



ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA DEL LITORAL

FACULTAD DE INGENIERIA EN ELECTRICIDAD Y COMPUTACIÓN

“Electrocardiógrafo por Computadora”

TRABAJO DE GRADUACION

PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TITULO DE:

**INGENIERO EN ELECTRICIDAD
ESPECIALIZACIÓN ELECTRÓNICA**

Presentado por:

**ELSIE MARGARITA PAREDES BEJARANO
NORMAN PAVEL ROMERO CHAGLIA
ROSANNA ELIZABETH TINOCO HERNANDEZ**

Guayaquil – Ecuador

2004

AGRADECIMIENTO

A DIOS por ser la luz que guía nuestras vidas, a nuestras familias, a nuestros amigos y a todas aquellas personas que nos han brindado siempre su apoyo y comprensión, lo cual nos ha permitido lograr ser mejores personas y desarrollarnos para lograr ser mejores profesionales. Por todo esto les quedamos muy agradecidos...

DEDICATORIA

A NUESTROS AMADOS PADRES, POR TODO ESE AMOR QUE NOS DAN, POR TODO EL APOYO QUE NOS HAN BRINDADO A LO LARGO DE NUESTRAS VIDAS, POR TODAS LAS PALABRAS DE ALIENTO QUE NOS BRINDAN CADA DIA. POR TODO ESTO LES DEDICAMOS ESTE TRABAJO.

TRIBUNAL DE GRADUACION

Ing. Hernán Gutierrez
SUBDECANO DE LA FIEC

Ing. Miguel Yapur
DIRECTOR DEL TÓPICO

Ing. Francisco Novillo
MIEMBRO DEL TRIBUNAL

Ing. Gomer Rubio
MIEMBRO DEL TRIBUNAL

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**”

Norman Romero Chaglia.

Rosanna Tinoco Hernández

Elsie Paredes Bejarano

INDICE GENERAL

INDICE	
INTRODUCCIÓN	1
CAPITULO 1	
CONCEPTOS FUNDAMENTALES	3
1.1. El corazón y su funcionamiento bioeléctrico	3
1.2. Electrocardiografía	8
1.2.1. Ondas, segmentos e intervalos.	8
1.2.2. El electrocardiograma.	13
1.3. Funcionamiento Básica de los E.K.G	15
1.4. El E.K.G. por computadora	16
1.5. Funcionamiento Básico del equipo a construir	17
1.6. Características	18
1.7. Electroodos.	19
CAPITULO 2	
EL PROTOTIPO DESARROLLADO	22
2.1. Descripción general del sistema	22
2.1.1. Especificaciones de la norma AAMI	22
2.1.2. Diagrama de bloques del hardware del equipo	24
2.1.3. Diagrama de bloques del software del equipo	25
2.2. Descripción detallada del sistema	26
2.2.1. Etapa de Amplificación	26
2.2.2. Etapa de filtrado	31
2.2.3. Etapa de compensación offset	35
2.2.4. Etapa de conversión analógica digital	37
2.2.5. Etapa de captura y muestreo de datos	41
2.2.6. Etapa de graficación	43
2.2.7. Fuente de poder	44
CAPITULO 3	
DISEÑO DEL PROGRAMA	45
3.1. Elección del lenguaje de programación	45
3.2. ¿Porque el puerto paralelo?	46
3.3. Consideraciones y manejo del puerto paralelo	47
3.4. Soporte bi direccional del Motherboard del PC	53
3.5. Plataforma y requerimientos mínimos del sistema	53
3.6. El programa	54
3.7. Valores de puerto y Herramientas de programación	55
3.8. . Algoritmo	56
3.9. Código fuente	60

CAPITULO 4	
FUNCIONAMIENTO DEL EQUIPO	67
4.1. Pruebas	67
4.2. Materiales	68
4.3. Costos	69
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	70
APENDICES	
APÉNDICE A: Manual de usuario	72
APÉNDICE B: Manual de Software	75
APÉNDICE C: Diagrama Esquemático del Circuito	80
APÉNDICE D: Especificaciones Eléctricas y Mecánicas	81
APÉNDICE E: Fotografías del Equipo	82
APÉNDICE F: Amplificador Operacional TL084	84
APÉNDICE G: Convertidor ADC-0804	88
APÉNDICE H: Buffer 74LS244	90
APÉNDICE I: Derivaciones	93
APÉNDICE J: Correlación anatómica de las derivaciones Precordiales	98
REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS	

INTRODUCCIÓN

El análisis del comportamiento de organismos internos del cuerpo humano, tales como riñón, corazón, pulmones etc, mediante mecanismos no invasivos ha sido desde años atrás un reto constante para la medicina, dado que así el médico tratante puede ubicar a su paciente dentro de un cuadro clínico para diagnosticar un adecuado tratamiento. Con la llegada del Electrocardiógrafo el análisis se fundamenta en la graficación de las señales bioeléctricas que genera el corazón en ciclos periódicos de tiempo. Dada la importancia de este equipo, su presencia en clínicas y hospitales es necesaria; sin embargo, el elevado costo del mismo hace difícil y muchas veces imposible su adquisición.

Con la revolución de las computadoras y el bajo costo de circuitos digitales la humanidad ha logrado simplificar muchos problemas, apostando al diseño digital como solución práctica. Nosotros proponemos un graficador de señales cardíacas por computadora, para lo cual realizamos un circuito electrónico sensible a las señales bioeléctricas del corazón, las cuales una vez convertidas en señales digitales son procesadas por software y finalmente graficadas, siendo posible así observar la señal cardíaca en el monitor de un computador como un tren de pulsos. Cabe destacar que para

efectos de graficación, un muestreo de la señal hubiera sido suficiente; sin embargo, para efectos académicos y dado que pudiera ser aplicado en otro proyecto de tesis, nos permitimos sincronizar el circuito de adquisición de señales con el microprocesador del computador, así la adquisición de datos es completa.

Dado el bajo costo de los elementos y la confiabilidad del equipo creemos que es la solución al elevado costo de equipos similares.

Consideramos que nuestro equipo podría ser la base de nuevas aplicaciones, dado que usando un multiplexador, y mejorando la circuitería podríamos estar hablando de la implementación de una sala de cuidados intensivos con monitoreo en tiempo real.

CONCEPTOS FUNDAMENTALES.

1.1. El corazón y su funcionamiento bioeléctrico.

El corazón es un órgano hueco, de estructura básicamente muscular, dotado de movimiento propio, que gracias a sus contracciones actúa como motor del aparato circulatorio, bombeando la sangre desde el interior de sus cavidades hacia todo el organismo.

Se halla situado en el interior del tórax, alojado entre los dos pulmones, y apoyado encima del músculo diafragma; todo él se halla envuelto de una capa serosa, el pericardio, que lo mantiene unido a las estructuras vecinas (pleura, diafragma, etc...).

Las cavidades cardíacas son cuatro; dos superiores o aurículas, y dos inferiores o ventrículos. Aurícula y ventrículo del mismo lado están en comunicación a través de una válvula, la cual, en el lado derecho, recibe el nombre de tricúspide y, en el lado izquierdo, de mitral.

En la figura 1.1 podemos apreciar al corazón y la ubicación de sus partes.

Las aurículas son cavidades cardíacas que reciben la sangre. Están situadas por encima de los ventrículos, y separadas entre sí por el tabique interauricular; la pared de las aurículas, formada por tejido muscular, es menos gruesa que la de los ventrículos, puesto que su contracción es mucho más débil. Ambas aurículas, la derecha y la izquierda, tienen unas prolongaciones llamadas orejuelas.

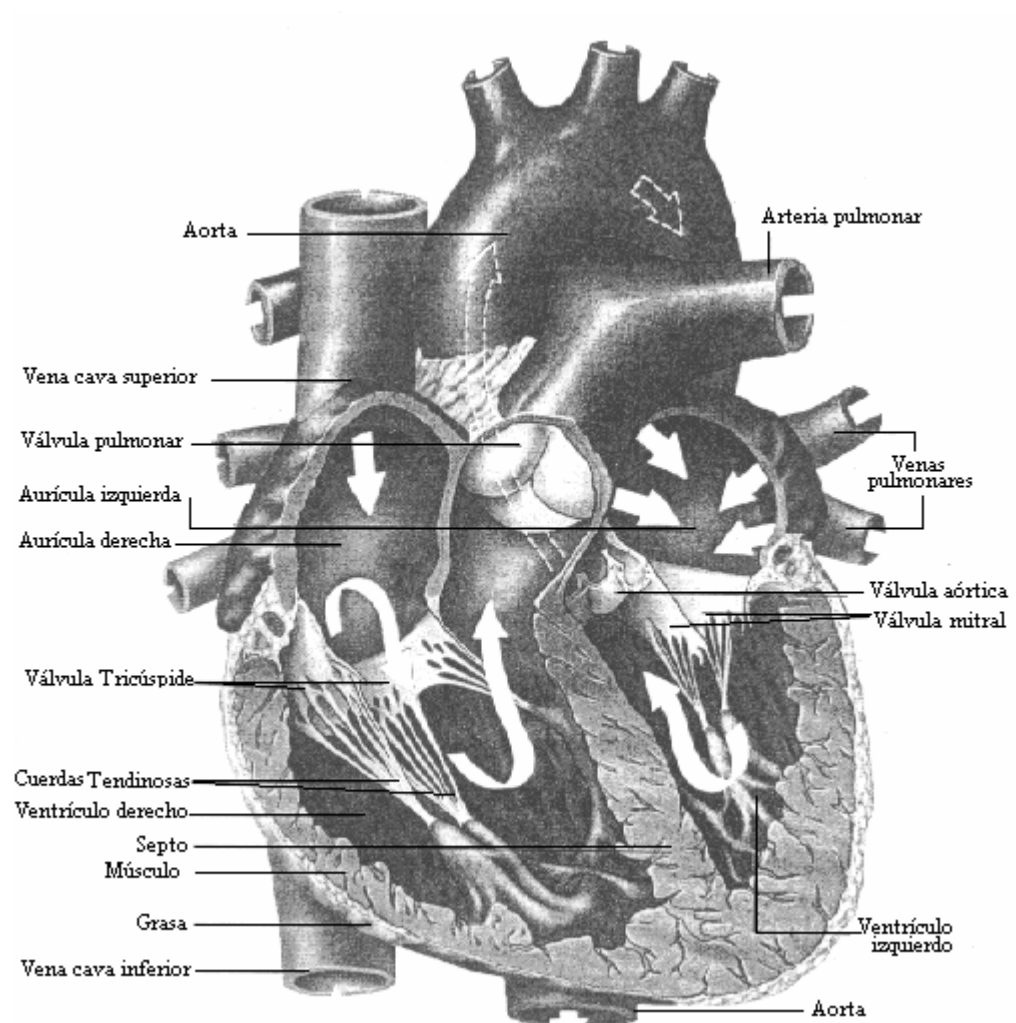


Figura 1.1 El corazón

En la aurícula derecha desembocan, por dos orificios diferentes, las venas cava, superior e inferior; su contenido es la sangre venosa, es decir, pobre en oxígeno. A la izquierda de la aurícula derecha se abren cuatro orificios, que corresponden a las cuatro venas pulmonares (dos por cada pulmón); su contenido es la sangre arterial, es decir, rica en oxígeno.

Para entender el funcionamiento del corazón en el cuerpo humano, hay que recorrer el sistema cardiovascular y la dirección que sigue el flujo sanguíneo (figura 1.2).

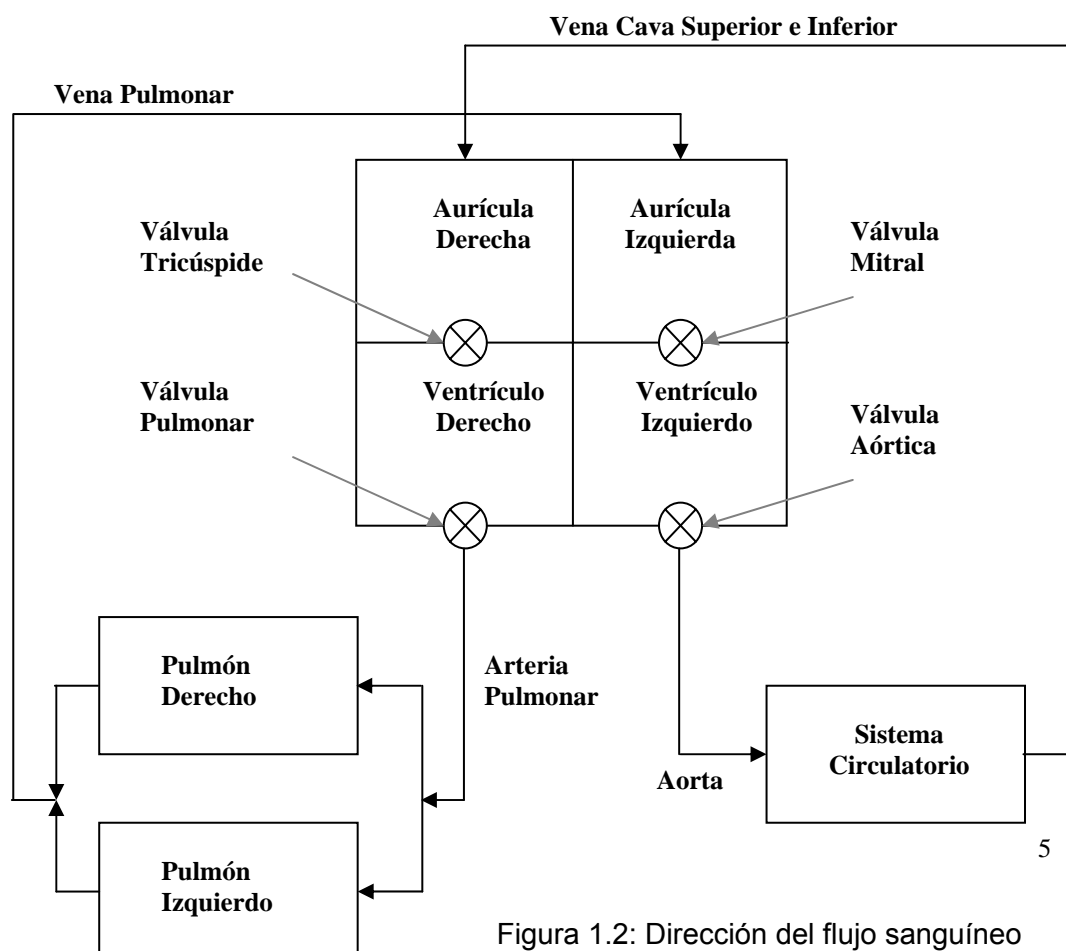


Figura 1.2: Dirección del flujo sanguíneo

La aurícula derecha recibe la sangre venosa del cuerpo y la envía al ventrículo derecho el cual la bombea a los pulmones, lugar en el que se oxigena y del que pasa a la aurícula izquierda. De aquí la sangre se deriva al ventrículo izquierdo, donde se distribuye a todo el cuerpo y regresa a la aurícula derecha cerrando el ciclo.

Todas las acciones de bombeo se realizan como respuesta a los impulsos eléctricos que ocasionan que el corazón se contraiga. Estos impulsos se originan en el nodo seno auricular (S – A) (figura 1.3). El nodo seno auricular o marcapaso natural actúa como un reloj al generar una secuencia regular de pulsos que contraen rítmicamente a las aurículas y por tanto, fuerza el paso de la sangre hacia los ventrículos. Una vez que las aurículas se contraen completamente, el impulso eléctrico es detectado por un sistema de conducción de alta velocidad que excita o despolariza los ventrículos. Este sistema de conducción comienza en el nodo aurículo ventricular (A – V) que recibe el impulso procedente de la aurícula y lo pasa al haz de His, de donde se distribuye a todas las fibras de Purkinje, las que facilitan la rápida transmisión del impulso en los ventrículos, dando origen a una contracción coordinada teniendo como consecuencia un bombeo eficiente de la sangre en todo el cuerpo.

contracción coordinada teniendo como consecuencia un bombeo eficiente de la sangre en todo el cuerpo.

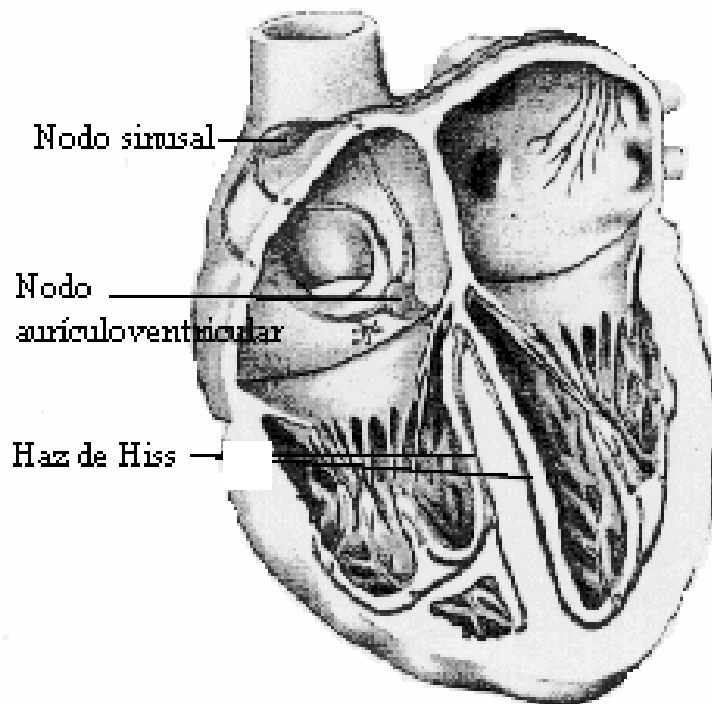


Figura 1.3: Impulsos eléctricos en el corazón

Una de las características más importantes del corazón, como sistema de bombeo ideal, es la de mantener la sangre en movimiento por el sistema cardiovascular. Su representación puede considerarse como si estuviese constituido por dos bombas que actúan mecánicamente de manera independiente, de tal forma que sus movimientos estén en fase con el llenado y expulsión del fluido sanguíneo (fase de potencia). La acción de las válvulas es puramente pasiva, es decir, la diferencia

de presión a los lados de la válvula ocasiona que ésta se abra o cierre automáticamente.

1.2. Electrocardiografía.

1.2.1. Ondas, segmentos e intervalos.

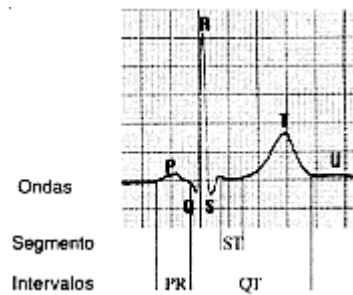


Figura 1.4 : Ciclo cardíaco completo

El registro ECG muestra unas **ondas**, unos **segmentos** y unos **intervalos** (ver figura 1.4).

La **onda P** que corresponde a la activación auricular y tiene una duración $< 0,12$ seg y una altura $< 2,5$ mm. (ver figura 1.5)

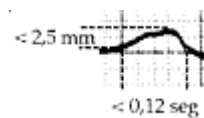


Fig 1.5: Sección P de Onda cardíaca

El **intervalo PR** que incluye el tiempo de conducción intra auricular, aurículo ventricular y del sistema His -

Purkinje. Tiene una duración que varía de 0.12 a 0.24 seg. (ver figura 1.6)

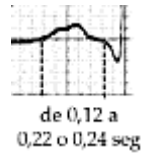


Fig. 1.6: Intervalo PR de Onda Cardíaca

El **complejo QRS** que corresponde a la despolarización ventricular y tiene una duración < 0.12 seg. (ver figura 1.7)

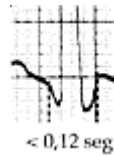


Fig. 1.7: Intervalo QRS de Onda Cardíaca

y puede presentar diversas morfologías. Estas se pueden describir llamando a la primera onda negativa **onda Q**, a la primera onda positiva **onda R** y a la onda negativa que la siga **onda S**. Se utilizan mayúsculas o minúsculas en función del tamaño de dichas ondas, Si se registran dos ondas R o S se utiliza el apóstrofe para diferenciarlas, llamándolas R' o S'.

Cuando se registra una sola onda negativa se denomina **complejo QS**.

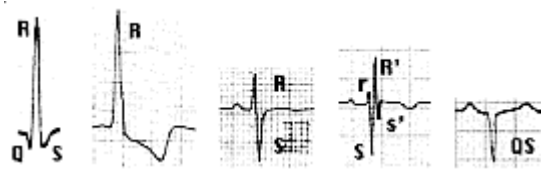


Fig 1.8: Sección QRS de Onda Cardíaca

Otro parámetro que se mide al analizar el QRS es el **tiempo de aparición de la deflexión intrinsecoide**, que es el que transcurre desde el inicio del QRS hasta el momento en que la onda R cambia de dirección. Tiene una duración normal <0.045 seg. Este parámetro se utiliza en el diagnóstico de la hipertrofia ventricular izquierda, en la dilatación ventricular izquierda y en el hemibloqueo anterior.

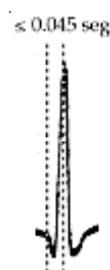


Fig. 1.9 : Tiempo deflexión intrinsecoide

El **segmento ST** que refleja la fase 2 del potencial de acción transmembrana. Se inicia al finalizar el QRS (el punto de unión del segmento ST con el QRS de denomina **punto J**) y termina en el inicio de la onda T. Normalmente es isoelectrico, es decir que está al mismo nivel que la línea de base del ECG.

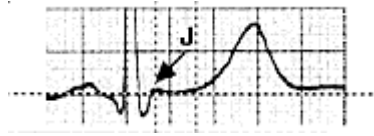


Fig. 1.10 : Ubicación del punto J en la onda cardíaca

La **onda T** que corresponde a repolarización ventricular



Fig.1.11: Repolarización ventricular

Esta onda suele ser positiva en la mayoría de las derivaciones, aunque puede ser negativa en alguna derivación -Las más habituales son V1, aVL y DIII- sin que esto tenga un significado patológico.

Tampoco es patológico el registro de T con morfología bimodal, que en los niños puede ser bastante marcada. Se suele registrar en la cara anterior (de V2 a V4) y no tiene ningún significado patológico.

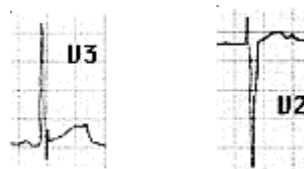


Fig. 1.12: Onda U

La **onda U**, que se registra después de la onda T y que suele ser positiva y a veces bastante conspicua sin que esto tenga un significado patológico.

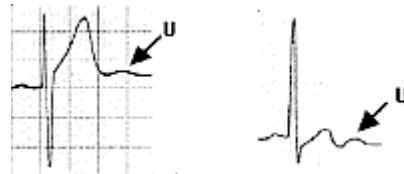


Fig. 1.13: Formas de onda Sección U

A veces el segundo componente de una onda T bimodal puede ser confundido con una onda U. Sobretudo si estamos registrando un solo canal a la vez. La comparación con otra derivación nos ayudará a identificar las ondas. Esto será muy fácil si podemos registrar más de un canal al mismo tiempo.

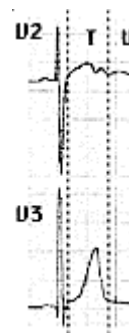


Fig. 1.14: Diferencias entre Segmento U y T

El **intervalo QT** que incluye la activación y la recuperación ventricular. Se mide desde el inicio del QRS hasta el final de la

onda T. Su duración depende de la frecuencia cardíaca y suele ser < 0.40 seg.

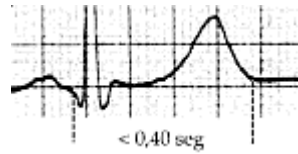


Fig. 1.15: Duración del intervalo QT

1.2.2. El electrocardiograma(ECG)

En el cuerpo humano se genera una amplia variedad de señales eléctricas, provocadas por la actividad química que tiene lugar en los nervios y músculos que lo conforman. El corazón por ejemplo, conduce a un patrón característico de variaciones de voltaje. El registro y análisis de estos eventos bioeléctricos son importantes desde el punto de vista de la práctica clínica y de la investigación. Los potenciales se generan a nivel celular, es decir, cada una de las células es un diminuto generador de voltaje.

Aunque es posible, con el empleo de micro electrodos, medir el potencial de una sola de ellas, las señales bioeléctricas de interés clínico se producen por la actividad coordinada de grandes grupos celulares. Es este tipo de actividad sincronizada, en el que intervienen muchas células, el que puede registrarse mediante métodos no invasivos, es decir,

con el empleo de electrodos de metal colocados en la superficie del cuerpo. Un electrocardiograma (ECG) es una prueba física ampliamente utilizada para valorar la condición del corazón en forma no invasiva. Dicha prueba se usa para evaluar el estado del sistema de conducción del corazón, el músculo, y también en forma indirecta, la condición de este órgano como una bomba. El ECG es una representación gráfica de la actividad bioeléctrica del músculo cardíaco, por lo que un equipo de registro de ECG (electrocardiógrafo) es prácticamente un voltímetro que realiza una función de registrador. En la figura 1.16 observamos un tren de pulsos característicos.

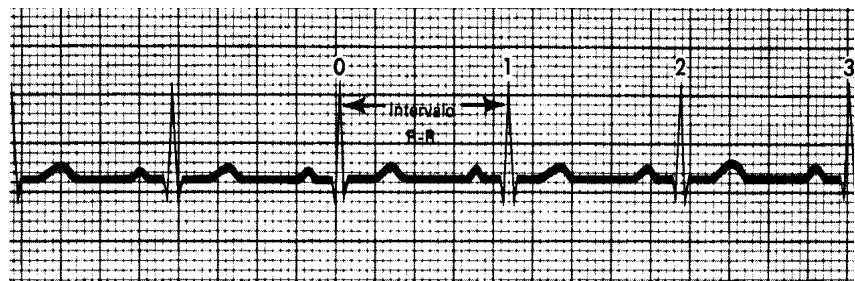


Figura 1.16: Tren de pulsos cardíaco característico

Debe notarse que las interpretaciones del ECG son más bien empíricas y han evolucionado a partir de una larga historia de referencias y correlaciones con desordenes cardíacos conocidos.

1.3. Funcionamiento Básico de los Electrocardiógrafos.

Los latidos del corazón son motivados por cambios de tensión eléctrica en sus fibras musculares que pueden detectarse por un voltímetro. Tal actividad fue registrada por primera vez por el fisiólogo holandés William Einthoven en 1903, valiéndose de un primitivo galvanómetro. El electrocardiógrafo permanece básicamente inalterado: los cambios de voltaje son registrados por una aguja que traza una gráfica sobre un papel, fotográficamente o sobre la pantalla de un tubo de rayos catódicos.

El papel de registro de un EKG es papel milimetrado. La altura representa voltaje y la horizontal tiempo. Cada milímetro horizontal son 0.04 segundos (a 25 mm/seg de velocidad). Cada 10 milímetros verticales son un milivoltio.

5 cuadritos pequeños horizontales representan 0.2 segundos (1 cuadrado grande).

La calibración normal es:

Velocidad del papel 25 mm/seg

Voltaje 10 mms de alto = 1 milivoltio = altura, amplitud

1.4. E.K.G. por Computadora

Aunque en el mercado ecuatoriano el uso de un graficador de señales cardíacas usando una computadora no es muy conocido, en países desarrollados este equipo ha tenido mucha acogida, dada la versatilidad y sencillez del equipo. Inicialmente este equipo fue diseñado para uso del público en general como un dispositivo novedoso pero a la vez no muy confiable; sin embargo la idea básica se mantuvo, y aplicado a la telemedicina en la actualidad es una novedad.

Cabe destacar que dada la facilidad que los lenguajes de programación presentan cada día, el E.K.G. por computadora es capaz de manejar más parámetros que el E.K.G. común. Además dada la flexibilidad del equipo, es posible realizar cambios según el cardiólogo desee, sin necesidad de alterar el hardware del equipo.

Discutiremos la implementación de un circuito electrónico capaz de recibir la señal analógica proveniente de un corazón, amplificarla, digitalizarla y transferirla a una PC. También tenemos un programa capaz de procesar y graficar los datos obtenidos. Con estas dos herramientas, se consigue un instrumento capaz de suplir algunas de las prestaciones de un electrocardiógrafo profesional.

1.5. Funcionamiento básico del equipo a construir.

El equipo a construir básicamente es un graficador de señales cardíacas, para lo cual se prepara al paciente colocándole los electrodos en las posiciones correspondientes dependiendo de la derivación deseada, por ejemplo en la figura 1.17 observamos una derivación comúnmente usada.

Una vez preparado el paciente, se procede a la adquisición de las señales bioeléctricas; nuestro equipo filtrará el ruido y tomará la señal dentro del rango de frecuencia teórica correspondiente a una señal cardíaca, para luego digitalizarla y mediante software poder apreciar un tren de pulsos cardíacos en el monitor del PC correspondiente.

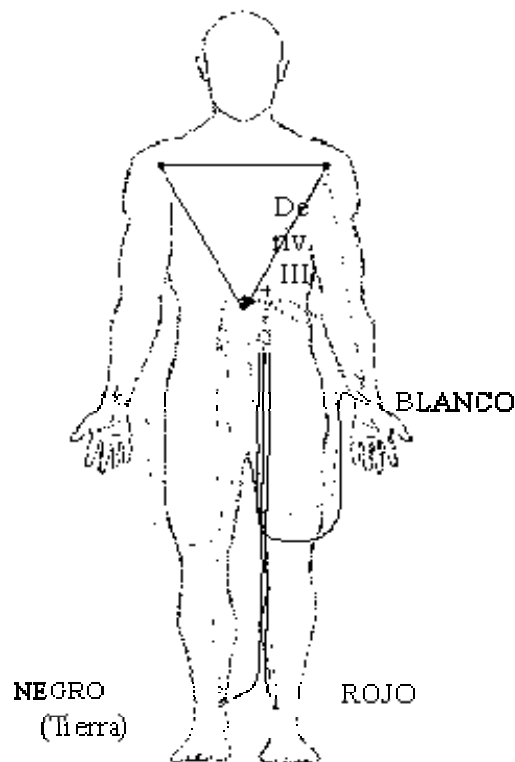


Figura 1.17: Derivación comúnmente usada

1.6. Características.

Presentamos un equipo graficador de señales cardíacas de bajo costo, construido con dispositivos de bajo consumo de potencia y de fácil adquisición en el mercado nacional para facilitar su reparación y mantenimiento. El equipo consta de una etapa de amplificación integrada por un amplificador de instrumentación cuyas características principales son las de tener una alta ganancia y un alto rechazo al ruido. También cuenta con una etapa de compensación de offset que mantenga la línea base de la señal que se está

registrando y la ubica dentro del rango de amplitud (0v a 5v), lo cual es muy importante, dado que un voltaje negativo podría dañar elementos del circuito; sin embargo para efectos de este prototipo es manejable mediante un potenciómetro. También consta con una etapa de filtrado (pasa – bajos) y una fuente de voltaje dual que alimenta al circuito.

Para llevar a cabo el diseño del prototipo fue necesario tomar en cuenta las especificaciones de la norma AAMI para el diseño de equipos de electrocardiología, las cuales mencionaremos en detalle en el capítulo 2.

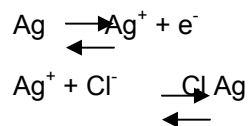
1.7. Electrodo.

Cuando se realizan mediciones de parámetros electrofisiológicos debemos tener en cuenta que los puntos sobre los cuales vamos a realizar las mediciones son tejidos vivos que tienen la característica de ser conductores iónicos. El dispositivo que se usa para recoger estos potenciales se denomina electrodo el que puede tener diversas formas y características.

Los electrodos no son simplemente placas metálicas, en ellos se realiza una reacción química capaz de transformar impulsos

bioeléctricos en potenciales eléctricos, esta reacción se debe a que los electrodos son fabricados con un compuesto químico de plata (Ag), al cual se le hace un baño de cloruro de plata (ClAg), el que reacciona a los cambios en las concentraciones de los iones Cl⁻, Na⁺, K⁺.

La reacción química discutida en el párrafo anterior viene dada en la siguiente nomenclatura:



Nótese como la plata reacciona, desprendiendo un lón negativo del compuesto, este lón representa el mínimo potencial eléctrico a ser tomado en nuestra medición.

En el mercado mundial encontramos varios tipos de electrodos, entre los cuales están los intracelulares, intratisurales y los de superficie, los cuales son de interés en nuestro propósito. Los electrodos de superficie los podemos encontrar como capacitivos y de contacto directo, estos últimos son los mas usados y los encontramos en diferente presentaciones comerciales: planos, de succión, de brazalete, etc.

La frecuencia, así como la condición del acople piel-electrodo son parámetros críticos en el momento de realizar nuestra medición, dado que estos valores influyen directamente en la impedancia de los electrodos.

Para mejorar las lecturas y por consiguiente la graficación de estas en el EKG, es recomendable usar una pasta de acople (gel de cloruro de plata), dado que así aumentamos la estabilidad del sistema y reducimos el número de datos fuera de los rangos normales.

El Prototipo Desarrollado.

2.1. Descripción General del sistema.

2.1.1. Especificaciones de la norma AAMI.

Como mencionamos anteriormente, para el diseño del prototipo fué necesario tomar en cuenta las especificaciones de la norma AAMI para el diseño de equipos de electrocardiografía dentro de las cuales podemos mencionar:

- a) Respuesta de frecuencia: La respuesta del instrumento debe ser plana dentro de ± 0.5 dB en el rango de frecuencia de 0.14 a 25 Hz. Y la respuesta a una señal senoidal de amplitud constante se debe extender hasta los 100 Hz. Con una caída no mayor a 3 dB.
- b) Impedancia de entrada: La impedancia de entrada entre cualquier electrodo y tierra debe ser mayor a 5 M Ω . Este valor es adecuado para obtener una señal sin distorsión siempre y cuando el valor de la impedancia entre la piel y el electrodo sea menor que 30 Ω . El instrumento no debe permitir un flujo de corriente mayor a 1 μ A, a través del paciente.

- c) Rango dinámico de entrada: El electrocardiógrafo debe ser capaz de responder a voltajes diferenciales de 0.5 y 10 mV_{p-p}.
- d) Ganancia: El equipo deberá contar con tres valores de ganancia: 5, 10 y 20 mm/mV. (Que corresponden a ganancias de 500, 1000 y 2000 respectivamente).
- e) Relación de rechazo de modo común (RRMC): Cuando todos los electrodos estén conectados a una fuente de 120 V_{rms} a 60 Hz a través de un capacitor de 22pF, deberá causar una deflexión menor a 20 mm_{p-p}. Esto equivale tener una RRMC de 100 dB aproximadamente a dicha frecuencia.
- f) Protección al paciente: Se debe proteger al paciente o al operador de flujos de corriente mayores a 20 μA de cualquier electrodo a tierra física, con una tensión de prueba de 120V a 60 Hz, por medio de un sistema de aislamiento o el uso de baterías.

Con base a las características previamente mencionadas, se llevo a cabo el diseño de las diferentes etapas que componen nuestro electrocardiógrafo.

2.1.2. Diagrama de bloques del Hardware del Equipo.

Con base en las características previamente mencionadas, se llevo a cabo el diseño de las diferentes etapas que componen el electrocardiógrafo, estas etapas se interconectan como se muestra en la figura 2.1.

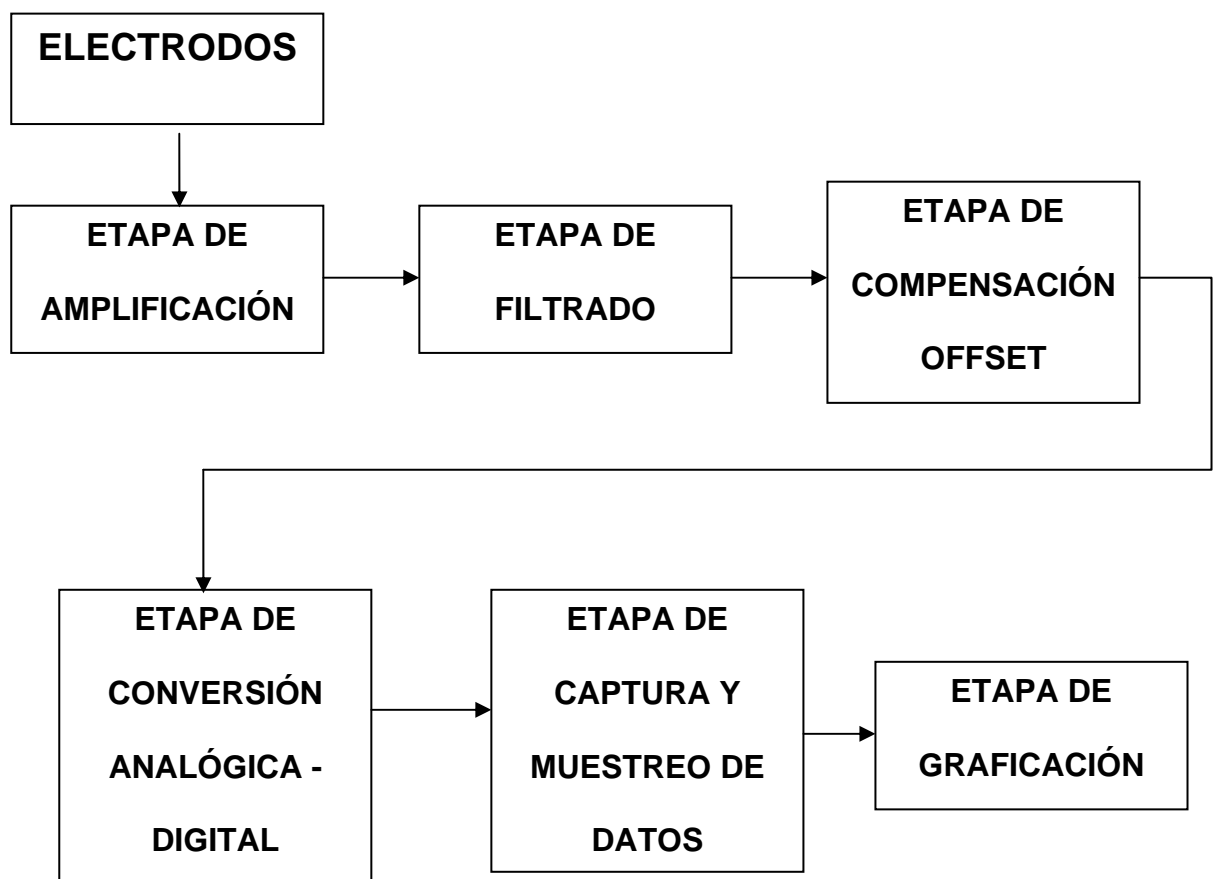


Figura 2.1. Diagramas de bloques del hardware del equipo

2.1.3. Diagrama de bloques del Software del Equipo.

Dada la numerosa cantidad de líneas de código en el programa, fue requerido simplificar las rutinas dentro de funciones y macros llamadas durante la ejecución según sean necesarias; es así como en la figura 2.2 observamos un diagrama de bloques simplificado.

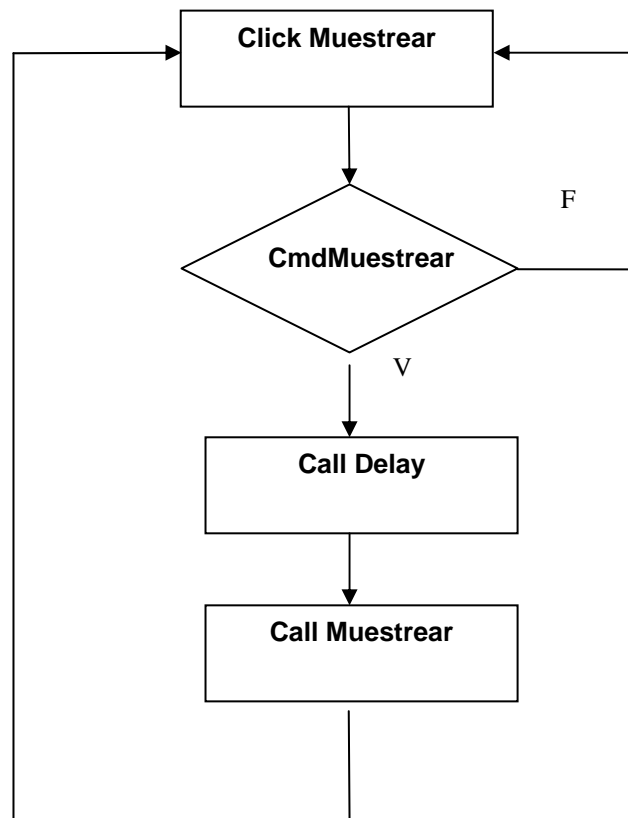


Fig. 2.2. Diagrama de bloques del programa.

2.2. Descripción detallada del sistema.

2.2.1. Etapa de Amplificación.

Para el registro de señales bioeléctricas es necesario cubrir varias necesidades simultáneamente tales como: alta ganancia, alta impedancia de entrada, acoplamiento de corriente alterna para suprimir el potencial de desajuste de los electrodos, reducción de interferencia y en algunos casos, es necesario el bajo ruido .

En el caso de nuestro prototipo, la etapa de amplificación está formada por un amplificador de instrumentación, diseñado de tal manera que posea una alta ganancia y gran impedancia de entrada. Además dadas las características de esta etapa fue necesario minimizar el ruido, lo cual lo demostramos teóricamente a continuación, aunque en la práctica los niveles de ruido no son nulos, pero sí mínimos.

Consideraremos el circuito de tres amplificadores como se muestra en la figura, y además supondremos que en ambas entradas está superpuesto una señal de ruido en , la cual será rechazada a la salida.

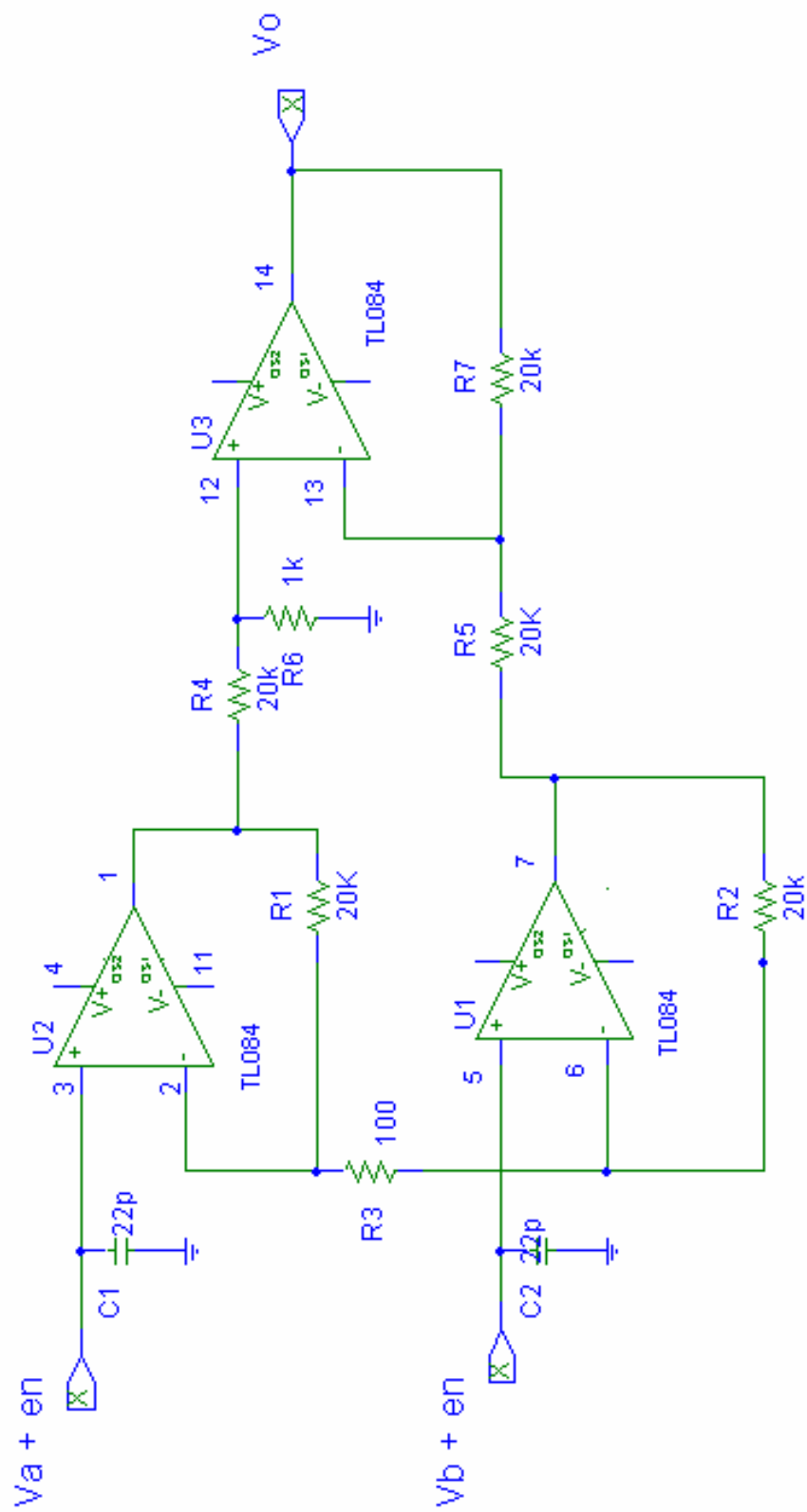


Figura. 2.3.: Esquemático del circuito amplificador

Utilizando circuitos equivalentes:

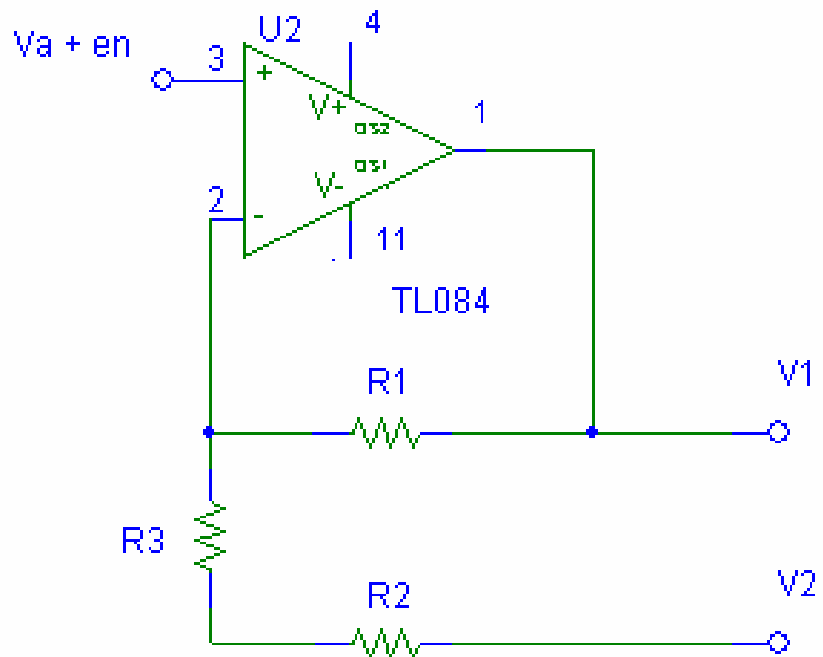


Figura. 2.4.: Silenciando Vb a la entrada

Aplicando superposición:

1.- Silenciando Vb:

$$V1 = (Va + en) \left(1 + \frac{R}{R + Rg} \right) - V2 \left(\frac{R}{R + Rg} \right)$$

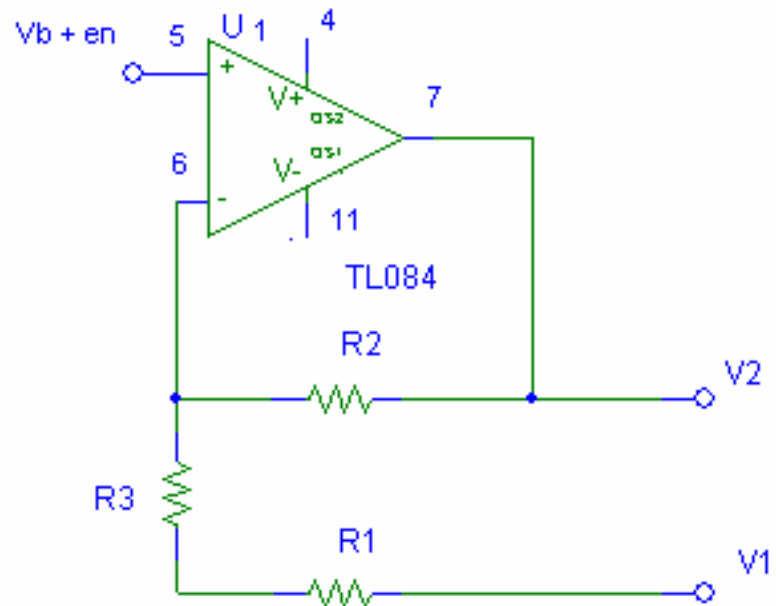


Figura. 2.5.: Silenciando V_a del circuito amplificador

2.- Silenciando V_a :

$$V_2 = (V_b + en) \left(1 + \frac{R}{R + R_g} \right) - V_1 \left(\frac{R}{R + R_g} \right)$$

Restando ambas ecuaciones:

$$(V_2 - V_1) \left(1 - \frac{R}{R + R_g} \right) = (V_b + en - V_a - en) \left(1 + \frac{R}{R + R_g} \right)$$

Donde observamos que **en** se anula

$$(V_2 - V_1) = (V_b - V_a) \left(1 + \frac{2R}{R + R_g} \right)$$

y la V_o será:

$$V_o = (V_2 - V_1) \frac{R_2}{R_1}$$

Luego queda:

$$V_o = \frac{R_2}{R_1} \left(1 + \frac{2R}{R_g} \right) (V_b - V_a)$$

Y la amplificación diferencial:

$$A_d = \frac{V_o}{(V_b - V_a)}$$

Finalmente será:

$$A_d = \frac{R_2}{R_1} \left(1 + \frac{2R}{R_g} \right)$$

Una característica eléctrica muy importante de los amplificadores de instrumentación, es el rechazo de modo común CMRR, el cual debe ser lo mayor posible.

Para que el amplificador tenga un CMRR elevado se deben aparear los componentes, tales como los amplificadores de entrada y las resistencias del circuito. Incluso en amplificadores de instrumentación comerciales que están en una sola cápsula, es conveniente agregar y realizar ajustes externos para optimizar su funcionamiento.

2.2.2. Etapa de Filtrado.

Para efectos de nuestro equipo diseñamos e implementamos una etapa de filtrado, la cual consiste en un filtro pasa bajos, que solo permita el paso de señales eléctricas menores a 100 Hz, el espectro de frecuencia de interés en el análisis de señales bioeléctricas es de 0.15 Hz y 100 Hz, pero 0.15 Hz es un punto muy proximo a cero que no va a afectar los resultados.

Al igual que la etapa de amplificación el uso de amplificadores TL084 como fué requerida dado que éstos circuitos integrados presentan menos voltaje offset en comparación con los CI741.

A continuación ponemos a vuestro análisis los cálculos realizados, para el efecto de elegir valores apropiados en la etapa de filtrado; así como el correspondiente esquemático.

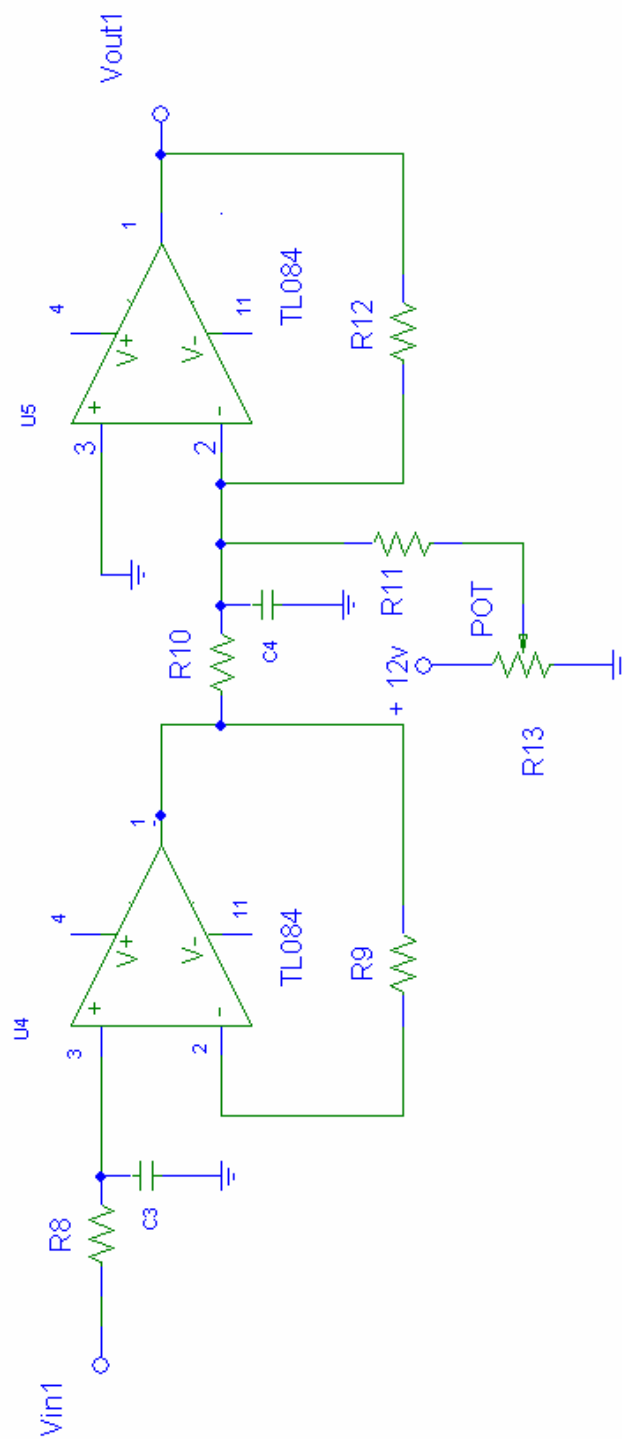


Figura. 2.6.: Circuito esquemático de etapa de filtrado

Cálculo del filtro pasa bajos:

$$f_{oH} = \frac{1}{2\pi R2C2}$$

$$f_{oH} = \frac{1}{2\pi(15.1 \times 10^3)(0.1 \mu f)}$$

$$f_{oH} = 105.4 Hz$$

Hay que notar que no se implementó un filtro pasa altos, dado que corríamos el riesgo de eliminar componentes del espectro de frecuencia necesarios en la graficación de la señal, tal como la norma AMMI especifica.

2.2.3 Etapa de Compensación Offset.

Una vez filtrada la señal y obtenido solo el rango del espectro de frecuencia requerido en nuestro propósito, es indispensable ajustar la señal en el rango de amplitud máximo y mínimo de voltaje solicitado por la etapa de conversión y expuesto en la hoja del fabricante del ADC utilizado, en nuestro caso usamos el ADC0804 que convierte señales analógicas en el rango de 0v a 5 voltios a digitales, es decir nuestra señal de entrada a este dispositivo debe estar dentro de estos rangos, si el voltaje de la señal a convertir supera los 5 voltios, el integrado podría dañarse. Si el voltaje de la señal es menor de 0v la situación es más crítica, dado que esto causaría una contra corriente, pudiendo ocasionar un daño en la fuente de poder y demás elementos del circuito.

Toda señal al pasar por un circuito amplificador tiende a ser afectada por un voltaje contínuo cuyo resultado es la elevación en el nivel DC de dicha señal. Para nuestro prototipo implementamos un circuito sumador con el cual sumamos el nivel DC requerido para que la señal no este por debajo de cero voltios.

A continuación mostramos el circuito sumador utilizado:

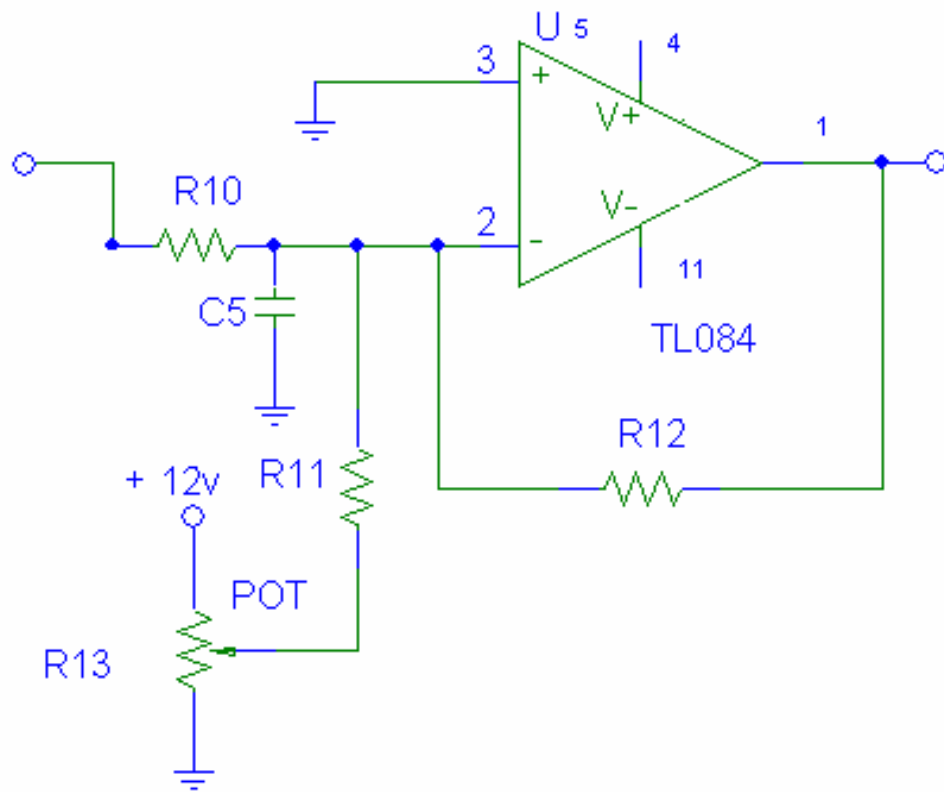


Figura. 2.7.: Esquemático del circuito controlador de nivel DC

2.2.4. Etapa de Conversión Analógica Digital.

Para esta etapa usamos un convertidor analógico digital ADC0804 compatible con lógica TTL y MOS. El dispositivo incorpora un generador de pulsos de reloj, el cual requiere dos componentes externos (una resistencia y un condensador) para operar. El ADC0804 opera a partir de una fuente estándar DC de +5V y puede digitalizar voltajes análogos entre 0 y 5V.

La función del circuito es codificar o convertir a digital la diferencia de voltaje entre las entradas $V_{in}(+)$ (pin 6) y $V_{in}(-)$ (pin 7), que para propósitos de nuestro equipo el pin 7 esta conectado a tierra. El voltaje de referencia, en este caso es igual a 5.12 V. Puesto que la resolución del ADC0804 es de 8 bits (0.39%) por cada 0.02V de incremento de voltaje en las entradas análogas, la cuenta binaria se incrementa en 1.

Nuestra etapa de conversión analógica digital no es en corrida libre, es decir la conversión del ADC0804, tanto su inicio como su terminación es controlada por software, esto es posible dado que la entrada WR (pin3) es la que inicializa cada conversión cuando pasa de 0 a 1 lógico, y este

(pin) es controlado por el programa diseñado para esta interfase.

Al terminar la conversión la información binaria en las salidas se actualiza y la salida INTR emite un pulso negativo el cual es recibido por la computadora que una vez realizada la operación de graficación correspondiente de dicho punto, envía un pulso a la entrada WR e inicia otro ciclo de conversión.

El circuito puede realizar de 5000 a 10000 conversiones por segundo. Esta alta rata de conversión es posible debido a la técnica de aproximaciones sucesivas utilizada en el proceso. La resistencia R14 y el condensador C7 conectados a las entradas CLK R (pin19) y CLK IN (pin4) del ADC0804 habilitan la operación del reloj interno.

Significa que el conversor está convirtiendo continuamente a una velocidad la cual es función de condensador C7 y de la resistencia R14; podemos variar la frecuencia de conversión

variando uno de éstos 2 componentes y puede ser calculada mediante la siguiente fórmula:

$$F = 1/1.1RC$$

Esta configuración puede ser utilizada para capturar datos, con la principal ventaja de que el PC tiene un control directo de la frecuencia de la adquisición, de tal forma que el análisis y procesamiento digital de los datos capturados es muy confiable.

A continuación mostramos el esquemático del circuito utilizado:

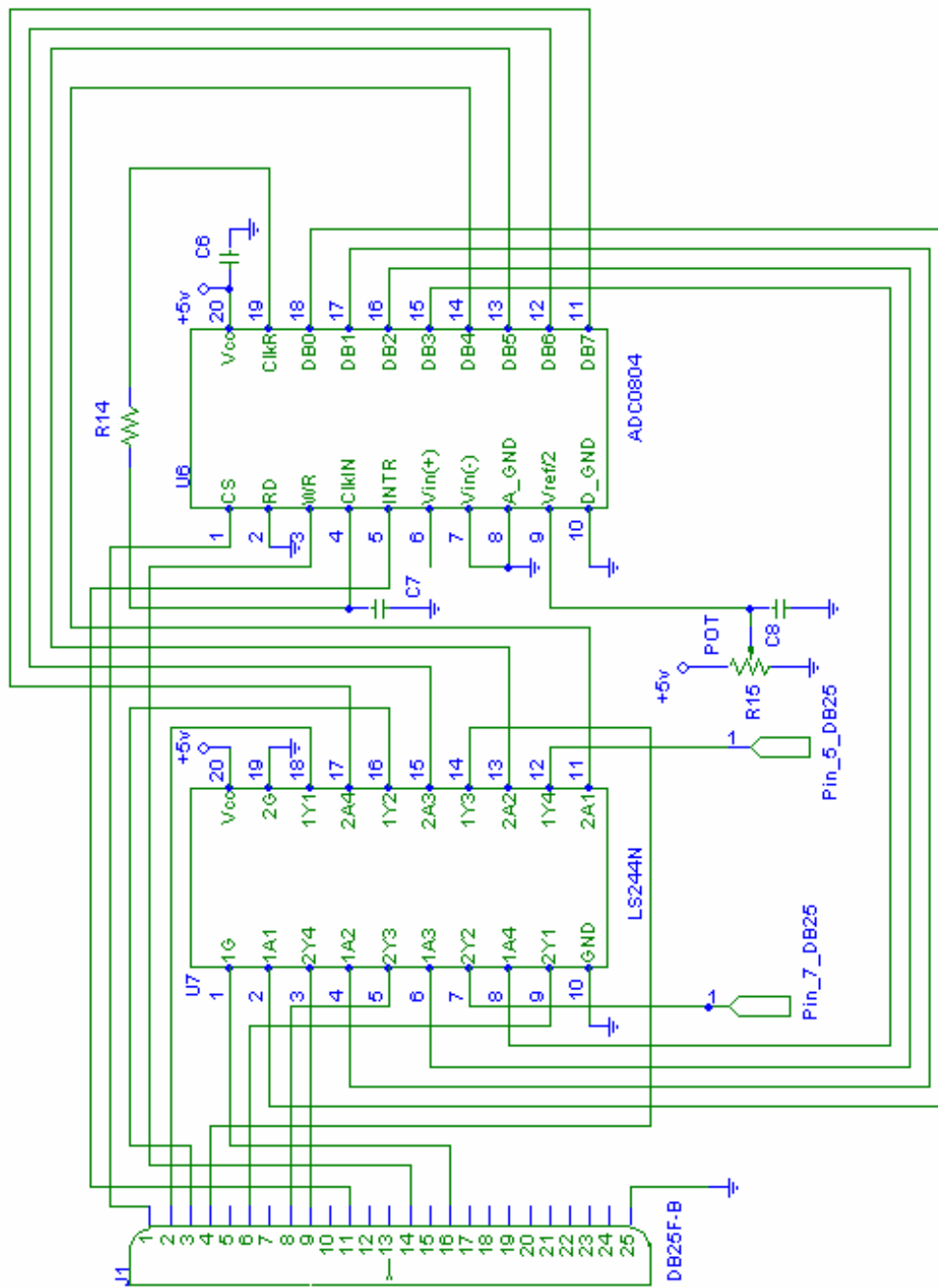


Figura. 2.8: Esquemático etapa conversión analógica- digital

2.2.5. Etapa de Muestreo y Captura de datos.

En ésta parte de nuestro diseño, recogemos los datos una vez convertidos a binarios por medio del puerto paralelo de nuestro PC. Esto lo hacemos en completo sincronismo con el microprocesador, dado que así nuestra muestra es confiable.

La computadora controla el momento en que se llevará a cabo la conversión mediante la generación de las señales \overline{CS} y \overline{WR} . Después adquiere los datos de salida del ADC al generar las señales \overline{CS} y \overline{RD} después de detectar la cambio en \overline{INTR} , la que indica el fin de la conversión. Las formas de onda de de la figura muestran las señales durante el proceso de adquisición de datos. Note que \overline{INTR} cambia hacia el estado ALTO cuando \overline{CS} y \overline{WR} lo hacen hacia el estado BAJO, pero el proceso de conversión no comienza sino hasta que \overline{CS} y \overline{WR} regresan al estado ALTO. Nótese también que las líneas de datos que forman la salida del ADC se encuentran en el

estado de alta impedancia hasta el momento en que la microcomputadora activa las señales \overline{CS} y \overline{RD} ; en ese instante se habilitan los buffers del ADC los datos son transferidos sobre el canal de datos hacia la computadora. Las líneas de datos regresan al estado de alta impedancia cuando \overline{CS} y \overline{RD} regresan al estado ALTO.

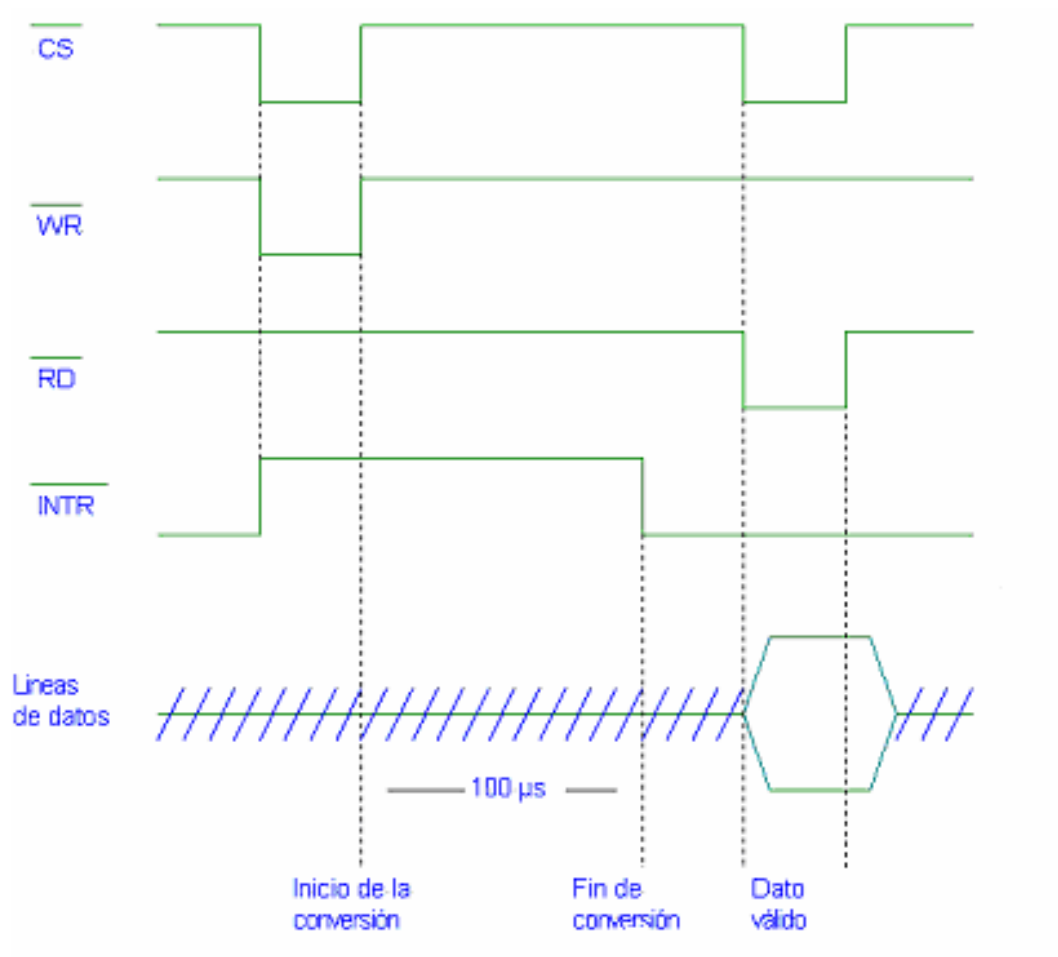


Fig 2.9.: Forma de ondas de las señales durante el proceso de adquisición de datos

2.2.6. Etapa de Graficación.

Una vez que los datos entran al puerto paralelo, éstos son enviados a la pantalla del monitor en forma de puntos, al continuar registrando datos se genera una serie de puntos que a su vez toman una forma de señal electrocardíaca típica en un tren de pulsos.

El lenguaje de programación utilizado es Visual Basic 6, el uso de éste lenguaje se lo explicará en lo posterior.

Cabe señalar que la graficación se la realiza en tiempo real, es decir, los datos capturados no son guardados, tratados y luego graficados. Así como va entrando un dato éste va siendo graficado, lo que quiere decir es que una vez abierto el puerto, la siguiente línea del programador es una función de graficación de Visual Basic. (Ver algoritmo del programa).

2.2.7.Fuente de Poder.

La alimentación para nuestro prototipo se la realiza por medio de una fuente de poder AT de 300 W de una PC doméstica, dado que los componentes usados manejan voltajes de -5v,+ 5v, +12v, -12v; no consideramos procedente realizar un diseño adicional de otra fuente, más bien aprovechamos las ventajas que presenta el mercado local.

DISEÑO DEL PROGRAMA.

3.1. Elección del Lenguaje de Programación.

Inicialmente se pensó, es más se implementó una interfase usando lenguaje Ensamblador, dado que este lenguaje presenta la facilidad de acceder sin ninguna restricción a los periféricos de las PCs; así también como el manejo de las interrupciones dentro del programa. Sin embargo nos encontramos con la dificultad de trabajar en modo gráfico, dado que la resolución de éste lenguaje es en modo de carácter, y como consecuencia la gráfica de la señal no era muy apreciable. Así también considerando lo primitivo del lenguaje la interfase con el usuario no era muy agradable.

Finalmente, una vez que nos percatamos que la mayoría de computadores en consultorios y domicilios trabajan bajo el sistema Windows, elegimos un lenguaje que utilice esta plataforma y que a su vez nos de la facilidades gráficas requeridas para nuestro propósito.

Visual-Basic es una herramienta de diseño de aplicaciones para Windows, en la que estas se desarrollan en una gran parte a partir del diseño de una interfase gráfica. En una aplicación Visual - Basic, el

programa está formado por una parte de código puro, y otras partes asociadas a los objetos que forman la interfase gráfica.

Es por tanto un término medio entre la programación tradicional, formada por una sucesión lineal de código estructurado, y la programación orientada a objetos. Combina ambas tendencias. Ya que no podemos decir que VB pertenezca por completo a uno de esos dos tipos de programación, debemos inventar una palabra que la defina: *PROGRAMACION VISUAL*. Si ésto lo unimos con librerías capaces de acceder a periféricos como puertos paralelo, serie, etc. ; estaríamos hablando de una herramienta poderosa y a la vez fácil de manejar.

3.2. ¿Por qué el puerto paralelo?

De todos es sabido que el puerto paralelo, es donde se suelen conectar las impresoras, y por ello no se suele utilizar para otra tarea. Pero tiene una gran ventaja con respecto al puerto serial, y es que como su nombre indica, transmite los datos paralelamente. Esto quiere decir que tiene ocho salidas para los datos. Gracias a ésto podemos ganar velocidad, y en el caso de robots, u otros dispositivos que nos fabriquemos, ganaremos en control, pues podemos disponer de varias señales de control.

La comunicación en paralelo se produce cuando todos los bits de un carácter se transmiten al mismo tiempo. La transmisión en paralelo es SÍNCRONA, pero no utiliza un reloj de transmisión como en el caso serial. Para este tipo de transmisión se necesita un cable con al menos, tantas líneas de transmisión como bits se quieren transmitir simultáneamente. Este tipo de transmisión tiene dos usos principales:

- Transmisión de datos a alta velocidad (Ej: una impresora)
 - Adquisición de datos en procesos de control (los bits se utilizarían como interruptores)

3.3. Consideraciones y manejo del puerto paralelo.

Las tareas que podemos llevar a cabo con la programación del puerto paralelo, son tres: enviar datos, recibir datos de estado, y recibir datos de control. Debemos antes saber que el puerto paralelo, tiene unos registros, que se denominan puertos, y en los cuales están representados el estado, y los datos de control. Además hay otro I/O puerto, que es donde enviamos los datos. Otra

nota aclaratoria sobre el puerto, es que el voltaje con el que trabaja es de 5 voltios, esto es importante, pues debemos tenerlo en cuenta, si realizamos tareas con circuitos electrónicos conectados al puerto.

Decir que existen registros de salida, de entrada y de control es restringir el puerto, dado que muchas personas incluso profesionales creen que el registro de datos es unidireccional. Sin embargo, el registro de datos puede ser usado tanto para enviar como para recibir, basta con manejar adecuadamente el registro de control y así darle el sentido deseado.

El sentido del bus de datos del puerto paralelo normalmente es de salida, para cambiar su sentido, debemos escribir un 1 en el bit 5 del registro de control del puerto.

DIRECCION PUERTO PARALELO 1 = 37Ah
 PUERTO PARALELO 2 = 27Ah
 MDA con PUERTO PARALELO = 3BEm

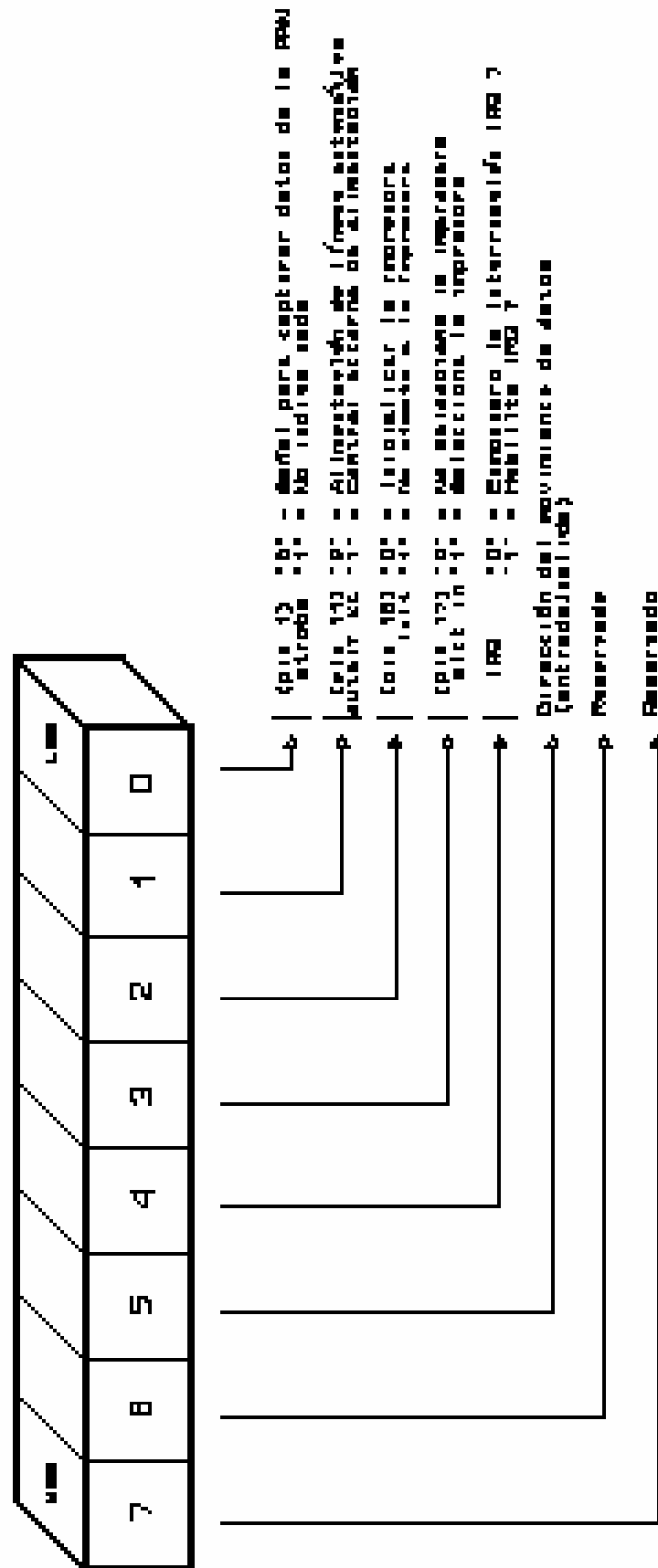


Fig.3.1.: Formato de registros en el puerto paralelo

Se pueden conectar hasta tres puertos paralelos al PC, ya que hay reservadas tres zonas en el espacio de direcciones de I/O (entrada/salida) del PC para puertos paralelos:

Port Puerto

3BCh - 3BFh Puerto paralelo en la tarjeta MDA.

378h - 37Fh Primer puerto paralelo.

278h - 27Fh Segundo puerto paralelo.

Las direcciones de los puertos de la tabla anterior no se listan en orden numérico ascendente intencionadamente, sino que se indicaron en el orden en el que la BIOS₁ busca los puertos al arrancar el sistema. Ya que la BIOS primero ha de analizar los supuestos (al principio la BIOS no sabe si dispone de ellos) puertos, para determinar cuales están presentes. El orden en que ocurre ésto depende de qué puerto se convierte en LPT1, LPT2 y en LPT3.

Primero, la BIOS se fija en la zona de direcciones 3BCh - 3BFh. Es una parte de una zona de direcciones mayores, que va desde 3B0h hasta 3BFh y que está reservada para una tarjeta de vídeo monocroma (MDA) o una tarjeta gráfica Hércules. Ya que hasta bien entrados los años ochenta la mayoría de PC's se suministraba con éste tipo de tarjetas, que aparte de la lógica correspondiente al vídeo albergaban un puerto paralelo.

Todos los puertos paralelos muestran un conjunto de registros unificados (cumple la misma misión en todos los puertos) denominado "Register-Interface" que se compone de tres Ports (puertos o posiciones de memoria destinados a I/O). Ocupan las tres primeras direcciones de puertos de la tarjeta, por ejemplo: 378h, 379h y 37Ah en el caso de primer puerto paralelo.

El puerto paralelo consta de 12 salidas digitales programables, de 5 entradas digitales y varios terminales de masa. Los niveles con los que se trabajan son **TTL** con lógica positiva. Si se habla en términos electrónicos, un nivel alto ("1" lógico) se encuentra muy próximo a los 5 voltios, mientras que un nivel bajo ("0" lógico) estaría casi a 0 voltios. El hecho de referirse a valores aproximados es fruto de la incertidumbre existente en el circuito. Además de la tolerancia habitual de los semiconductores, debe tenerse en cuenta que según el integrado de salida existente en la tarjeta paralelo de el ordenador (rápido, bajo consumo, etc...) así serán sus valores típicos de trabajo. En cualquier caso, el nivel lógico "1" siempre debe proporcionar al menos 3,8 voltios, lo que establece por tanto el primer valor de referencia.

Dicho con otras palabras, el primer requisito del diseño es que todos sus componentes puedan funcionar con una tensión igual o superior a 3,8 voltios e inferior a 5 voltios.

Un segundo requisito, más crítico, es el del consumo. La señal que aparece en cada línea compatible **TTL** es ciertamente débil y no admite cargas que impliquen consumos apreciables, cada línea puede suministrar alrededor de unos 2,6 mA y absorber hasta 24 mA. Destacar que las salidas del puerto quedan "atrancadas", es decir, mantienen su estado hasta que se modifique. Esto puede considerarse una ventaja, ya que no se requiere de un tratamiento de "refresco" (actualizaciones continuas) para mantener un valor concreto a la salida.

El puerto paralelo se puede **estropear fácilmente** si se tiene cuidado a la hora de conectar los circuitos, pues se puede introducir en éste, tensiones o corrientes incorrectas. Normalmente es imposible arreglar el puerto instalado en una placa madre, siendo la única solución cambiar la propia placa. Es más barato y prudente comprar una tarjeta de expansión que tenga un puerto paralelo extra.

3.4. Soporte bi-direccional de Tarjeta Madre del PC.

Es importante señalar que nosotros mediante el registro de control le damos la dirección de envío o recepción de datos según sea necesario, pero esto solo es posible dado que la placa madre de la computadora utilizada soporta el envío bi-direccional de datos por el puerto paralelo. Para saber si la placa madre utilizada permite esta aplicación es necesario ingresar al software de la Rom del BIOS, el cual varía dependiendo de la marca y modelo del fabricante. Así una vez verificado seleccionar *bi-direccional*.

3.5. Plataforma y requerimientos mínimos del sistema.

Como mencionamos anteriormente la plataforma elegida es Windows sin embargo nuestro programa trabaja en sus versiones:

- Windows 95 A (16 bits)
- Windows 95 B (16 bits)
- Windows 98 (32 bits)
- Windows Millenium

Esto es debido a que nuestra librería utilizada para manejar el puerto paralelo trabaja con 32 bits. Windows XP y Windows 2000 no trabajan de la misma forma que sus anteriores versiones aún más cuando su sistema de archivos es RTF el cual es muy seguro, sin

embargo no da las facilidades para realizar manejo de periféricos por parte del programador.

En lo referente a los requerimientos del sistema, en lo que respecta a memoria extendida, de video y almacenamiento, el programa puede trabajar con 16Mb (32Mb recomendado), Microprocesador Pentium en adelante y una tarjeta grafica estándar.

3.6. El Programa.

Nuestro programa realizado en Visual Basic 6, básicamente es un software graficador de señales eléctricas en general (osciloscopio), sin embargo para propósitos de nuestro prototipo restringimos su rango de frecuencia para señales cardíacas.

Una de las funciones mas importantes del programa es la de controlar el hardware del equipo, enviando y recibiendo señales de control, manteniendo de ese modo el completo control de la parte electrónica. Hay que recalcar que el propósito de nuestro software no es el de ser un programa de tipo comercial, ya que para lo cual se requiere trabajar más en la parte de interacción con el operario del equipo. Lo que nosotros básicamente queremos demostrar es que con una PC

doméstica se puede mostrar una señal bioeléctrica clara y confiable, las funciones adicionales que posee un electrocardiógrafo común, no son parte de este trabajo, sin embargo el software es flexible a cambios y nuevas innovaciones.

3.7. Valores de puerto y Herramientas de programación.

Para efecto de nuestro proyecto trabajamos con los registros siguientes:

- 37A Registro de Control
- 379 Registro de Entrada
- 378 Adquisición de datos (bi-direccional)

Nótese que la dirección 378 pertenece a un registro de salida, sin embargo programando un uno lógico en el registro de control bit 5, logramos cambiar el sentido de transmisión de datos, y por éste registro realizamos la adquisición de nuestros bits provenientes del ADC0804.

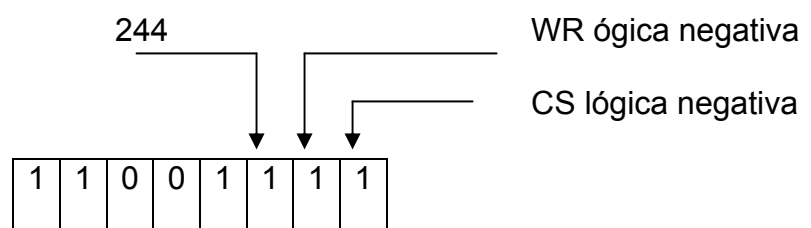
Para efectos de programación y dado que Visual Basic no es un lenguaje orientado a manejar periféricos, nos valimos de Internet para conseguir las librerías necesarias para poder tener acceso al puerto paralelo de la computadora.

3.8. Algoritmo.

Para entender la forma de manejar la interfaz analógica digital y la graficación de la señal en el computador mostramos el diagrama de flujo en secciones anteriores (sección 2.1.3.).

Lo que vamos a explicar con mesura es la forma y bajo que criterios el programa realiza la comunicación con el circuito, ya que esto lo realiza en millonésimas de segundos, sin embargo para efectos de diseño fue necesario definir la secuencia y la forma de transmisión de datos.

Inicialmente envío al registro de control al bit 5 un 0 para darle la dirección o sentido a los datos en este caso de salida, un 1 lógico al bit cero y al bit 1 dado que con esto preparo al ADC y finalmente un 1 lógico al bit 3 dado que así mantengo el Buffer 244 en estado de alta impedancia, esto sucede en lenguaje de maquina así:



Out &H37A, &HCF

Ubicamos ceros lógicos en el registro de control, en los bits cero y uno, así damos inicio a la conversión:

```
Out &H37A, &HCC
```

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

Enviando un uno lógico al registro de control bit 5 le damos el sentido de recepción de datos al puerto de salida:

```
Out &H37A, &HEC
```

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

Abrimos el puerto de salida para esperar que el ADC nos indique que terminó de convertir, esto lo hace generando la señal INTR con lógica negativa censada en el pin 11 del puerto de salida (trabajando como puerto de entrada) correspondiente al bit siete del registro de salida.

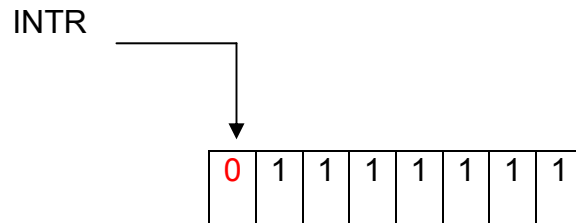
```
While i = False
```

```
Intr = Inp(&H379)
```

```
If 248 - Intr = 0 Then
```

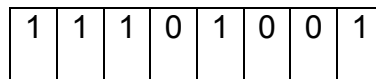

i = True

End If



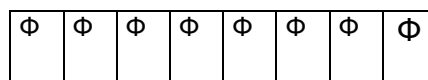
Una vez finalizada la conversión del ADC envío instrucciones al registro de control para poder recibir los datos por el puerto de salida (trabajando como entrada) y habilitar el Buffer para este propósito.

Out &H37A, &HE9



Se procede a la adquisición de datos.

tinput = Inp(&H378)



Mediante herramientas de programación se procede a la graficación

```
cy = (95 * psize) - (cy * psize)

If tx = 660 * psize Then

    textGrafica.Cls

    tx = 0

End If

textGrafica.Line -(tx, cy), QBColor(10)

tx = tx + psize
```

Finalmente se grafican todos los datos en completa sincronía con el equipo, y se repite el proceso hasta la intervención del usuario.

3.9. Código fuente.

A continuación presentamos el código fuente el cual se encarga de mantener la sincronización con el hardware del equipo, cuya explicación línea por línea esta en detalle en la sección 3.8 referente al algoritmo del programa.

```
Public fs As Single
```

```
Public state As Boolean
```

```
Public tx As Single
```

```
Public psize As Integer
```

```
Public fdefault As Integer
```

```
Public ap As Boolean
```

```
Private Sub cmdMuestrear_Click() 'Comando iniciar adquisición de datos
```

```
If cmdMuestrear.Caption = "MUESTREAR" Then
```

```
cmdMuestrear.Caption = "DETENER" 'Detiene el procedimiento
```

```
textGrafica.Cls
```

```
tx = 0
```

```
ap = True
While ap = True

' If Check1 = 1 Then
' ap = False
' End If

Call DELAY2      ' Retardos de tiempo
Call DELAY2 ' Retardos de tiempo
Call DELAY2      ' Retardos de tiempo
Call DELAY2 ' Retardos de tiempo
Call DELAY2 ' Retardos de tiempo
Call DELAY2 ' Retardos de tiempo
Call DELAY2
Call DELAY2
Call DELAY2
Call DELAY2
Call DELAY2      ' Retardos de tiempo
Call DELAY2
Call DELAY2
Call DELAY2 ' Retardos de tiempo
Call Muestra ' Procedimiento de captura de datos
Wend
```

Else

ap = False

cmdMuestrear.Caption = "MUESTREAR"

End If

End Sub

Private Sub cmdSalir_Click()

Beep

Unload Me ' Salir del Programa

End Sub

Private Sub mnuGraficar_Click()

IblTitulo.Visible = False

IblEspol.Visible = False

```

imgEspol.Visible = False

textGrafica.BackColor = &H0&

cmdMuestrear.Visible = True

textGrafica.Height = 355 * psize

textGrafica.Width = 680 * psize

textGrafica.Picture = LoadPicture("c:scope2.bmp")

End Sub

Private Sub Form_Load()

psize = 15

cmdSalir.Caption = "SALIR"

cmdMuestrear.Caption = "MUESTREAR"

state = False

ap = False

ind1.FillColor = QBColor(10)

textGrafica.DrawWidth = 1

Check1 = 0

End Sub

Private Sub Muestra()

Dim i As Boolean

Dim Intr

Dim tinput

```

```
'tinput = 256 * Rnd  
'Out &H37A, &HC8  
'Call delay
```

```
Out &H37A, &HCF  
Call delay
```

```
Out &H37A, &HCC  
Call delay  
Out &H37A, &HEC  
While i = False  
Intr = Inp(&H379)  
Call delay  
If 248 - Intr = 0 Then  
i = True  
End If  
Wend
```

```
Out &H37A, &HE9  
Call delay  
tinput = Inp(&H378)
```

```
tinput = ((tinput - 127) / 256) * 100
```

```
draw (tinput)
```

```
Call delay
```

```
Out &H37A, &HC4
```

```
Call delay
```

```
End Sub
```

```
Public Sub draw(cy As Single)
```

```
cy = (95 * psize) - (cy * psize)
```

```
If tx = 660 * psize Then
```

```
textGrafica.Cls
```

```
tx = 0
```

```
End If
```

```
'textGrafica.PSet (0, 0)
```

```
textGrafica.Line -(tx, cy), QBColor(10)
```

```
tx = tx + psize
```

```
End Sub
```

```
Private Sub delay()
```

```
Dim a As Integer
```

```
For a = 0 To 500
```

```
Next
```



```
End Sub  
Private Sub DELAY2()  
Dim B As Integer  
  
For B = 0 To 10000  
Next  
End Sub
```

Funcionamiento del Equipo.

4.1. Pruebas.

Para efectos de demostrar el funcionamiento del equipo nos valimos de un generador de ondas cardíacas y un osciloscopio, conectamos en paralelo tanto el equipo diseñado por nosotros como el osciloscopio y los resultados fueron excelentes, el tren de pulsos graficado por la computadora era muy semejante al registrado por el Osciloscopio.



Fig. 4.1: Señal cardíaca en el Osciloscopio

4.2. Materiales.

Cantidad	Descripción
3	CI TL084
2	CI 741
1	CI 74LS244
1	ADC 0804
4	Leds
3	Capacitores 0.1uF
1	Capacitor 10uF
1	Capacitor 150pF
2	Capacitares
2	Resistencias 10 K
6	Resistencias 20K
3	Resistencias 2.2K
1	Resistencia 33K
1	Resistencia 5.1K
1	Resistencia 100K
2	Resistencias 100
1	Potenciómetro 10K
1	Potenciómetro 2K
1	Fuente de 5V
2m.	Cables
1	Tarjeta impresa
3	Electrodos
1	Caja para el circuito

4.3 Costos.

Cantidad	Descripcion	Costo unitario	Total
3	CI TL084	\$ 0.80	\$ 2.40
2	CI 741	\$ 0.25	\$ 0.50
1	CI 74LS244	\$ 0.30	\$ 0.30
1	ADC 0804	\$ 8.00	\$ 8.00
4	Leds	\$ 0.10	\$ 0.40
3	Capacitores 0.1uF	\$ 0.15	\$ 0.45
1	Capacitor 10uF	\$ 0.20	\$ 0.20
1	Capacitor 150pF	\$ 0.15	\$ 0.15
2	Capacitores	\$ 0.10	\$ 0.20
2	Resistencias 10 K	\$ 0.10	\$ 0.20
6	Resistencias 20K	\$ 0.10	\$ 0.60
3	Resistencias 2.2K	\$ 0.10	\$ 0.30
1	Resistencia 33K	\$ 0.10	\$ 0.10
1	Resistencia 5.1K	\$ 0.10	\$ 0.10
1	Resistencia 100K	\$ 0.10	\$ 0.10
2	Resistencias 100	\$ 0.10	\$ 0.20
1	Potenci6metro 10K	\$ 0.50	\$ 0.50
1	Potenci6metro 2K	\$ 0.50	\$ 0.50
1	Fuente de 5V	\$ 15.00	\$ 15.00
3m.	Cables	\$ 1.00	\$ 3.00
1	Tarjeta impresa	\$ 15.00	\$ 15.00
3	Electrodos	\$ 0.30	\$ 0.90
1	Caja para el circuito	\$ 15.00	\$ 15.00
		TOTAL	\$ 64.10

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Con la revolución digital tanto en costos como en técnicas de diseño, las soluciones en diferentes campos de la ciencia se ven simplificadas; además el auge de las computadoras y nuevos lenguajes de programación hacen que cada día éstas reemplacen a varios equipos y por que no decir, la mano del hombre.

Nosotros propusimos un equipo capaz de captar señales cardíacas, digitalizarlas y mediante un computador procesarlas para ser graficadas en un monitor simple.

Una vez terminado nuestro equipo comparamos los resultados conectando éste en paralelo con un osciloscopio; al observar la forma de onda notamos que el tren de pulsos era muy similar al visto en el osciloscopio. Cabe destacar que al realizar las primeras prácticas con el equipo la señal que se obtenía se distorsionaba debido a las armónicas propias de la señal, esto se logro minimizar colocando un filtro de acople entre las etapas de filtrado y de compensación de offset; además debemos anotar que debido al voltaje offset de los Opamps la señal adquiriría un nivel DC, el cual tratamos de minimizarlo dado que nuestra muestra no debía salirse del margen desde 0V a 5V (ADC0804); sin embargo, a causa tanto del nivel de resistencia entre el paciente y los electrodos, así como el voltaje offset de elementos del circuito, nuestro tren de pulsos no mantenía una línea fija, éste problema se lo intentó resolver adicionando un sumador de nivel DC variable, con lo cual

conseguimos buenos resultados considerando que nuestro equipo es experimental, sin embargo a futuro si se desea realizar una implementación comercial de éste equipo se recomienda usar un circuito que discrimine voltajes positivos de negativos o eliminar los voltajes offset usando mejores encapsulados, para así obtener un tren de pulsos estable tal como se observa en los equipos profesionales de electrocardiografía.

En lo referente al programa, creemos que el código es estable y sirve de guía para realizar una sincronización bi-direccional entre cualquier equipo y una computadora. Si bien es cierto que la interfase con el usuario es amigable creemos que basándose en los requerimientos de cada médico se puede mejorar poco a poco, aportando ideas innovadoras hasta poder realizar una versión del programa capaz de ser competitivo en el mercado local.

Finalmente con la elaboración de nuestro proyecto creemos que hemos aportado con nuevas ideas en el desarrollo de equipos en donde una comunicación en tiempo real es significativa, y a la vez con el bajo costo que representa la elaboración del mismo, consideramos una solución práctica y económica para centros de salud cuya adquisición de equipos profesionales de electrocardiografía es nula.

APÉNDICE A

MANUAL DE USUARIO

Para propósitos de demostración conectamos nuestro equipo a un generador de señales cardíacas, sin embargo la posibilidad de adquirir la señal cardíaca directamente de un paciente fue tomada en cuenta, para lo cual debemos dar las siguientes recomendaciones:

- Preparar al paciente, informándole el procedimiento a realizarse
- Limpiar la superficie de la piel con alcohol en los lugares donde van ubicados los electrodos
- Usar pasta conductora en los lugares donde van ubicados los electrodos, así minimizamos la resistencia entre piel – electrodo
- Poner esparadrapo u otro tipo de seguridad para mantener los electrodos en su posición inicial.
- Conectar los electrodos tal como se muestra en la figura A1
- El siguiente paso es conectar el otro extremo de cada cable de electrodo al equipo, para lo cual se conectara el cable rojo en el punto del equipo llamado “entrada positiva”, el blanco se ubica en “entrada negativa” y finalmente el negro se conecta a “tierra común” . La ubicación de cada punto se muestra en la figura A2.
- Una vez realizado el párrafo anterior se procede a conectar el cable de alimentación a 110V y el cable de adquisición al conector del puerto paralelo de una computadora, tal como muestra la figura A3
- Cuando se hayan realizado los pasos anteriores, sírvase revisar el manual del Software del equipo (Apéndice B).

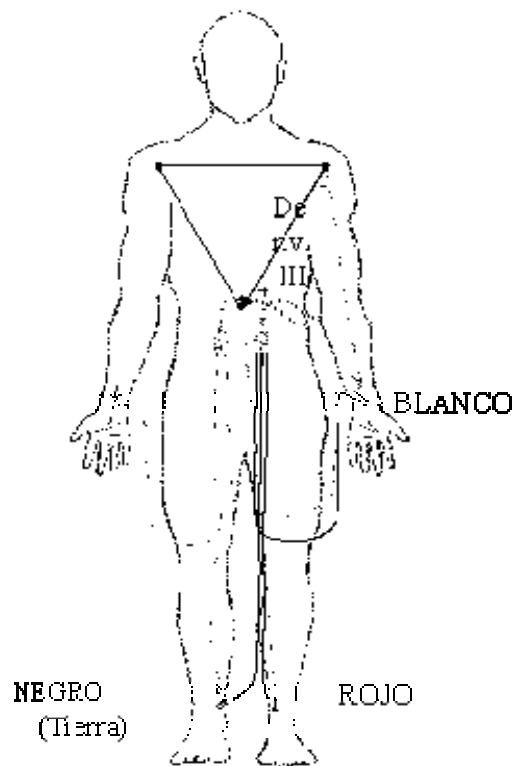


Figura A1: Posición de los electrodos

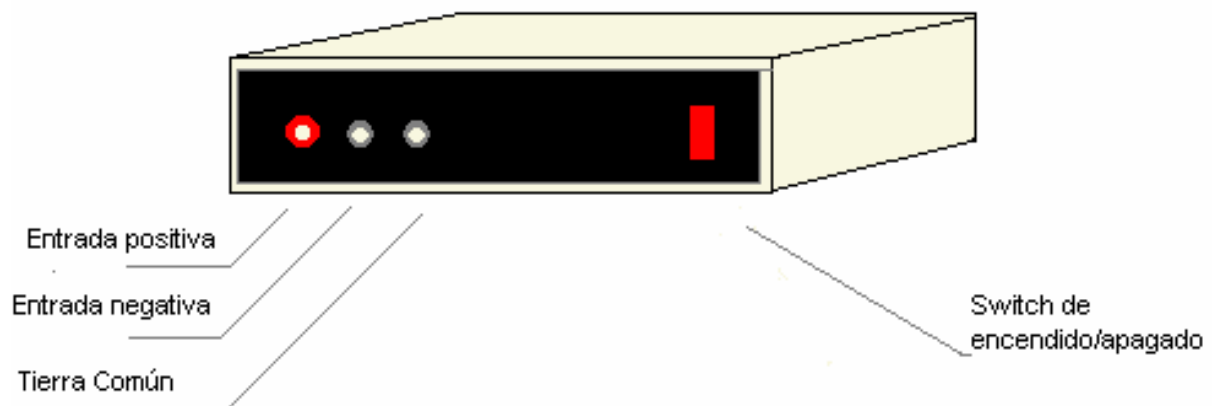


Figura A2: Vista frontal del Equipo

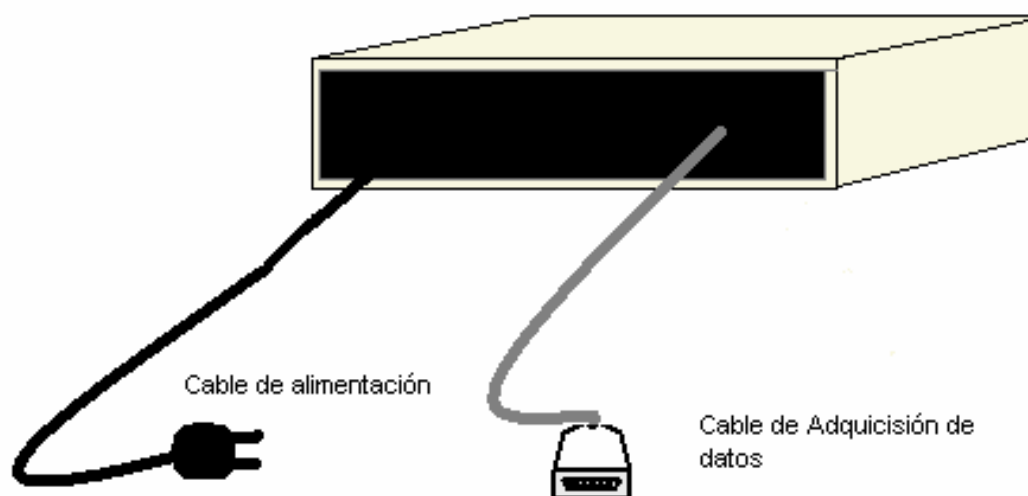


Figura A3: Vista posterior del Equipo

APÉNDICE B

Manual de Software

Para un adecuado manejo del sistema se recomienda leer en detalle los siguientes pasos, para operar el programa:

1. Una vez cargado Windows se procede a buscar el acceso directo al programa "EKG PC" ver Fig. B1
2. Al hacer clic con el botón izquierdo del Mouse se cargara la pantalla de portada. Ver Fig. B2.
3. El siguiente paso es ir al menú del programa y elegir la opción "Graficar". Ver Fig. B3.
4. Al hacer clic en "Graficar" aparecerá la pantalla en donde se podrá apreciar la señal cardiaca, una vez que usted presione el botón "Muestrear". Ver Fig. B4.
5. Para salir del programa bastara con oprimir el botón "Salir"

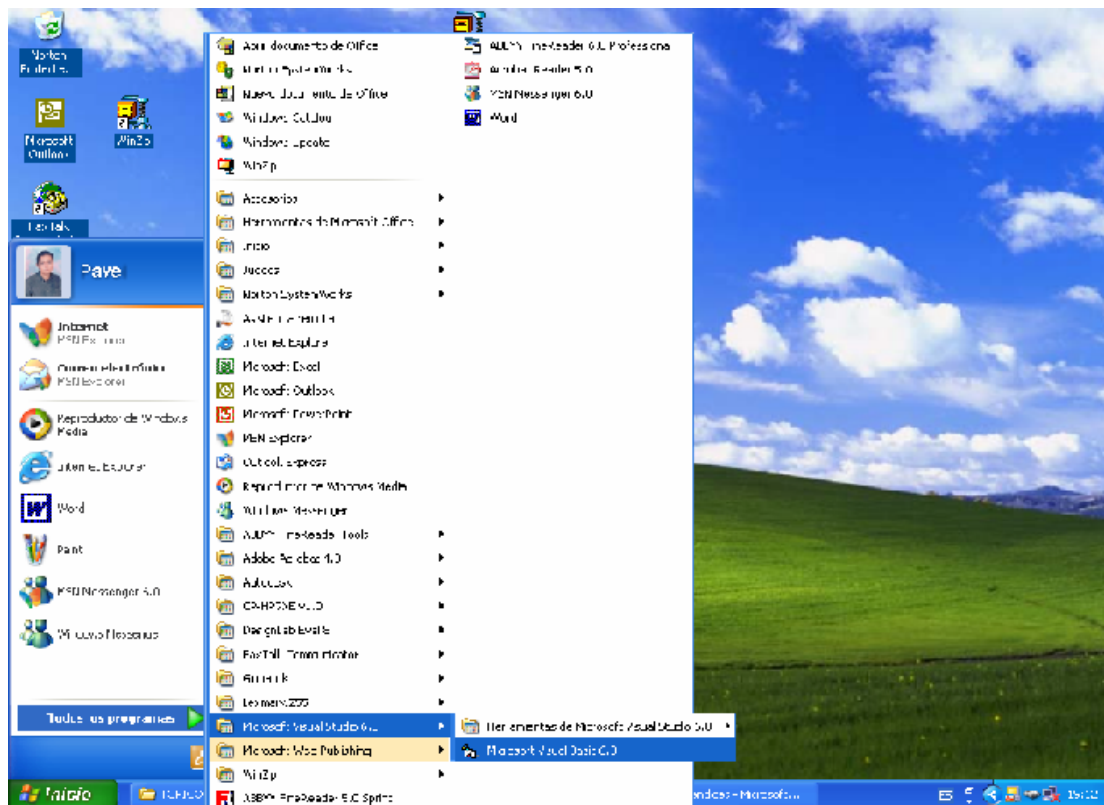


Fig. B1: Búsqueda del acceso directo



Fig. B2: Portada del Programa



Fig. B3: Elección de acceso a graficación

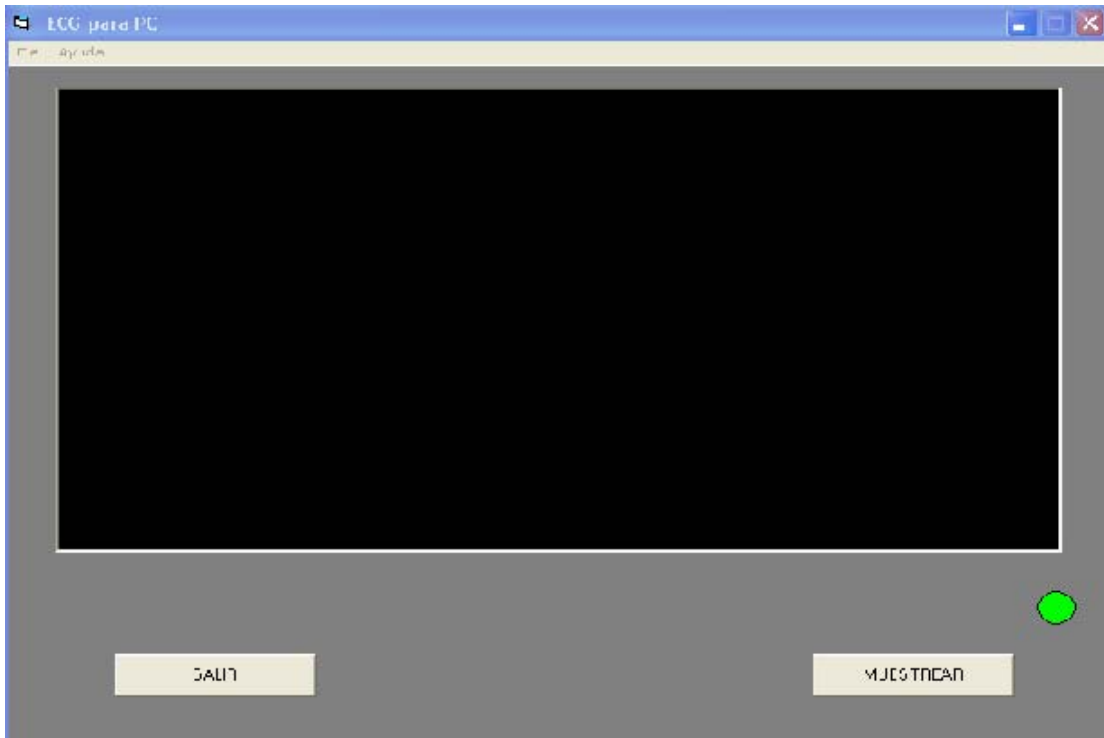
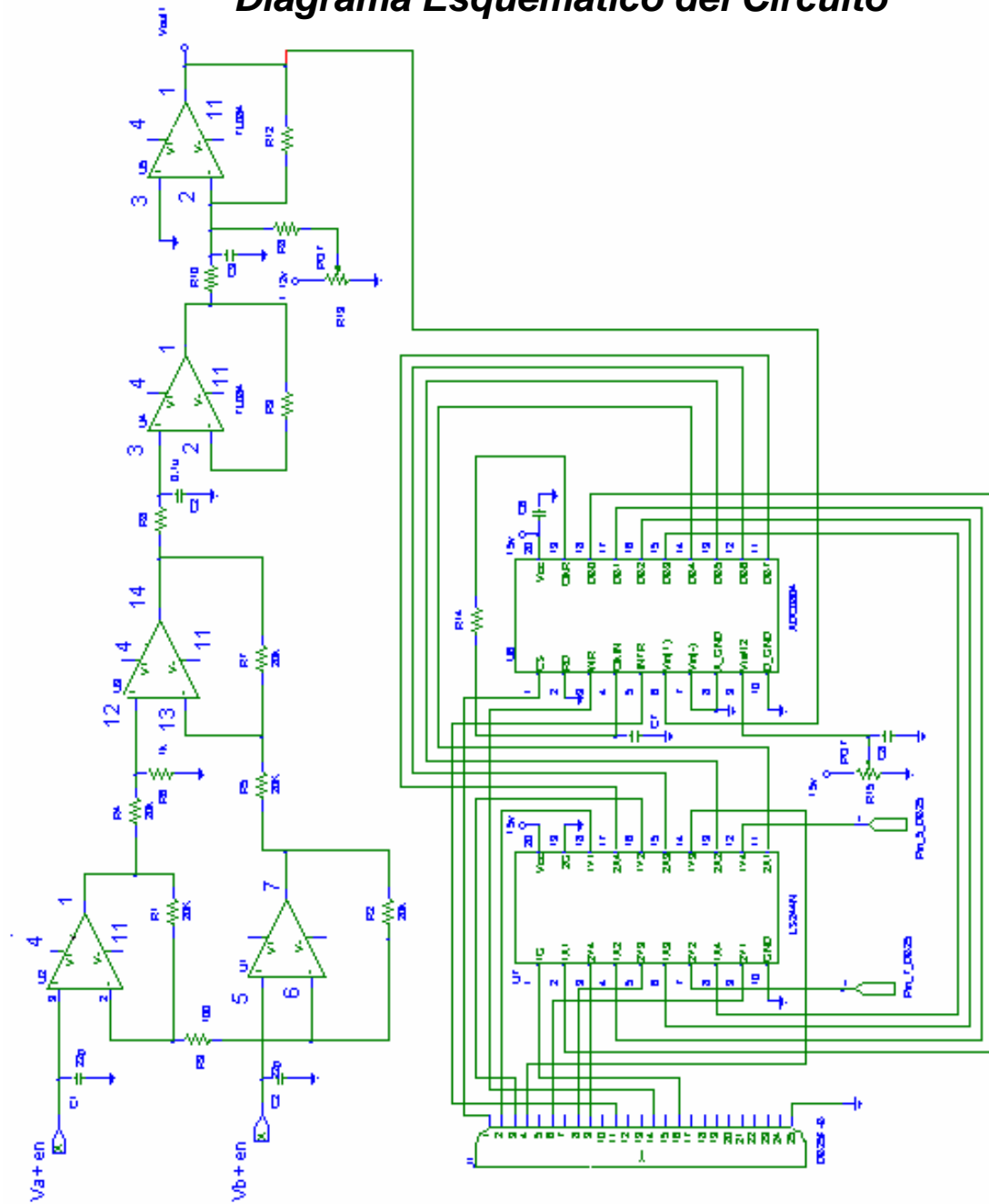


Fig. B4 : Pantalla lista para graficar

APÉNDICE C

Diagrama Esquemático del Circuito



APÉNDICE D

Especificaciones eléctricas y mecánicas del sistema

Eléctricas

Fuente (entrada de voltaje):	120 VAC
Frecuencia de entrada:	50 a 60 Hz
Consumo de Potencia:	150 watts
Corriente:	0.3 amp

Mecánicas

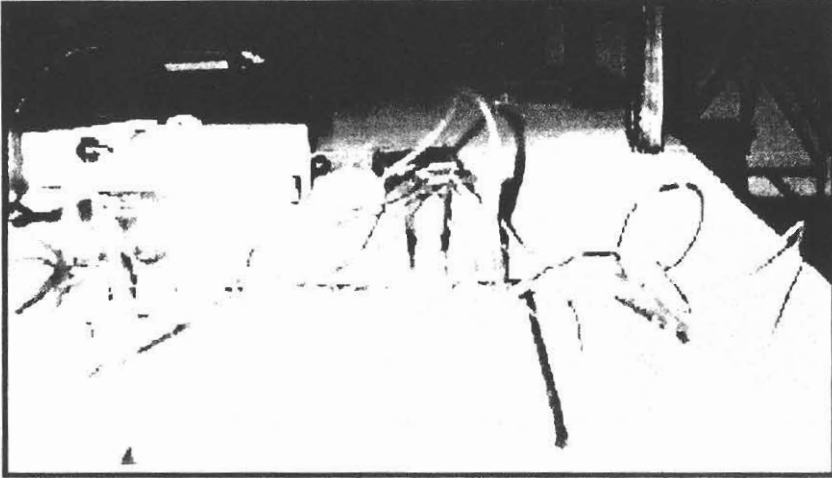
Dimensiones del Equipo:

Largo:	19 cm
Ancho:	25.3 cm
Alto:	8 cm
Peso:	500 gr

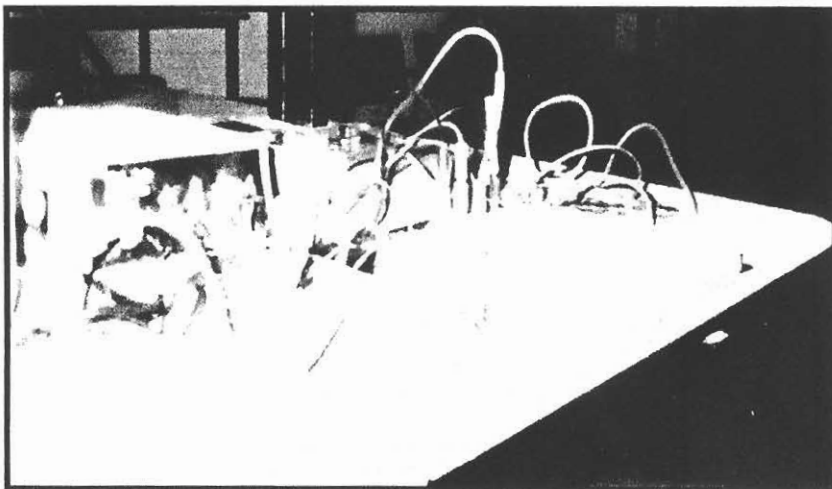
Dimensiones de la tarjeta Principal

Largo:	9.5 cm
Ancho:	10 cm
Grosor:	2 ml
Peso:	25 gr

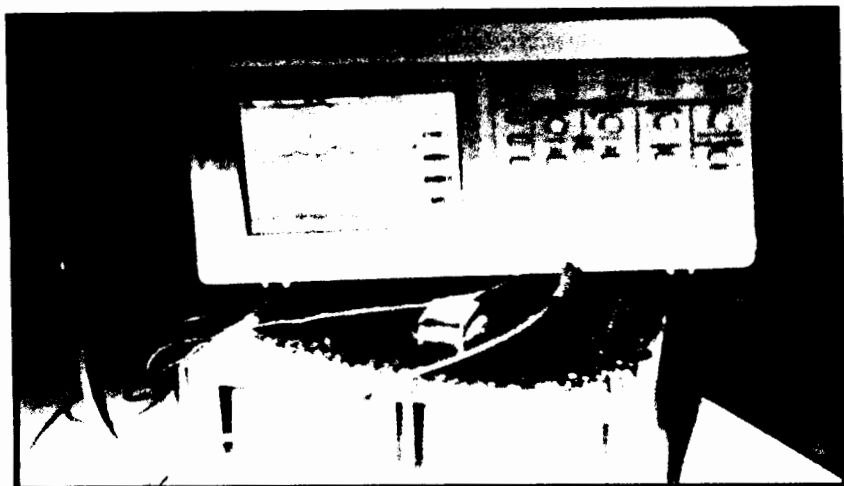
APENDICE E
FOTOGRAFIAS DEL EQUIPO



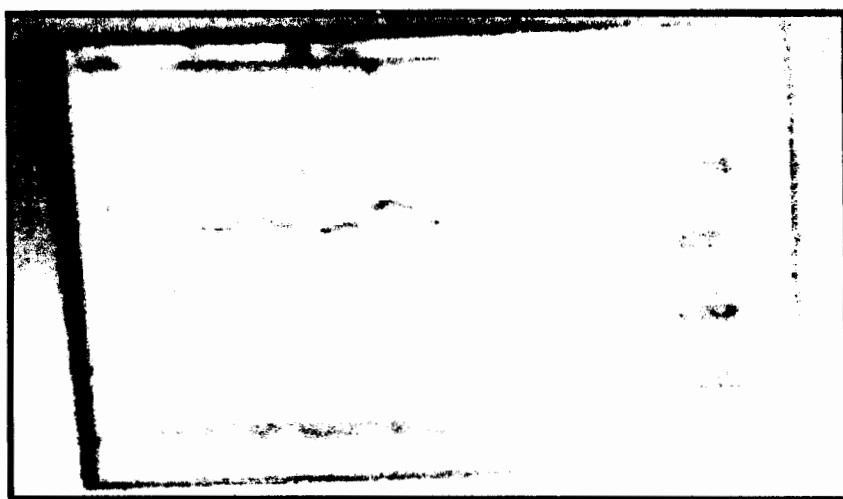
EQUIPO CONECTADO AL SIMULADOR CARDIACO



PRUEBAS DEL EQUIPO CON EL OSCILOSCOPIO



SEÑAL CARDIACA DEL EQUIPO EN EL OSCILOSCOPIO



TOMA MAS CERCANA DE LA SEÑAL DEL EQUIPO

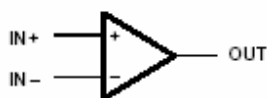
APÉNDICE F

Amplificador Operacional TL084

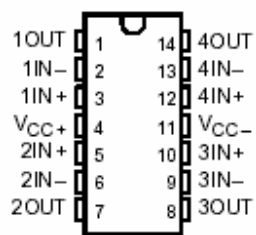
Descripción

El TL08x JFET-input de la familia de los amplificadores operacionales fue diseñado para ofrecer una amplia selección, cada uno de estos JFET-input amplificadores operacionales incorporados hace buena pareja, alto-voltaje JFET y transistores bipolares en un circuito integrado monolítico.

Símbolo

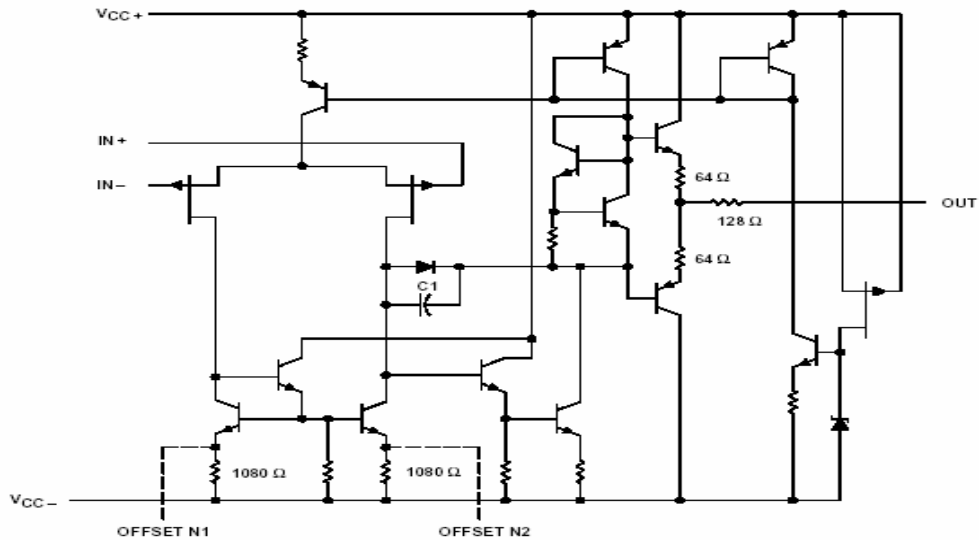


Descripción de Terminales



NC - No internal connection

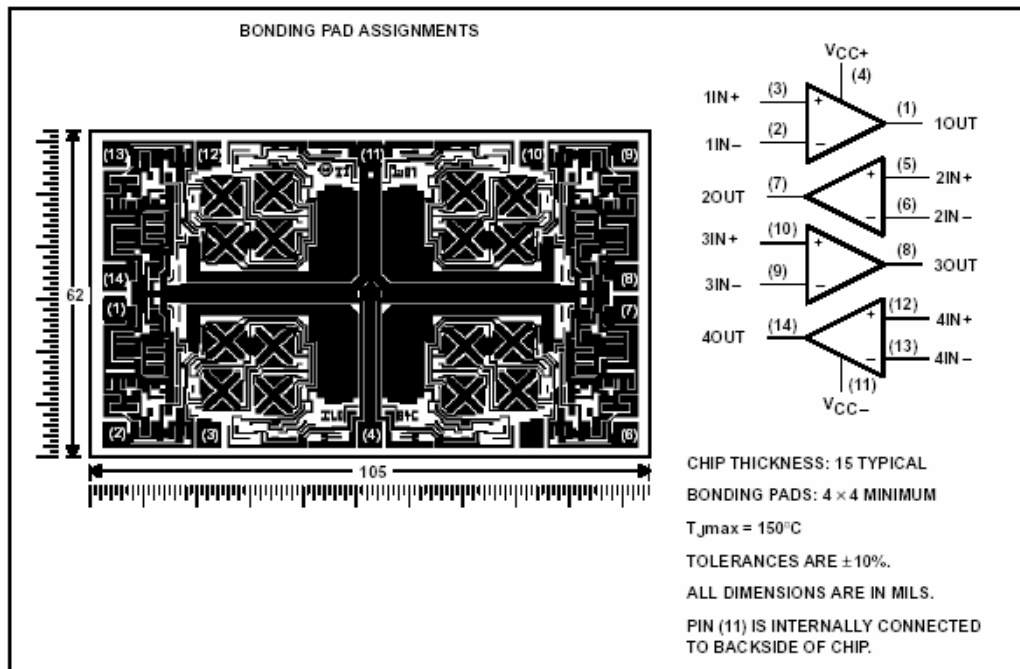
Circuito Esquemático



PARAMETROS	TL084
Numero de canales	4
Canales disponibles	S, D, Q
Cierre	No
Vs (max) (V)	36
Vs (min) (V)	7
IQ por canal (max) (mA)	2.8
GBW (typ) (MHz)	3
Slew Rate (typ) (V/us)	13
VIO (25 deg C) (max) (mV)	15
Flujo compensacion (typ) (uV/C)	18
IIB (max) (pA)	400
CMRR (min) (dB)	70
Vn at 1kHz (typ) (nV/rtHz)	18
Suministro único	No

TL084 Información del Chip

Estos chips, cuando son ensamblados correctamente despliega características similares al TL084Y como son compresión termal o unión ultrasónica. Estos chips pueden ser montados en epoxy o con una preforma conductiva de oro con silicón.



Características

- Consumo de baja potencia
- Ancho de Modo común y diferentes rangos de voltaje
- Baja entrada al Bias y corrientes de compensación
- Protección de corto circuito a la salida
- Armónico Total baja
Distorsión...0.003% Typ
- Alta impedancia de entrada...JFET-Input Stage
- Latch-Up-Free Operation
- Alto Slew Rate...13 V/us Typ
- Modo-Común incluye rango de voltajes V_{CC+}

APÉNDICE G

Convertidor ADC-0804

Descripción general

Los ADC0801, ADC0802, ADC0803, ADC0804 y ADC0805 son CMOS 8-bit de aproximaciones sucesivas, el ADC0804 es un CI de 20 terminales fabricado con tecnología CMOS y que lleva a cabo la conversión A/D utilizando el método de aproximaciones sucesivas.

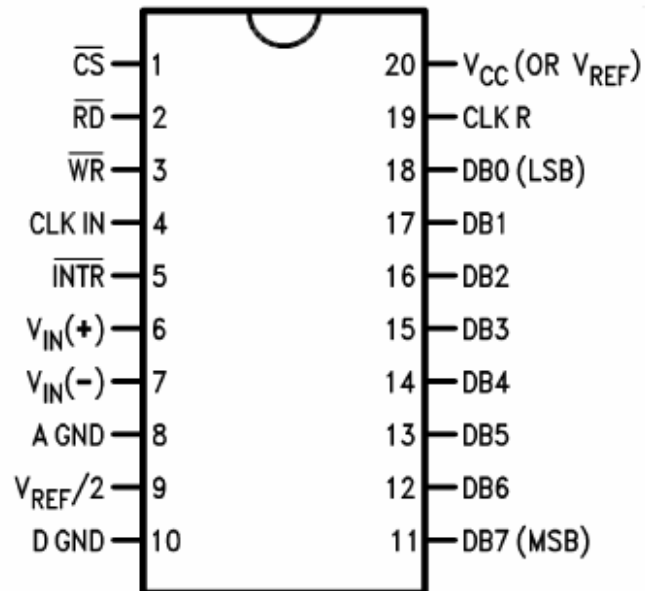
El funcionamiento básico del dispositivo es el siguiente: El ADC0804 contiene el equivalente a una red DAC de 256 resistencias. La lógica de aproximaciones sucesivas secuencía la red para adaptar la tensión analógica de entrada diferencial ($V_{+in} - V_{-in}$) a la salida de la red resistiva. En primer lugar se comprueba el MSB, después de realizar 8 comparaciones (sesenta y cuatro periodos de reloj), un código binario de 8 bits se transfiere a los latches de salida y salida de interrupción (INTR) pasa a nivel bajo. El dispositivo puede funcionar en modo de marcha libre (free-running), conectado la salida INTR a la entrada de escritura (WR) y manteniendo la entrada de inicio de conversión, /CS, a nivel bajo. Para garantizar una adecuada inicialización bajo todas las posibles condiciones. Se requiere un nivel bajo en la entrada cuando se conecta la alimentación. A partir de ahí, si se pone a nivel bajo en cualquier instante, se interrumpirá el proceso de conversión.

Características

- Compatible con 8080 derivado de μ P el —no uniendo la lógica necesitó - tiempo de acceso - 135 ns
- Works con 2.5V (LM336) la referencia de voltaje
- Chip con generador de reloj.
- El rango de voltaje de entrada analógico es de 0v a 5V con una fuente de 5V

- El error $\pm 1/4$ LSB, $\pm 1/2$ LSB y ± 1 LSB
- Resolución de 8 bits
- Tiempo de Conversión 100 μ s

ADC080X Dual-In-Line and Small Outline (SO) Packages



DS005671-30

See Ordering Information

APÉNDICE H

Buffer 74LS244

Descripción General

El 74LS244 es un buffer no inversor y tiene dos enables activos(1G y 2G); cada enable controla independientemente 4 buffers. Este dispositivo no tiene entradas de Schmitt trigger .Estos 3 estados de los buffers utilizan avanzados compuertas de silicón. Estos circuitos alcanzan velocidades comparables a dispositivos de baja potencia. Todas las entradas están protegidas del peligro de las descargas estáticas por diodos a VCC y Tierra.

Diagrama Lógico

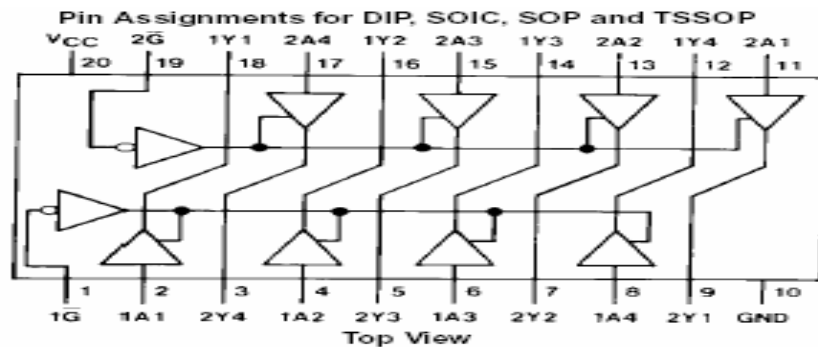


Tabla de Verdad

$1\bar{G}$	1A	1Y	$2\bar{G}$	2A	2Y
L	L	L	L	L	L
L	H	H	L	H	H
H	L	Z	H	L	Z
H	H	Z	H	H	Z

L= Nivel Bajo
H= Nivel Alto
Z= Alta Impedancia

Rangos Máximos Absolutos

Suministro de voltaje (Vcc)	-0.5 a +7.0V
Entradas de Voltaje DC (Vin)	-1.5 a Vcc + 1.5V
Voltaje de salida DC (Vout)	-0.5 a Vcc +0.5V
Corriente del diodo (Ik, Iok)	+/_ 20 mA
Corriente de salida DC por pin (Iout)	+/_ 35mA
DC Vcc o GND corriente por pin (Icc)	+/_ 70 mA
Rango de temperatura de almacenamiento (Tstg)	-65 c a +150 c
Disipacion de potencia (PD)	600mW
S. O. solo paquete	500mW
Tg	260 c

Condiciones de Operación recomendadas

	Min	Max	Unidades
Suministro de voltaje (Vcc)	2	6	V
Vin o Vout	0	Vcc	V
Rango de T de operacion (TA)	-40	+85	C
(tr, tf) Vcc= 2.0V		1000	Nanoseg
(tr, tf) Vcc= 4.5V		500	Nanoseg.
(tr, tf) Vcc= 6.0V		400	Nanoseg.

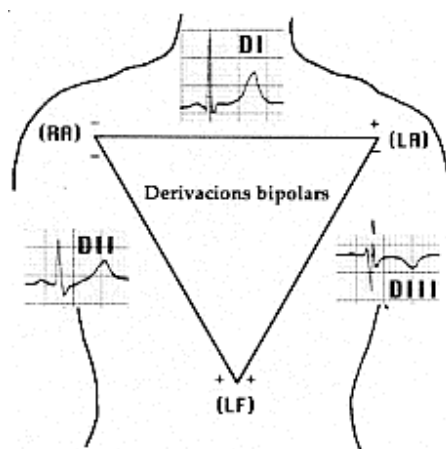
Características

- Retardo típico de propagación: 14 ns
- Salidas de 3-estados para conexión al sistema de buses
- Rango de suministro de voltaje: 2-6V
- Bajo suministro de corriente en reposo: 80 mA
- Corriente de salida: 6mA

APENDICE I:

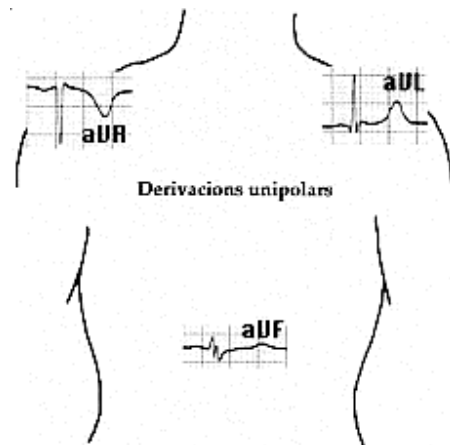
Derivaciones bipolares

DI, DII i DIII registran las diferencias de potencial entre la extremidad superior izquierda (LA) y la extremidad superior derecha (RA), la extremidad inferior izquierda (LF) y la extremidad superior derecha (RA), y la extremidad inferior izquierda (LF) y la extremidad superior izquierda (LA) respectivamente.



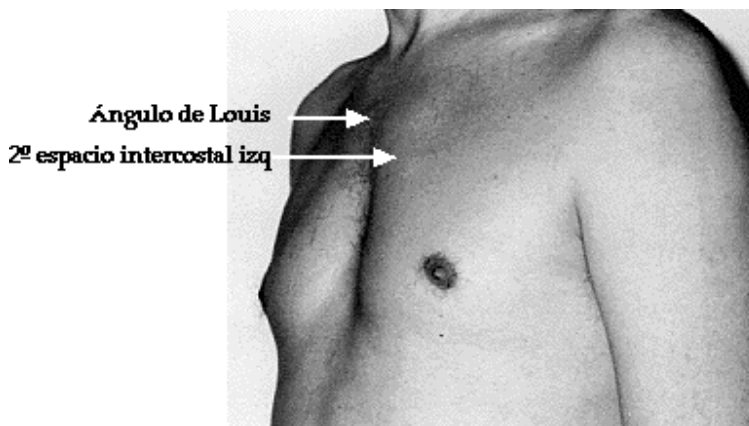
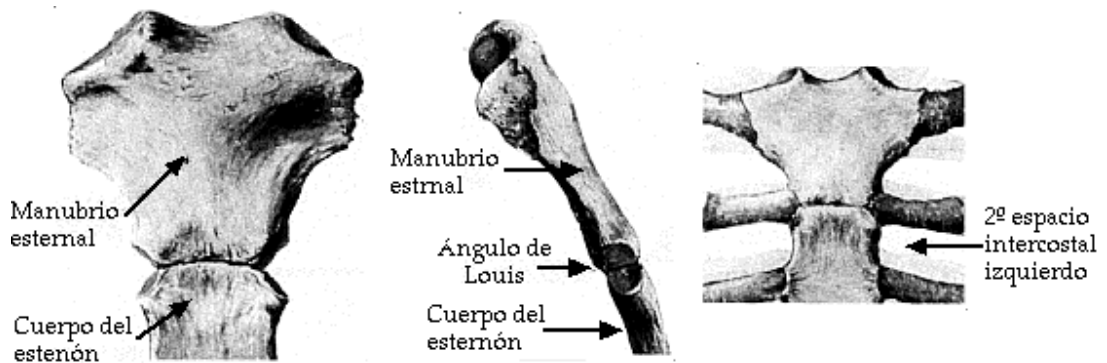
Derivaciones monopoles

Se obtienen conectando las tres extremidades a un punto denominado "central terminal" 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 monopolar y las letras "R", "L" y "F" a las extremidades respectivas. Si se desconecta de la central terminal la extremidad en la que estamos realizando el registro, se obtiene un aumento de la amplitud y por este motivo se denomina a estas derivaciones aVR, aVL y aVF.

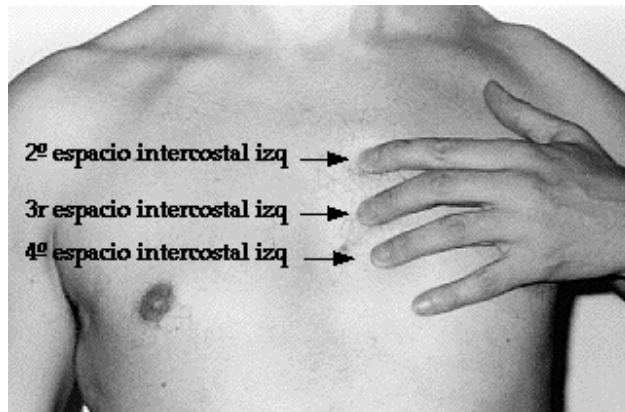


Derivaciones del Plano Horizontal (derivaciones precordiales)

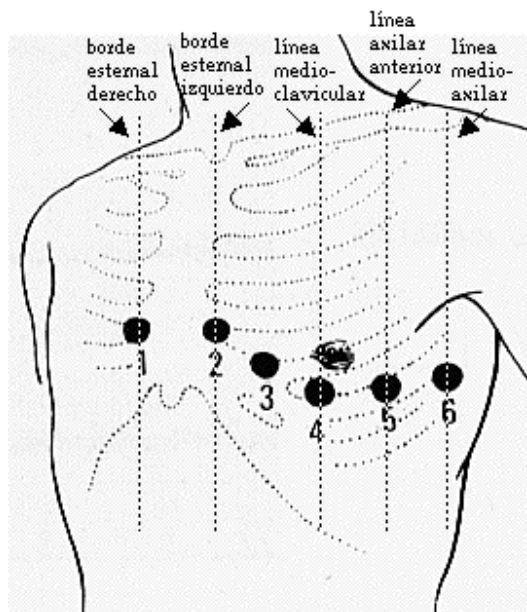
Éstas son las derivaciones que se colocan de forma errónea con más frecuencia. Para no cometer errores y así obtener trazados válidos, hay que localizar el Ángulo de Louis (el que forma el manubrio esternal con el cuerpo del esternón) palpando al paciente. Acto seguido, y siempre palpando, localizaremos el segundo espacio intercostal izquierdo, que es el primer espacio intercostal que se encuentra por debajo del Ángulo de Louis.



Seguiremos palpando y localizaremos el 4º espacio intercostal izquierdo



y en el borde esternal del 4º espacio intercostal izquierdo colocaremos V2, después colocaremos V1 en el borde esternal del 4º espacio intercostal derecho. V4 se coloca (también palpando) en el 5º espacio intercostal izquierdo en la línea medioclavicular. Una vez colocado V4, situaremos V3 en el punto equidistante entre V2 y V4. V5 se sitúa en la línea axilar anterior al mismo nivel que V4, y V6 en la línea medioaxilar al mismo nivel que V4.



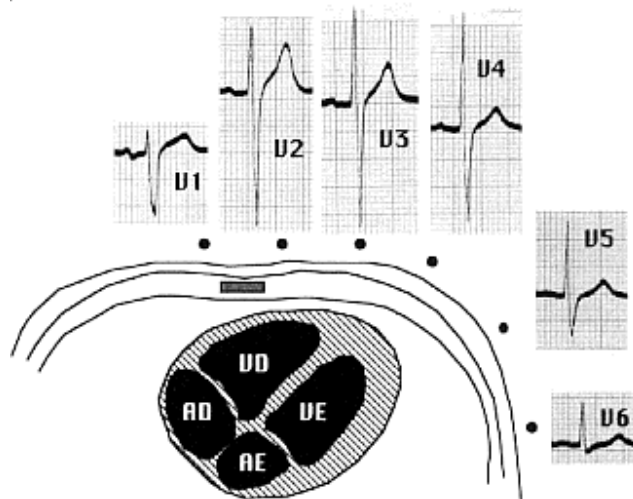
Posición de los electrodos precordiales

- U1:** 4º espacio intercostal, borde esternal derecho
- U2:** 4º espacio intercostal, borde esternal izquierdo
- U3:** punto equidistante entre V2 y V4
- U4:** 5º espacio intercostal izquierdo, línea medio-clavicular
- U5:** línea axilar anterior, mismo nivel que V4
- U6:** línea medioaxilar, mismo nivel que V4

APÉNDICE J

Correlación anatómica de las derivaciones precordiales

Las derivaciones precordiales unipolares del plano horizontal (V1 a V6) registran todos los sucesos del ciclo cardíaco desde un punto de vista de cada una de las derivaciones. Así debido a la proximidad de un electrodo precordial a una determinada zona cardíaca, los potenciales eléctricos que se generen en el miocardio subyacente estarán aumentados, mientras que aquellos potenciales que se originen en zonas más distales serán de menor magnitud.



V1 y **V2** encaran la cara derecha del tabique interventricular
V3 y **V4** encaran al tabique interventricular
V5 y **V6** encaran la cara izquierda del tabique interventricular

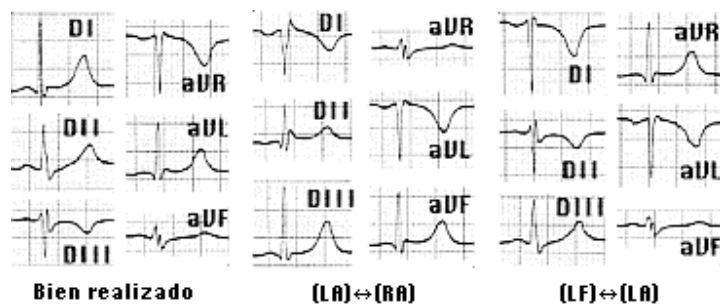
Al desplazar el electrodo de la posición V1 a la posición V6, los complejos epicárdicos del ventrículo derecho (V1 y V2) se transforman progresivamente en complejos epicárdicos del ventrículo izquierdo (V5 y V6). la zona de transición se registra en V3 y V4.

Es imprescindible situar los electrodos de forma precisa según las indicaciones anatómicas indicadas en la página anterior (recordemos que hay que palpar al o la paciente). Esto nos permitirá realizar una interpretación electrocardiográfica sin errores, que a veces pueden ser graves.

APÉNDICE K

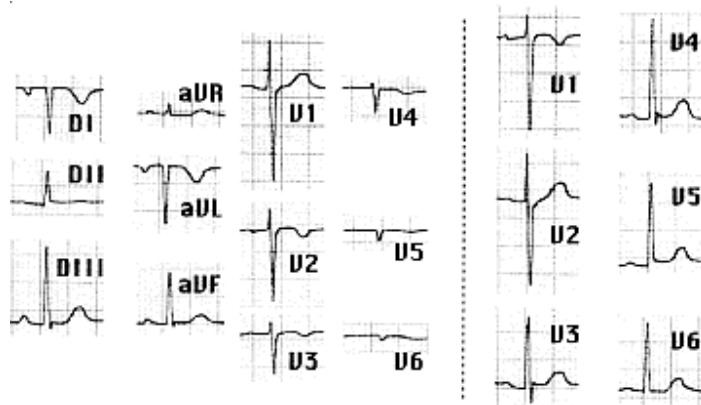
Conexión equivocada de las derivaciones de las extremidades

La inversión en la conexión de los electrodos del brazo izquierdo y del brazo derecho da lugar a que en DI y aVL se observe una imagen en espejo de la morfología normal del QRS (P, QRS i T negativas). Un efecto similar se obtiene al conectar erróneamente los otros electrodos.



En el primer caso el electrodo de brazo izquierdo se ha conectado al del brazo derecho y viceversa. En el segundo caso el electrodo de la pierna izquierda se ha conectado al del brazo izquierdo y viceversa.

Una situación que nos puede hacer creer que hemos realizado una conexión errónea de los electrodos de las extremidades es la dextrocardia. Nos daremos cuenta de ello al realizar la exploración y al ver la RX de tórax. Lo confirmaremos al registrar el ECG con los electrodos colocados de forma que presenten una correlación anatómica correcta.



BIBLIOGRAFIA

1. Boylestad Robert, Electronica Teoria de Circuitos (Prentice Hall,1994)
2. R. F. Coughlin, F. F. Driscoll, Amplificadores Operacionales y Circuitos Integrados Lineales (5ta. Edicion, Mexico, Prentice Hall, 1999), pg. 215-217
3. Ronald Tocci, Sistemas Digitales (5ta. Edicion, Prentice Hall)
4. Microsoft Corporation, Mastering Visual Basic 6 Fundamentals , pg. 97-148
5. <http://www.lapaginade.com/electronicos>
6. Fairchild Semiconductor Corporation, 1999, <http://www.fairchildsemi.com>
7. <http://www.Visual Basic img animada.htm>
9. Editorial Antartida, Gran Diccionario Medico, Volumen 1