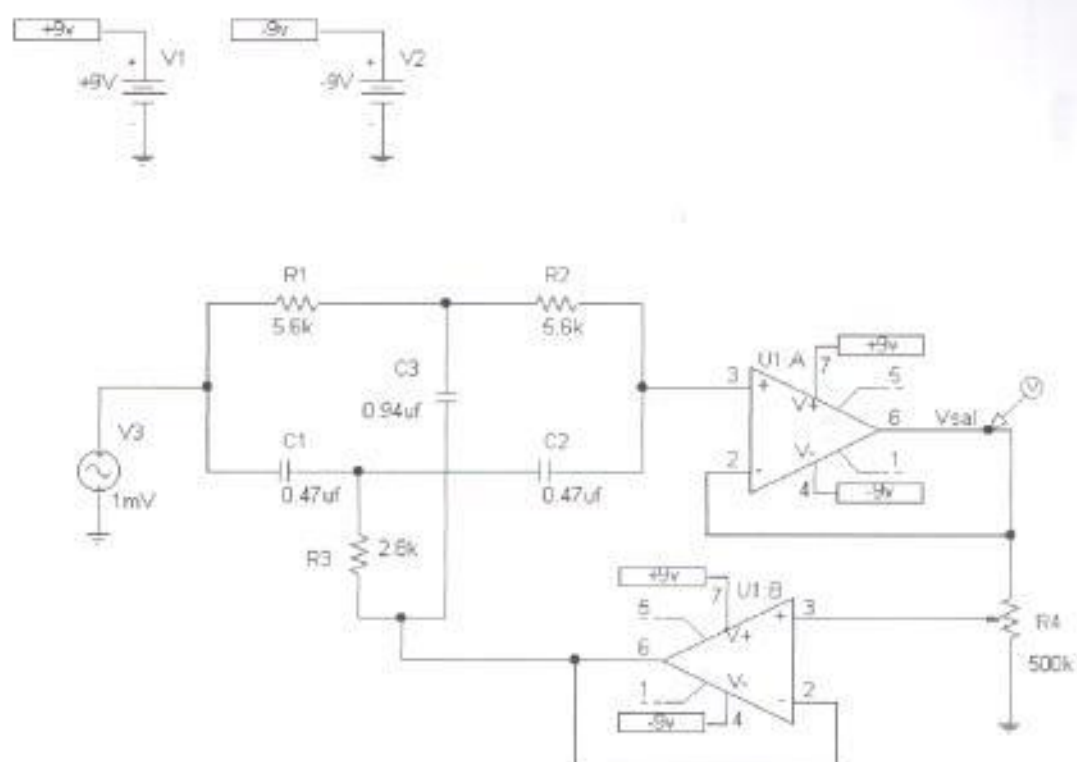
Elemento	Descripción	Valor Resistencias (Ohmios)	Valor Capacitores (Faradios)	Tolerancia ( % )
R1	Resistencia de carbón	10k $\Omega$	----	5
R2	Resistencia de carbón	330k $\Omega$	----	5
R3	Resistencias de carbón	820k $\Omega$	----	5
C1	Capacitor de poliéster	----	4.7 $\eta$	20
C2	Capacitor de poliéster	----	3.9 $\mu$	20
U1:D	Integrado TL074	----	----	----





A1: (50.671m, 24.115m) A2: (102.217, 24.043m) DIFF (A): (-102.167, 72.148u)

## Filtro Muesca



Elemento	Descripción	Valor Resistencias (Ohmios)	Valor Capacitores (Faradios)	Tolerancia (%)
R1, R2	Resistencias de carbón	5.6k $\Omega$	----	5
R3	Potenciómetro plástico de carbón	2.8k $\Omega$	----	1 vuelta
R4	Potenciómetro plástico de carbón	500k $\Omega$	----	1 vuelta
C1, C2	Capacitores cerámicos	----	0.47 $\mu$	20
C3	Capacitor cerámico	----	0.94 $\mu$	20
U1:A, U1:B	Integrado TL072	----	----	----

0.00000

1.0mV

0.8mV

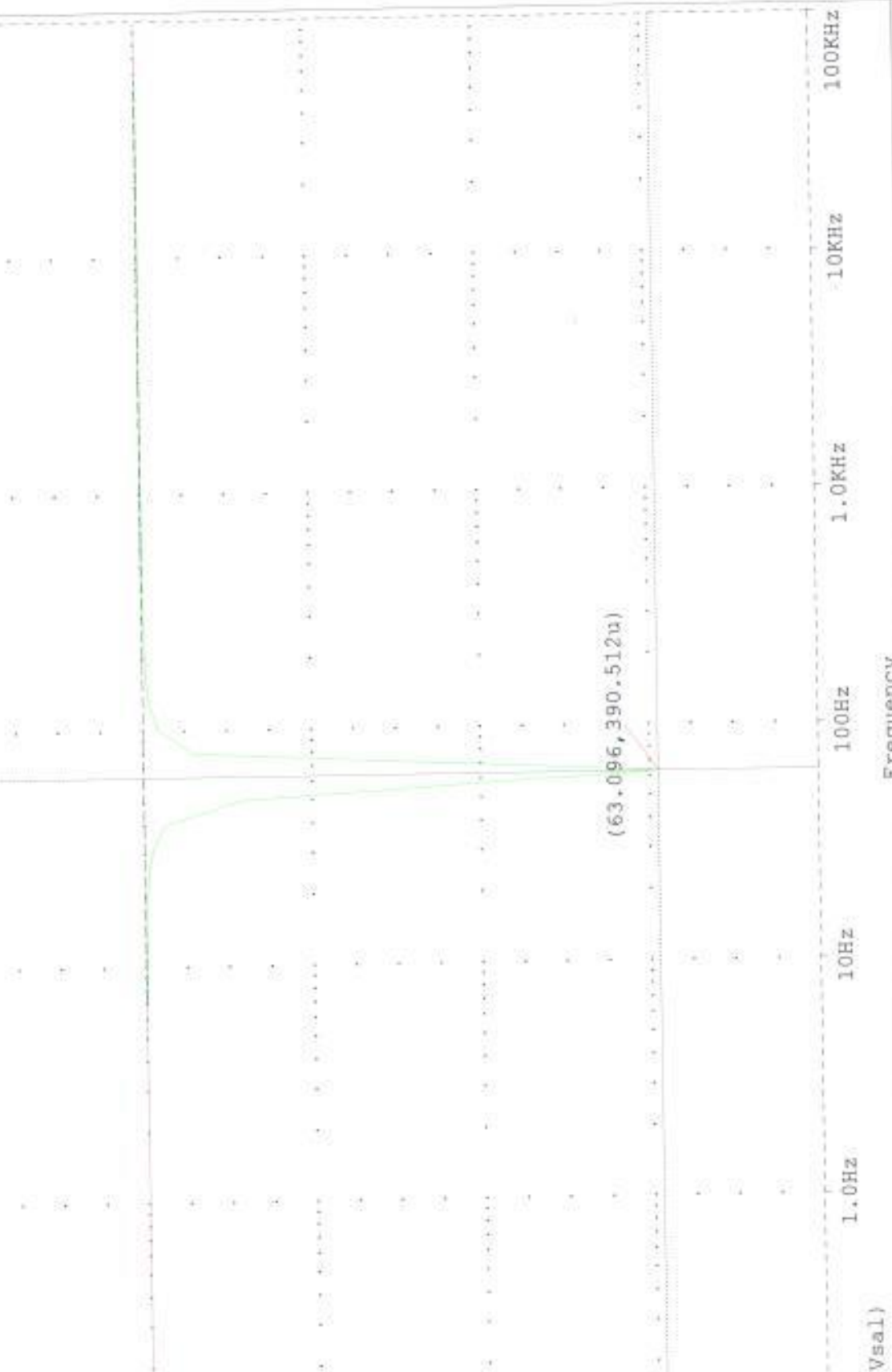
0.6mV

0.4mV

0.2mV

100mHz

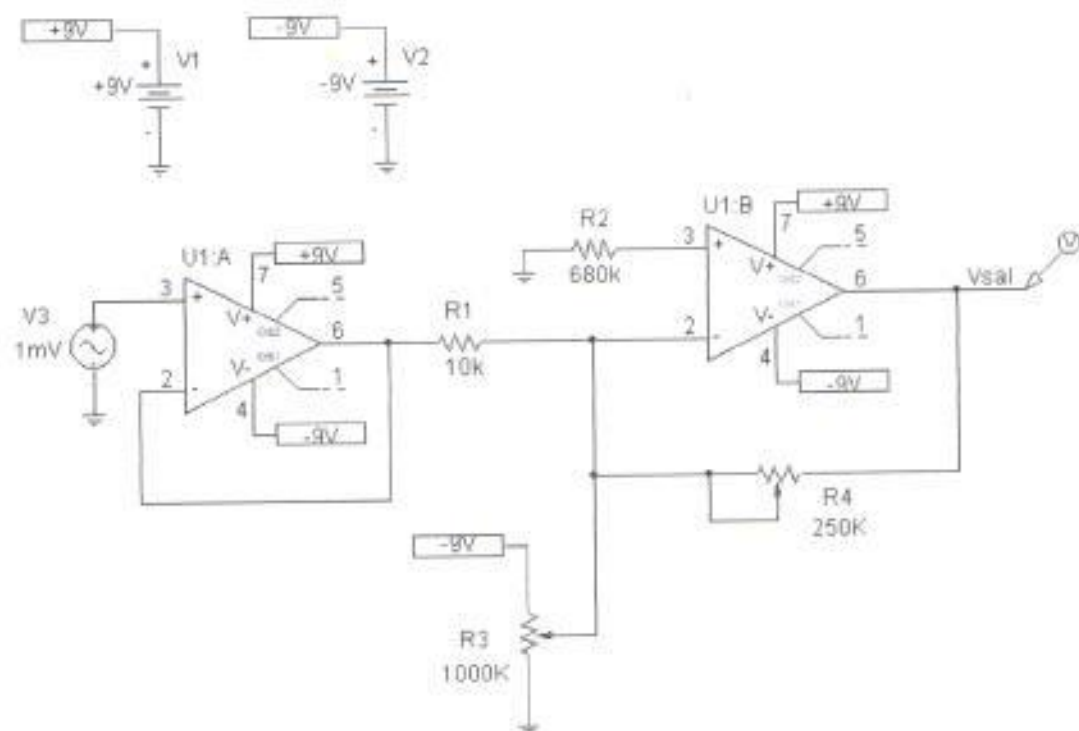
V (Vsai)



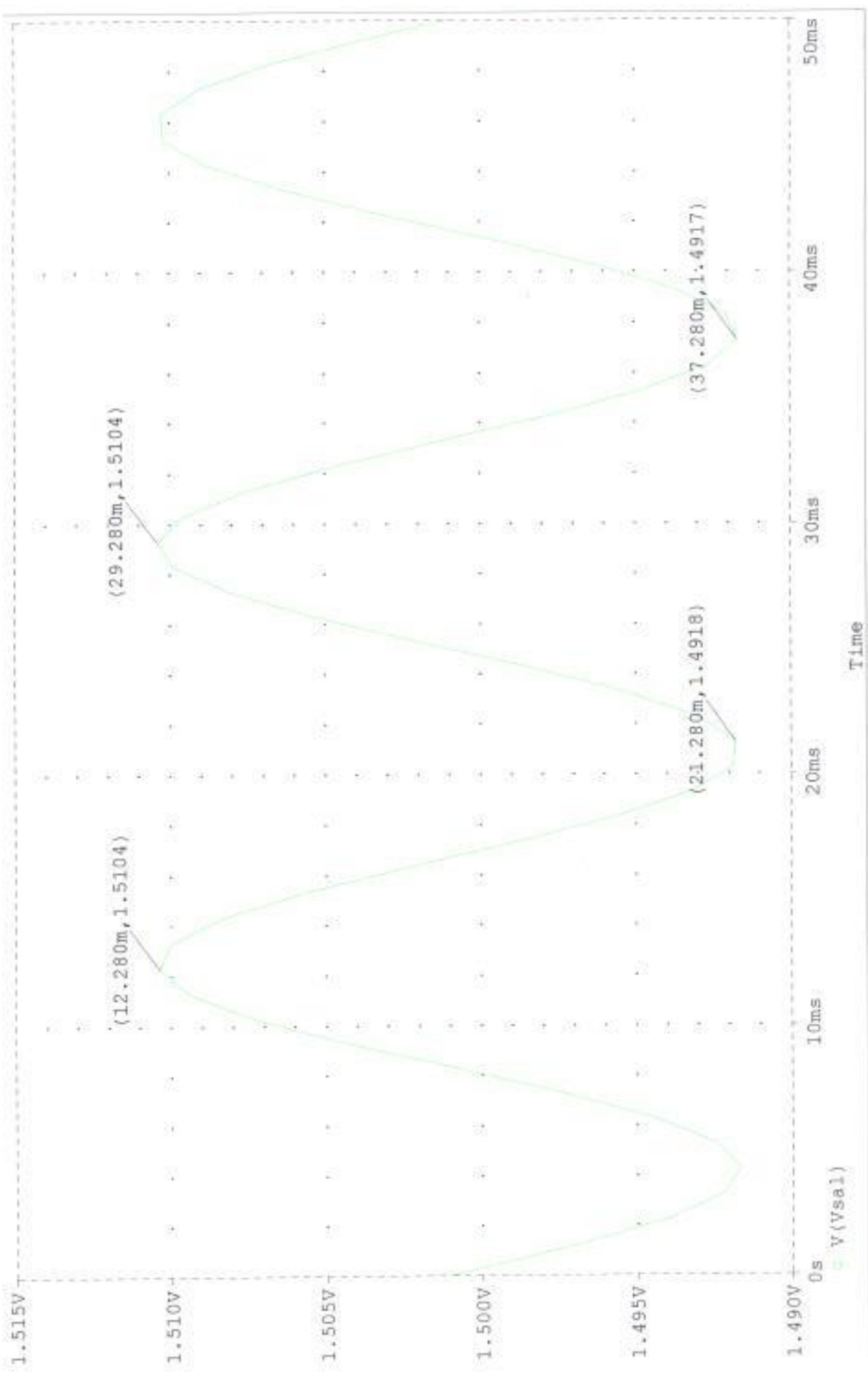
Frequency

A1: (63.096, 390.512u) A2: (100.000m, 1.0000m) DIFF(A): (62.996, -609.446u)

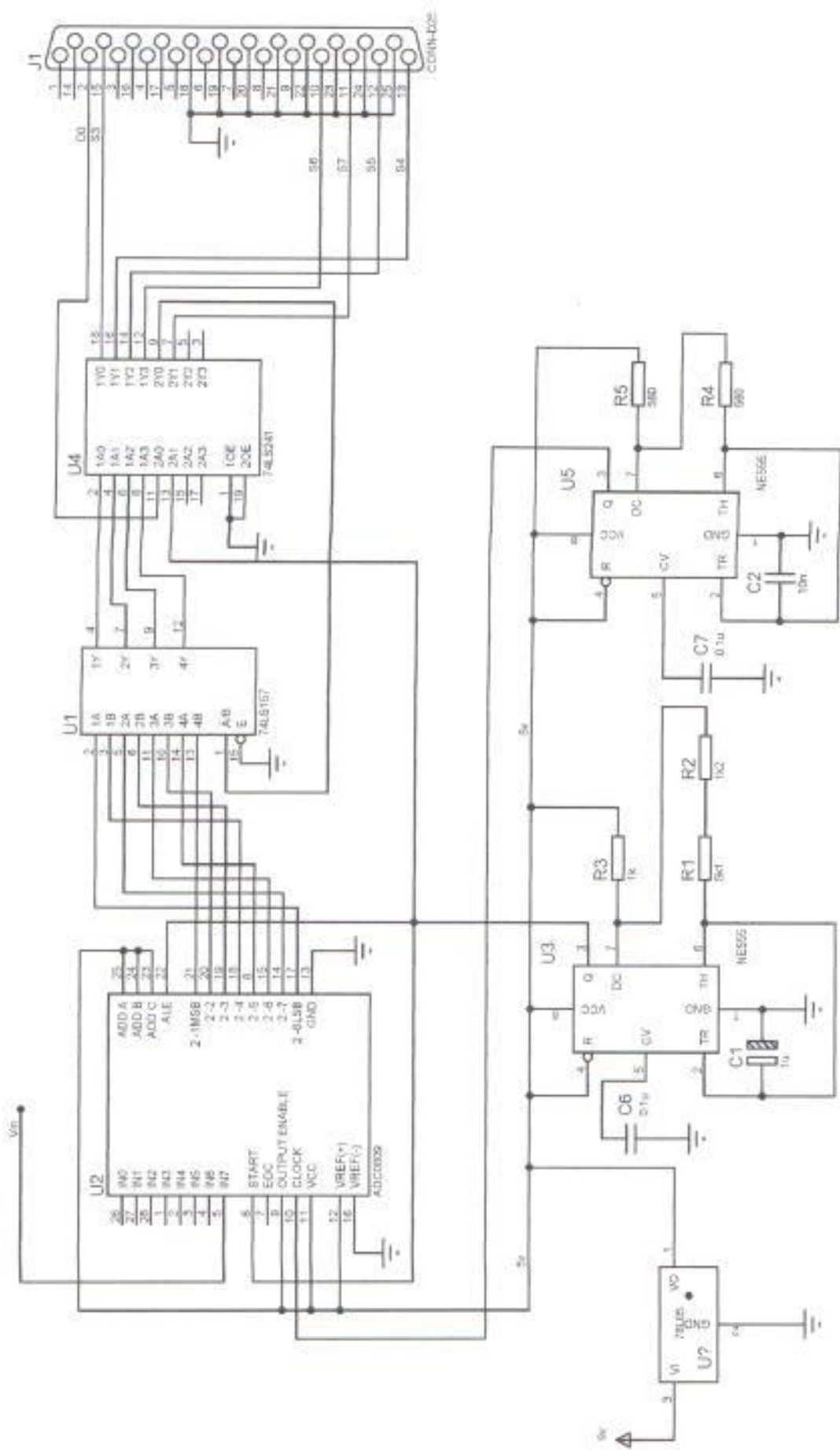
## Amplificador Sumador Inversor



Elemento	Descripción	Valor Resistencias (Ohmios)	Tolerancia ( % )
R1	Resistencia de carbón	10k $\Omega$	5
R2	Resistencia de carbón	680k $\Omega$	5
R3	Potenciómetro plástico de carbón	1M $\Omega$	1 vuelta
R4	Potenciómetro plástico de carbón	250k $\Omega$	1 vuelta
U1:A, U1:B	Integrado TL072	----	----







CIRCUITO DIGITAL

## Elementos Utilizados en el Circuito Digital

Elemento	Descripción	Valor Resistencias (Ohmios)	Valor Capacitores (Faradios)	Tolerancia (%)
R1	Resistencia de carbón	5.1k $\Omega$	----	5
R2	Resistencia de carbón	1.2K $\Omega$	----	5
R3	Resistencia de carbón	1k $\Omega$	----	5
R4, R5	Resistencias de carbón	560 $\Omega$	----	5
C1	Capacitor electrolítico	----	1 $\mu$	20
C2	Capacitor cerámico	----	10n	20
C6, C7	Capacitor cerámico	----	0.1 $\mu$	20
U1	Multiplexor 74LS157	----	----	----
U2	Convertidor Analógico Digital ADC0809	----	----	----
U3, U5	Integrado LM555	----	----	----
U4	Buffer 74LS244	----	----	----
U6	Regulador de Voltaje 7805	----	----	----

## BIBLIOGRAFÍA

- [1] Bronzino, J., *The Biomedical Engineering Handbook*, The electrical engineering handbook, U.S.A: CRC Press, Inc., 1995, pp. 181-189.
- [2] Maltzahn, W., and Yapur M., "Medical Electronics," Folleto Técnico, Facultad de Ingeniería en Electricidad y Computación, ESPOL, 1987, pp. 1-20.
- [3] Kington, T., and Plonsey R, "*Engineering Contributions to Biophysical Electrocardiography*, New York: IEEE Press, Inc., 1982, pp. 2-4, pp. 70-73, pp. 89-91.
- [4] Coughlin, R., and Driscoll F, *Amplificadores Operacionales y Circuitos Integrados Lineales*, México: Prentice Hall, 1999, pp. 214-244.
- [5] Jacob, M., *Applications and design with Analog Integrated Circuits*, New Jersey: Prentice Hall, 1982, pp. 359-425.
- [6] Inpout32.dll for WIN 9x/NT/2000/XP. Disponible en <http://www.logix4u.net/inpout32.htm>
- [7] Comando del Puerto Paralelo. 2000. Disponible en <http://www.anser.com.ar/pc.htm>
- [8] Proaxis, J. G.; Manolakis, D. J. Tratamiento Digital de Señales.