

**UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA NACIONAL  
FACULTAD REGIONAL SAN NICOLAS**

**INGENIERIA EN ELECTRONICA**

**PROYECTO INTEGRADOR**

**TECNICAS DIGITALES III**

**Monitor de ECG**

**Integrantes:**

- Amor, Mariano
- Lasarte, Ignacio
- Liria, Luciana

**Docentes:**

- Profesor: Poblete Felipe
- Auxiliar: González Mariano

**AÑO 2007**

## INDICE

OBJETIVOS DEL PROYECTO	3
MATERIAS INTEGRADAS.....	3
POSIBLES APLICACIONES.....	3
BIBLIOGRAFÍA.....	3
DESARROLLO	4
INTRODUCCIÓN.....	4
DISEÑO.....	9
TEORÍA DE FUNCIONAMIENTO.....	10
DESCRIPCIÓN DE BLOQUES.....	10
FILTRADO DIGITAL.....	11
CIRCUITOS O DIAGRAMAS.....	12
IMPLEMENTACION DE CODIGO.....	13
COMUNICACIÓN CON LA PC.....	14
INTERFAZ GRAFICA.....	14
PROGRAMA PRINCIPAL.....	14
RESULTADOS DE LAS PRUEBAS.....	15
ENSAYO DE SEGURIDAD ELÉCTRICA.....	15
CONCLUSIONES.....	16
ANEXOS:	17
LISTADOS DE PROGRAMAS.....	17
HOJAS DE DATOS.....	22
ESQUEMATICOS.....	25
FOTOS DEL PROTOTIPO.....	28

## OBJETIVOS DEL PROYECTO

Este proyecto integrador se basa en el monitoreo de la señal de ECG, dándose por entendido que esta señal corresponde a la señal emitida por el corazón. Nació como consecuencia de que en estos tiempos los equipos electromédicos están evolucionando con gran rapidez y creímos que era una buena idea incursionar en este tipo de equipos electrónicos, que muchas veces son de poca difusión. Mas allá de los conocimientos electrónicos que necesitamos investigar para el desarrollo del mismo, también tuvimos que tener un cierto conocimiento por un lado, a nivel fisiológico para conocer con más detenimiento que tipo de señal queríamos obtener y sus características, y por otro lado, todo lo que respecta a la seguridad eléctrica de los equipos biomédicos.

## MATERIAS INTEGRADAS

- Técnicas Digitales II
- Técnicas Digitales III
- Teoría de Circuitos II
- Electrónica Aplicada II

## POSIBLES APLICACIONES

- Monitoreo permanentes de pacientes en terapia intensiva

## BIBLIOGRAFÍA

- *Libros, etc.*
  - *Cardiovascular Physiology Concepts* - Wiley
- *Sitios de Internet.*
  - [www.Wikipedia.org](http://www.Wikipedia.org)
  - [www.edaboard.com](http://www.edaboard.com)
  - [http://www.engr.sjsu.edu/filter/Proj\\_sp2ka/act\\_fil\\_casper\\_fold/act\\_fil\\_casper.htm](http://www.engr.sjsu.edu/filter/Proj_sp2ka/act_fil_casper_fold/act_fil_casper.htm)

## **DESARROLLO**

### **INTRODUCCIÓN**

#### **SEGURIDAD ELECTRICA EN EQUIPOS MEDICOS**

La tecnología electromédica ha aumentado considerablemente la seguridad de los equipos electromédicos y ha reducido los riesgos debido al manejo y la utilización. En las aplicaciones médicas los niveles de seguridad que deben cumplir los sistemas de instrumentación se encuentran normalizados. De todas formas no se puede asegurar un riesgo nulo en el uso del equipamiento, pero si es posible reducirlo mediante una adecuada utilización.

La mayoría de los daños producidos a pacientes se pueden atribuir a un uso inadecuado del equipamiento electromédico o a la falta de experiencia en su manejo, o bien, a fallas en la instalación.

Algunos pacientes, bajo ciertas condiciones pueden ser más susceptibles al peligro de la corriente eléctrica que una persona en su casa o su trabajo, por lo cual se deben tomar precauciones especiales.

#### **EFFECTOS FISIOLÓGICOS DE LA CORRIENTE ELECTRICA**

El efecto que la corriente eléctrica que produce sobre la persona depende de diversos parámetros: la magnitud de la corriente que circula por el tejido, el tiempo de exposición, la zona por la que circula y la frecuencia que posee. La gravedad del daño dependerá a su vez del órgano afectado.

La corriente eléctrica puede incidir sobre los tejidos básicamente en tres formas: en primer lugar se produce una excitación eléctrica en los tejidos excitables (nervios y músculos), comenzando con una sensación de hormigueo o escozor, que si alcanza intensidad suficientemente elevada puede ser dolorosa y molesta. La estimulación de estos nervios o músculos puede provocar contracciones, y si esta aumenta puede producir la tetanización del músculo (contracción intensa y sostenida). En segundo lugar, puede aparecer un incremento de temperatura en el tejido debido a la resistencia que presenta y la energía disipada en el mismo. Por ultimo, un aumento elevado de temperatura puede producir quemaduras, frecuentemente en los puntos de contacto, por ser los lugares donde existe mayor densidad de corriente.

El órgano más susceptible a la corriente eléctrica es el corazón. Un estímulo que tetanice el corazón provoca contracción completa del miocardio, que detiene la acción de bombeo y se detiene la circulación sanguínea. Si la circulación no se reestablece en pocos minutos, en primer lugar se lesiona el cerebro y luego se produce la muerte por falta de oxigenación en los tejidos cerebrales. Si la corriente tetanizante es de corta duración, el latido del corazón se reanuda en forma espontánea. Puede ocurrir que una corriente baja, que excite solo una parte de las fibras musculares del corazón, sea más peligrosa que otra que sea capaz de tetanizar el corazón entero. Una excitación parcial puede desincronizar la actividad del corazón. Este fenómeno, por el cual el corazón pierde sincronización, se denomina fibrilación y es la causa que produce la mayoría de las muertes por accidentes eléctricos.

Se puede producir también una parálisis respiratoria si los músculos del tórax se tetanizan por efecto de una corriente que circule a través del pecho, o a través del control respiratorio del cerebro.

Analizaremos a continuación los diferentes efectos fisiológicos que se producen sobre los individuos según el valor de la corriente eléctrica circundante:

- **Umbral o nivel de percepción:** Es la intensidad mínima que el ser humano es capaz de detectar. Este valor varía en función del sujeto y las condiciones de medida, siendo entre 10  $\mu\text{A}$  y 0.5  $\mu\text{A}$  para corrientes alternas en 50 Hz, y entre 2 mA y 10 mA para corrientes continuas.
- **Corriente de pérdida del control motor:** esta corriente oscilan ente 6 y 16 mA (para una CA de 50 Hz). Los músculos se pueden excitar y provocar contracciones, en algunos casos llegando a ser dolorosas y ocasionando la perdida del control motor.
- **Parálisis respiratoria, dolor, fatiga:** para corrientes entre 18 y 2 mA aparecen contracciones involuntarias de los músculos respiratorios, provocando situaciones de asfixia si la corriente no es interrumpida. Estas contracciones fuertes o involuntarias pueden además, provocar dolores y causar fatiga si el individuo permanece expuesto durante un tiempo prolongado a la circulación de la corriente eléctrica.
- **Fibrilación ventricular:** corrientes mayores a las citadas anteriormente pueden provocar la pérdida de sincronismo de las fibras del músculo cardiaco. Una vez desincronizada la actividad ventricular, el proceso no se detiene aunque desaparezca la causa que le dio origen, haciendo que el corazón deje de funcionar como bomba. Para reestablecer la actividad normal, se requiere aplicar un pulso que despolarice simultáneamente todas las células del músculo cardiaco. El equipo diseñado para esto se llama desfibrilador. Los niveles de corriente que producen una fibrilación oscilan entre 70 y 400 mA.
- **Contracción del miocardio:** Si la corriente que circula es muy elevada el músculo entero del corazón se contrae. En este momento el corazón deja de latir, pero cuando la corriente cesa, este vuelve a su ritmo normal. El nivel de corriente para lograr esta condición oscila entre 1 y 6 A.
- **Daños físicos y quemaduras:** Se obtiene con corrientes superiores a 10 A (sobre todo corrientes de corta duración). La resistencia del cuerpo humano (que varia entre 1 kOhm y 100 kOhm) causa quemaduras, principalmente en los puntos de entrada debido a la densidad de corriente en el punto de contacto. De este modo, la alta tensión provoca la destrucción de los tejidos entre puntos de elevada resistencia de contacto.

## ACTIVIDAD ELÉCTRICA DEL CORAZÓN

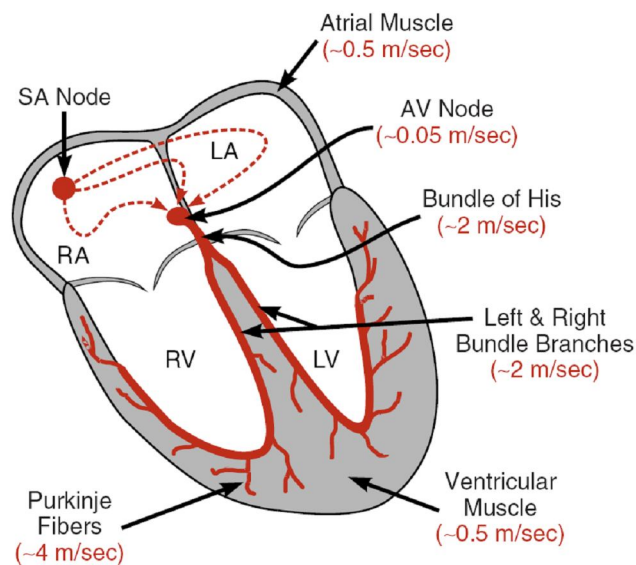
El corazón tiene cuatro cámaras: dos aurículas y dos ventrículos, izquierdos y derechos. La aurícula derecha recibe la sangre venosa del cuerpo y la envía al ventrículo derecho el cual la bombea a los pulmones, lugar en el que se oxigena y del que pasa a la aurícula izquierda. De aquí la sangre se deriva al ventrículo izquierdo, de donde se distribuye a todo el cuerpo y regresa a la aurícula derecha cerrando el ciclo.

Para que esta actividad cíclica del corazón se realice en forma sincrónica y ordenada, existe un sistema de conducción compuesto por fibras de músculo cardíaco especializadas en la transmisión de impulsos eléctricos. Aunque el corazón tiene innervación por parte del sistema nervioso simpático, late aun sin estímulo de este, ya que el sistema de conducción es auto excitable. Es por esto que no tenemos control sobre los latidos de nuestro corazón.

El sistema de conducción debe transmitir el impulso eléctrico desde las aurículas hacia los ventrículos. Se compone de los siguientes elementos: el nódulo sinusal, el nódulo aurículo-ventricular, el haz de His, con sus ramas derechas e izquierdas y las Fibras de Purkinje (*ver Fig1*).

En el cuerpo humano se generan 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. 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 del 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.



**Fig. 1.**

## SISTEMA DE CONDUCCIÓN ELÉCTRICA DEL CORAZÓN

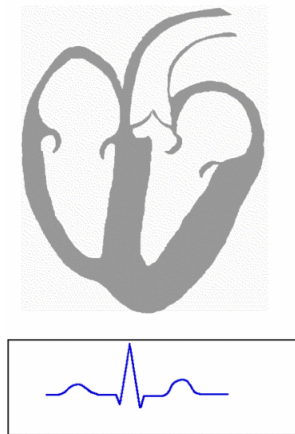
El impulso cardíaco se origina en el nódulo sinusal, también llamado Sino auricular (S.A.) o Marcapasos del Corazón, ubicado en la parte posterosuperior de la aurícula derecha. Éste nódulo tiene forma ovalada y es el más grande.

Desde el nódulo sinusal, el impulso eléctrico se desplaza, diseminándose a través de las aurículas a través de las vías internodales, produciendo la despolarización auricular y su consecuente contracción.

La onda eléctrica llega luego al nódulo aurículo-ventricular, estructura ovalada, un 40% del tamaño del nódulo sinusal, ubicada en el lado derecho del tabique interventricular. Aquí, la onda eléctrica sufre una pausa de aproximadamente 0,1 segundo.

El impulso cardíaco se disemina a través de un haz de fibras que es un puente entre el nódulo aurículo-ventricular y las ramas ventriculares, llamado haz de His.

El haz de His se divide en 4 ramas, las ramas: derecha e izquierda, el ventrículo izquierdo anterior y el ventrículo izquierdo posterior desde donde el impulso eléctrico es distribuido a los ventrículos mediante una red de fibras que ocasionan la contracción ventricular llamadas fibras de Purkinje.

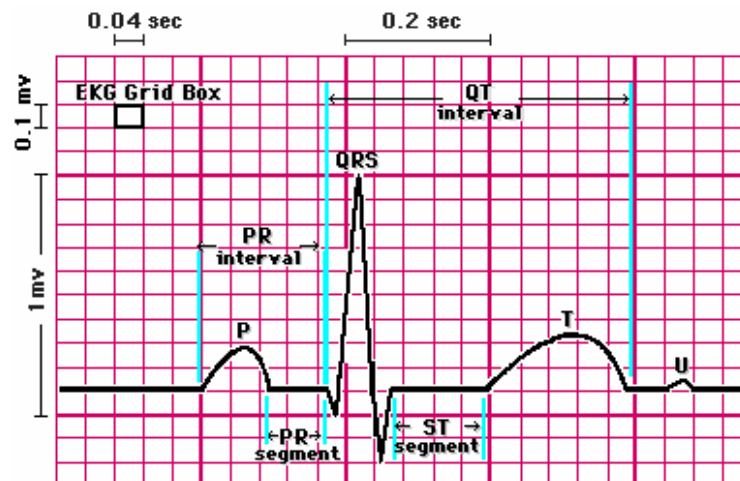


**Fig. 2**

Se puede ver una animación en el link: [http://es.wikipedia.org/wiki/Imagen:ECG\\_principle\\_slow.gif](http://es.wikipedia.org/wiki/Imagen:ECG_principle_slow.gif)

La señal eléctrica del corazón puede ser captada a nivel de la superficie corporal midiendo la diferencia de potencial entre dos puntos del cuerpo. La representación grafica de dicha diferencia de potencial a lo largo del tiempo constituye el electrocardiograma.

La señal registrada refleja la actividad eléctrica del corazón y presenta un comportamiento repetitivo en concordancia con los sucesivos ciclos cardiacos.



**Fig. 3**

En la figura 3 se puede apreciar un ciclo de la señal eléctrica del corazón. Cada ciclo cardiaco esta representado por una serie de ondas, que Eithoven (uno de los primeros en estudiar el fenómeno) denominó P, Q, R, S y T, de acuerdo con su orden de aparición. La duración y la amplitud de estas ondas tienen valores característicos y sus formas un patrón determinado. Cualquier alteración de estos parámetros es de suma importancia desde el punto de vista diagnóstico ya que representan un problema en el funcionamiento del corazón.

## **POTENCIALES REGISTRADOS**

El potencial registrado por el electrocardiógrafo tiene una amplitud aproximada de 1mV y se obtiene aplicando electrodos de registro de biopotenciales. Para las derivaciones frontales se emplean electrodos de placa, mientras que para las derivaciones precordiales se utilizan electrodos adhesivos y electrodos de succión. El espectro en frecuencias de la señal electrocardiográfica normalmente no tiene componentes arriba de los 60Hz en pacientes normales, por lo que se considera adecuado un ancho de banda de trabajo entre 0.05 y 150Hz para electrocardiógrafos y entre 0.5 y 50 Hz para monitoreo.

## **PARTES DE UN ELECTROCARDIÓGRAFO O MONITOR DE ECG**

Las partes de las que consta un electrocardiógrafo se enumeran a continuación, donde las primeras cinco etapas corresponden a un amplificador de biopotenciales:

1. Circuito de protección.
2. Señal de calibración. Es importante una señal de calibración de 1 mV
3. Preamplificador.
4. Circuito de aislamiento.
5. Amplificador manejador.
6. Circuito de pierna derecha. Este circuito es capaz de crear una tierra o referencia virtual para la pierna derecha del paciente, con el propósito de reducir los voltajes en modo común. La disminución de los voltajes comunes provocados por una corriente filtrada al paciente (id) se obtiene al reducir la impedancia del electrodo de tierra (ZT).
7. Selector de derivaciones. El selector de derivaciones es un módulo que puede acoplarse fácilmente a un sistema de amplificación de biopotenciales. Este módulo consiste en un arreglo de resistencias que obtiene el contenido de las señales de cada electrodo, ponderando la contribución de cada uno por medio de resistencias y obteniendo de esta manera la derivación de interés.
8. Sistema de memoria. Los sistemas modernos de electrocardiografía guardan la señal en una memoria para después imprimirse junto con la información introducida vía un teclado digital. Para esto es necesario un convertidor analógico digital que convierta la señal del dominio analógico al dominio discreto.
9. Microcontrolador. El microcontrolador maneja todos los procedimientos llevados a cabo por el electrocardiógrafo. El operador puede seleccionar diversos modos de operación con procedimientos previamente programados. Por ejemplo, el microcontrolador puede realizar un registro de 12 derivaciones con tres latidos en cada una o por segmentos de tiempo determinados. También puede efectuar un análisis entre el tiempo de las ondas R R para determinar la frecuencia cardiaca, además de que puede reconocer arritmias y patrones característicos de cardiopatías.
10. Registrador. Este módulo proporciona un registro impreso de la señal detectada, generalmente empleando plumillas y papel térmico, aunque también se sigue utilizando la inyección de tinta.



## DISEÑO

De los puntos dichos anteriormente se acota el proyecto a lo siguiente:

- Adquisición de una sola derivación.
- Ancho de banda de 0.05 a 150Hz.
- Desarrollar etapas Aisladas por motivos de seguridad, ya que las fuentes de las PC's en general son de baja calidad, y no cumplen normas de seguridad eléctricas de grado médico.

Una vez especificados los parámetros generales se planteó fabricar el amplificador de instrumentación, en forma discreta con 3 amplificadores operacionales con su correspondientes etapas de filtrado. Ésta fue la primera aproximación, pero se descartó por problemas de zumbido de línea.

Agotada esa opción se propuso utilizar un amplificador de instrumentación integrando, esperando mayor inmunidad a las interferencias.

Varios fabricantes ofrecen amplificadores y esquemas sugeridos para la aplicación como los siguientes:

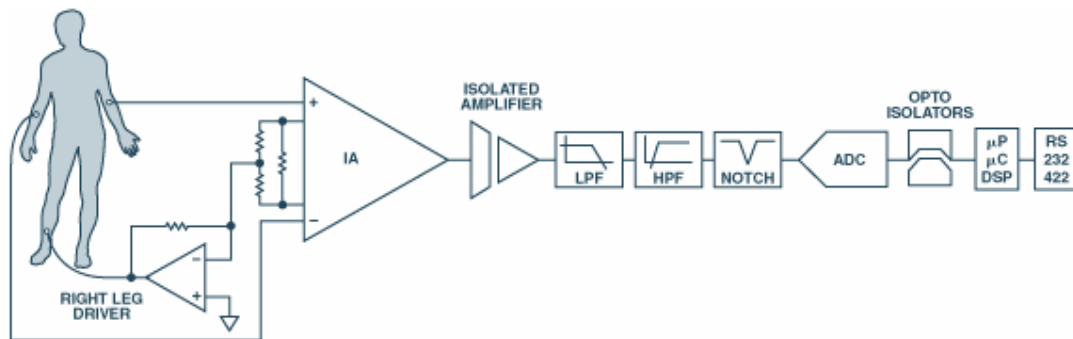


Fig. 4 Esquema de un monitor de ECG Propuesto por Analog Devices

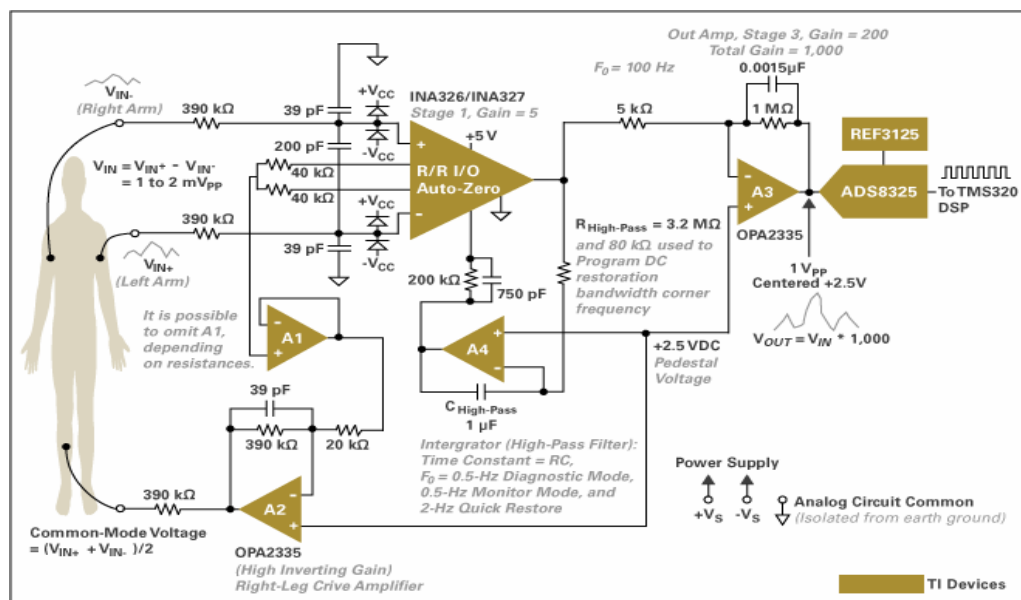


Fig. 5 Esquema de un monitor de ECG Propuesto por Texas Instruments

De estos esquemas se ideó e implementó el siguiente:

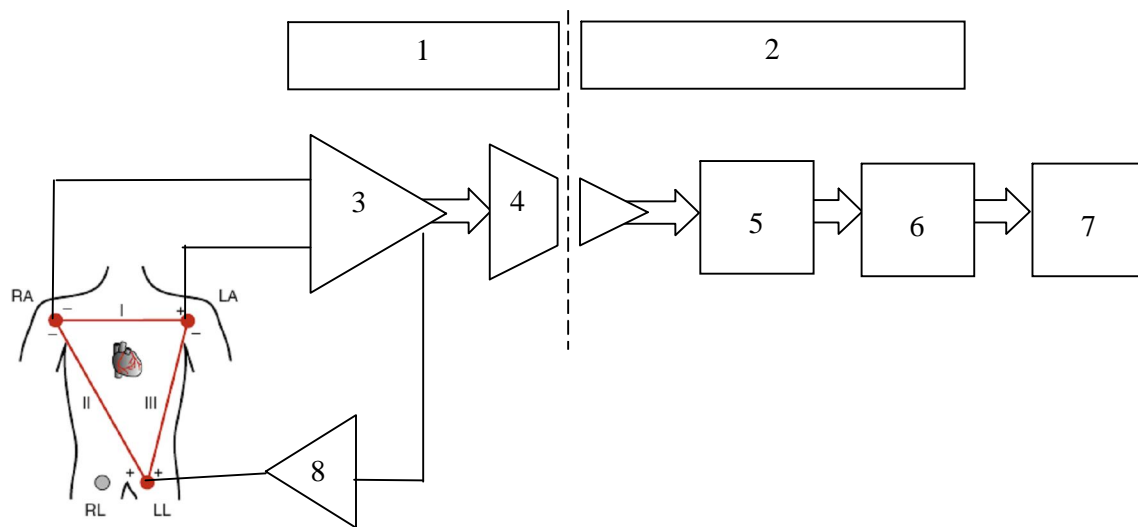


Fig. 6

- 1- Fuente Aislada
- 2- Fuente no Aislada
- 3- Amplificador de instrumentación
- 4- Amplificador de aislamiento
- 5- Filtrado básico
- 6- Microcontrolador (Adquisición y comunicación con PC)
- 7- PC
- 8- Realimentación de pierna derecha

## TEORÍA DE FUNCIONAMIENTO

### DESCRIPCIÓN DE BLOQUES

Por motivos de seguridad tanto de la persona como de etapas posteriores de electrónica se aísla la parte del circuito que está en contacto con el paciente. Esto permite tener un paciente en un potencial flotante frente a la red eléctrica, y en otras circunstancias equipotenciar las tierras de los distintos equipos conectados al individuo. En el peor de los casos el dispositivo deberá resistir la descarga repetitiva de un cardiodesfibrilador, descarga que consta de una tensión de alrededor de 5KV. Esta última consideración no se toma en cuenta ya que no se someterá a una descarga al sujeto de pruebas.

Esta etapa consta del amplificador de instrumentación, circuito de pierna derecha y entrada del amplificador de aislamiento, todo alimentado por la parte aislada de la fuente. Bloques 1, 3, 4, 8.

La etapa 5 se encarga de realizar un filtrado básico, se compone de filtros de primer orden, para acotar el ancho de banda que excita el convertor A/D del microcontrolador.

El microcontrolador, bloque 6, es el encargado de realizar la comunicación con la PC, bloque 7, todo alimentado por la parte no aislada de la fuente.

El procesado y mostrado de la señal filtrada se realiza mediante la implementación de un filtro IIR en la PC, utilizando librerías del modo VESA (Video Electronics Standards Association) y el puerto paralelo en modo EPP para realizar la comunicación a máxima velocidad.

## FILTRADO DIGITAL

Tomando la función transferencia básica para filtros analógicos se utilizó MATLAB para realizar mediante la función “tustin” el paso de dominio de Laplace al dominio Z mediante la transformada bilineal. Obteniéndose así la transformada y los coeficientes para la realización del filtro.

- Filtro pasa bajo:

$$\begin{aligned} fc &= 150\text{Hz} \\ \omega_0 &= 2 \cdot \pi \cdot fc \\ \omega_0^2 &\cong 888300 \end{aligned} \quad H_{(s)} = \frac{\omega_0^2}{s^2 + \frac{\omega_0}{Q}s + \omega_0^2} = \frac{888300}{s^2 + 1333 \cdot s + 888300}$$

- Filtro pasa alto:

$$\begin{aligned} fc &= 0.05\text{Hz} \\ \omega_0 &= 2 \cdot \pi \cdot fc \\ \omega_0^2 &\cong 0.0987 \end{aligned} \quad H_{(s)} = \frac{\omega_0^2}{s^2 + \frac{\omega_0}{Q}s + \omega_0^2} = \frac{s^2}{s^2 + 0.4443 \cdot s + 0.0987}$$

- Filtro elimina banda:

$$\begin{aligned} fc &= 50\text{Hz} \\ \omega_0 &= 2 \cdot \pi \cdot fc \\ \omega_0^2 &\cong 98696 \end{aligned} \quad H_{(s)} = \left( \frac{s^2 + \omega_0^2}{s^2 + \frac{\omega_0}{Q}s + \omega_0^2} \right) \cdot \left( \frac{s^2 + \omega_0^2}{s^2 + \frac{\omega_0}{Q}s + \omega_0^2} \right) =$$

$$H_{(s)} = \frac{s^4 + 197400 \cdot s^2 + 9.741 \cdot 10^9}{s^4 + 8.886 \cdot s^3 + 877000 \cdot s^2 + 9.741 \cdot 10^9}$$

En tiempo discreto se transforman en:

- Filtro pasa Bajo:

$$H_{(z)} = \frac{0.1176 \cdot z^2 + 0.2352 \cdot z + 0.1176}{z^2 - 0.8238 \cdot z + 0.2942}$$

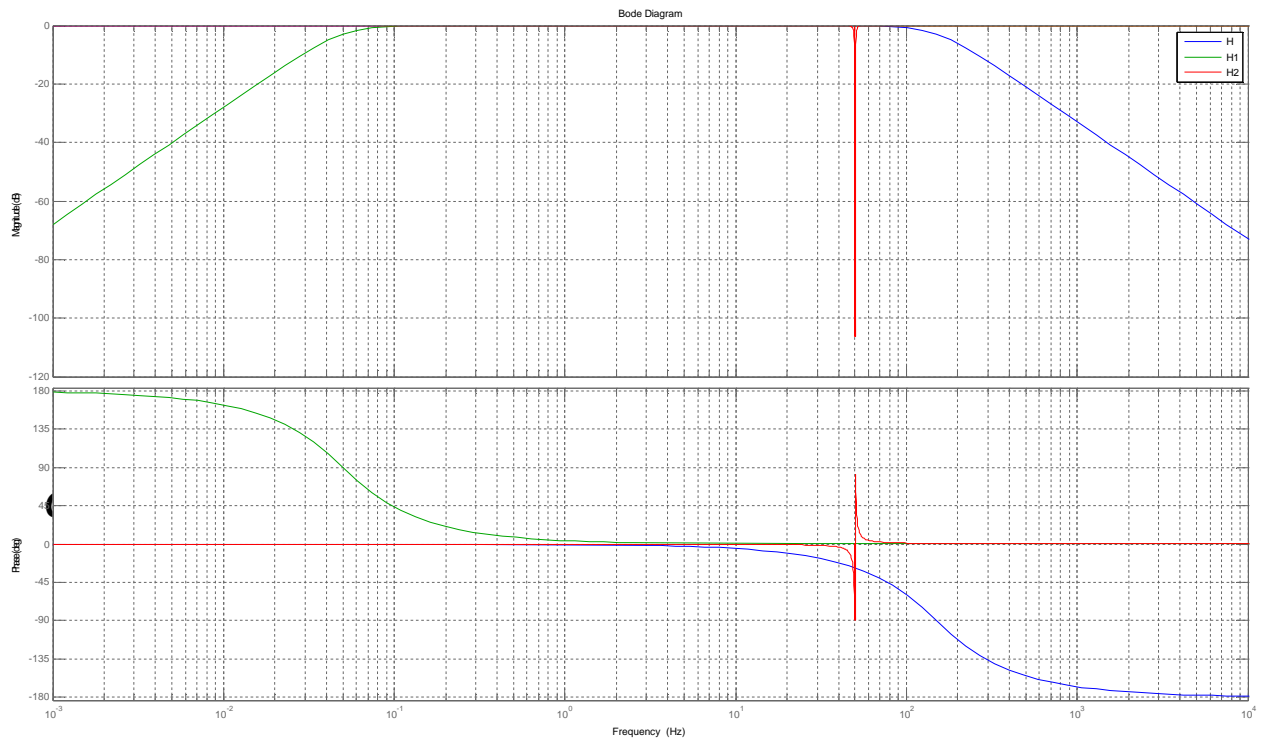
- Filtro pasa Alto:

$$H_{(z)} = \frac{z^2 - 2 \cdot z + 0.9998}{z^2 - 2 \cdot z + 0.9996}$$

- Filtro rechaza banda:

$$H_{(z)} = \frac{0.9957 \cdot z^4 - 3.791 \cdot z^3 + 5.6 \cdot z^2 - 3.791 \cdot z + 0.9957}{z^4 - 3.799 \cdot z^3 + 5.6 \cdot z^2 - 3.783 \cdot z + 0.9914}$$

La ganancia de los filtros se estableció en la unidad ya que previamente se pasa la señal por un adaptador de nivel de 0-5V para manejar el conversor A/D.



De los diagrama de Bode resultantes se ve una ganancia plana en el ancho de banda especificado.

## IMPLEMENTACION DE CODIGO

De la Web se extrajo el siguiente código para la implementación del filtro digital y se adaptaron las longitudes de los vectores a los coeficientes obtenidos

```
float DigFil(invar, initval, setic)
float invar, initval; int setic;

{
    float sumnum, sumden; int i;
    static float delay[3] = {0.0,0.0,0.0};
    static float znum[3] = {
        .1176,
        .2352,
        .1176
    };
    static float zden[2] = {
        .2942,
        -.8239
    };
    if (setic==1){
        for (i=0;i<=2;i++) delay[i] = initval;
        return initval;
    }
    else{
        sumden=0.0;
        sumnum=0.0;
        for (i=0;i<=1;i++){
            delay[i] = delay[i+1];
            sumden += delay[i]*zden[i];
            sumnum += delay[i]*znum[i];
        }
        delay[2] = invar-sumden;
        sumnum += delay[2]*znum[2];
        return sumnum;
    }
}
```

Esencialmente el código almacena las muestras mientras van llegando en el vector *delay* posteriormente va calculando el resultado multiplicando los coeficientes con el valor de las muestras almacenadas.

Las variables *initval* y *setic*, se utilizan para inicializar el filtro en un valor. Y sólo es posible si *setic=1*

## **COMUNICACIÓN CON LA PC**

Originalmente se ideó la comunicación mediante el puerto paralelo en modo EPP. En este modo el puerto puede llegar a una velocidad de 1.5 MB/s. En el material investigado existía un fragmento de código en el cual se verificaba que el puerto efectivamente estuviera trabajando en ese modo.

Surgió el inconveniente de que en ningún hardware probado, e incluso bajo DOS o Windows el puerto efectivamente estaba en ese modo. Incluso estando correctamente configurado desde la BIOS y escribiendo directamente sobre los registros del controlador para forzar el modo no se logró habilitar el puerto.

Por este motivo se decidió utilizar el puerto de comunicación serie a máxima velocidad 112500kb/s. El primer inconveniente que se encontró fue que bajo DOS, sistema operativo elegido para el proyecto, solo se logra una velocidad máxima de 9600kb/s. esto debido a las limitaciones del hardware de la época, aunque el hardware avanzó para lograr los 115200kb/s.

Nos vimos obligados a buscar unas librerías para la utilización del puerto en la velocidad deseada bajo DOS.

El segundo inconveniente que surgió fue que de los 4 tipos de chip de USART (controladores de puerto serie) solo se pudo usar con un tipo, siendo este el último modelo. Esto resultó extraño, ya que los controladores son compatibles hacia atrás y esta librería debería ser compatible con todos los modelos.

Nuevamente una rutina de inicialización no nos permitió utilizar el puerto, hasta que se encontró el hardware adecuado.

## **INTERFAZ GRAFICA**

La interfaz gráfica se implementó utilizando las librerías VESA.H, no siendo otra cosa que interrupciones definidas de la BIOS, de fácil comprobación, abriendo el archivo cabecera.

Se utilizó una resolución de 1024 x 768 píxeles calculando observar, a una frecuencia cardíaca de 100 latidos por minutos, al menos 3 complejos QRS.

## **PROGRAMA PRINCIPAL**

El programa principal no reviste gran complejidad, ya que consta de un solo bucle principal.

La primera acción es inicializar el puerto serie con la comprobación del chip USART. Seguido se inicializa el modo gráfico en la resolución deseada y posteriormente se inicializan los filtros digitales con el valor cero.

Pasado este punto se entra en el bucle, en el cual la PC pide el dato al microcontrolador. Este inicializa la tarea de conversión y envía el dato vía serie a 115200 kb/s. Este dato es introducido a los filtros y una vez procesada la muestra se utiliza un escalado para la mejor visualización en alto de la señal.

Una vez que se muestra el punto el bucle comienza de nuevo. Antes de mostrar un nuevo punto una línea vertical negra borra el punto previamente escrito logrando así el efecto de barrido.

Como condición se tiene que al llegar a las 1024 muestras se comienza a mostrar nuevamente desde el píxel cero, con una línea vertical borrando los datos previamente dibujados.

Los filtros al ser de orden 2 se utilizaron en cascada aumentando así el orden total del filtrado.

## RESULTADOS DE LAS PRUEBAS

En el primer prototipo se usaron filtros analógicos, dejando a la PC sólo la tarea de adquirir y mostrar la imagen. Como se mencionó más arriba este prototipo fue descartado ya que con el mejor ajuste apenas se podía ver el complejo QRS embebido en ruido.

Posteriormente se utilizaron electrodos de mejor calidad, cables blindados y un nuevo diseño de la etapa de adquisición, con el amplificador de instrumentación integrado.

Con estos cambios se logró una señal mucho más limpia. Aquí se llegó a distinguir bien el complejo QRS, pero las demás ondas que son de menor amplitud y menor frecuencia se ven afectadas por interferencia, notablemente menor que en el primer caso.

Adicionalmente se utilizó un filtro de línea para lograr reducir aun más las interferencias.

Originalmente se había optado por el puerto paralelo, como medio de comunicación entre el microcontrolador y la PC, por su alta velocidad. Este fue descartado, por inconvenientes en la programación del hardware correspondiente, y reemplazado por el puerto de comunicaciones serie. El puerto seleccionado respondió adecuadamente una vez sorteados los problemas de compatibilidades entre las librerías y los chips USART.

Se vio también las ventajas del filtrado digital ya que nos permitió jugar con ciertos parámetros como el Q y el orden de los filtros. Una vez fijados estos parámetros se obtuvo una señal bastante limpia comparable a la de un monitor comercial.

## ENSAYO DE SEGURIDAD ELÉCTRICA

Durante el desarrollo de nuestro proyecto y como fue mencionado anteriormente, vimos que la seguridad eléctrica en los equipos electromédicos es de gran importancia. Mas aun, durante los últimos tiempos se está haciendo gran énfasis en todas las establecimientos relacionados con la salud sobre este tema, incluyendo capacitación a personal, ensayo preventivo a los equipos e incluso se está empezando a obligar a los establecimientos relacionados con la salud mediante leyes a verificar sus equipos. Por este motivo, nos pareció como un complemento importante al proyecto intentar realizar algunas mediciones a nuestro proyecto. Si bien las mediciones que estuvieron a nuestro alcance son mínimas (por motivos económicos, instrumentales, etc.) A continuación se detallan algunas mediciones que se lograron realizar y que nos parecieron apropiadas para completar el desarrollo de nuestro proyecto:

Corriente de fuga en condición normal		
Tensión de red asignada : 220V		
Medición de la corriente de fuga	Máximo permitido	Valor medido
Corriente de fuga a tierra	0.5	0.03
Corriente de fuga a través de la envoltura	0.1	0.03

Corriente de fuga en condición de primer defecto		
Tensión de red asignada : 220V		
Medición de la corriente de fuga	Máximo permitido	Valor medido
Corriente de fuga a tierra	1	0.04
Corriente de fuga a través de la envoltura	0.5	0.04

Para la medición de las corrientes primero se conectó nuestro equipo a la red tal cual se hace en su funcionamiento normal y luego con un tester se tomaron mediciones de corriente.

Para la medición de corriente a través de envoltura se toman mediciones en diferentes partes de la carcasa, especialmente en conectores, pulsadores, etc. que si circulara una corriente significativa por ellos puede ser perjudicial para el usuario. Para la corriente de fuga a tierra se verifica si hay corrientes que van a tierra.

En cuanto a las mediciones de las corrientes en primer defecto, se procede de la misma manera que lo explicado anteriormente pero se busca una condición de defecto al conectarlo, que puede ser, por ejemplo, que se corte el conductor neutro o la fase.

## **CONCLUSIONES**

Se vio la flexibilidad de los filtros digitales, ya que permiten hacer ajustes sin cambiar el hardware disponible. Esto abre la posibilidad de implementar distintos tipos de filtrado según la situación lo requiera. Por ejemplo: si se está monitorizando un paciente en quirófano, existen ciertos equipos que provocan interferencia en la señal de ECG, como los electrobisturíes. O en cambio si se quiere monitorizar con un poco más de fidelidad para detectar desniveles en el segmento ST.

En estas circunstancias particulares el monitor debe adaptarse a su entorno. La realización de este cambio es mucho más fácil de implementar con los filtros digitales, que con los analógicos, abaratando mucho el costo de fabricación. Esta tecnología está actualmente en uso en los monitores más modernos.

También del código implementado, se observó la fácil implementación del filtrado digital en sistemas embebidos, esto trae aparejado, en los electrocardiógrafos, un menor tamaño, mayor autonomía, mayor fidelidad, e implementación de detección de arritmias. Es un código bastante compacto y apto para correr en los actuales DSP.

Con respecto a la utilización de la PC, si bien se usó una PC de escritorio común, del año 1997, esta probó ser una gran base para el desarrollo de monitores multiparamétricos. Ya que con esta PC con 32 MB de memoria Ram y un procesador Pentium de 233MHz el programa corrió sin ningún problema, con un resto importantes de recursos sin utilizar.

Esta solución ha sido adoptada por los fabricantes nacionales de monitores en los 90 y en la actualidad dada su gran versatilidad.

Se nombro la importancia de las medidas de seguridad eléctrica en los sistemas biomédicos, priorizando la seguridad del paciente.



**ANEXOS:****LISTADOS DE PROGRAMAS****CODIGO EN MATLAB:**

```
%Pasa Bajos 150 hz
H = tf([8.883e5],[1 1333 8.883e5])
Hd = c2d(H,0.001,'tustin')

%Pasa Altos 0.05Hz

H1 = tf([1 0 0],[1 0.4443 9.87e-2])
H1d = c2d(H1,0.001,'tustin')

% Notch 50Hz
H2 = tf([1 0 1.974e5 0 9.741e9],[1 8.886 1.974e5 8.77e5 9.741e9])
H2d = c2d(H2,0.001,'tustin')
```

**RESULTADOS:**

```
% Notch 50Hz
Transfer function:
      888300
-----
s^2 + 1333 s + 888300
```

```
Transfer function:
0.1176 z^2 + 0.2352 z + 0.1176
-----
      z^2 - 0.8238 z + 0.2942
```

```
%Pasa Altos 0.05Hz
Transfer function:
      s^2
-----
s^2 + 0.4443 s + 0.0987
```

```
Transfer function:
z^2 - 2 z + 0.9998
-----
z^2 - 2 z + 0.9996
```

```
%Pasa Bajos 150 hz
Transfer function:
      s^4 + 197400 s^2 + 9.741e009
-----
s^4 + 8.886 s^3 + 197400 s^2 + 877000 s + 9.741e009
```

```
Transfer function:
0.9957 z^4 - 3.791 z^3 + 5.6 z^2 - 3.791 z + 0.9957
-----
      z^4 - 3.799 z^3 + 5.6 z^2 - 3.783 z + 0.9914
```

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

**CODIGO EN C, PROGRAMA PRINCIPAL:**

```

#include<dos.h>
#include<INTS.h>
#include<VESALIB.h>
#include"rs232.c"
#include"pa.c"
#include"pb.c"
#include"notch.c"
#define BUF_SIZ 1024U
char *in_buf,*out_buf;
long double pb(long double invar,long double  initvar, int setic);
long double pa(long double invar,long double  initvar, int setic);
long double notch(long double invar,long double initvar, int setic);

void main(void)
{
    int punt[2],punt2[2];
    int resu=0,resul=0,b,i,Tmuestra;

    char buf1[BUF_SIZ],buf2[BUF_SIZ],in_lin[BUF_SIZ];
    int a,pto0;

    in_buf = buf1;
    out_buf = buf2;

    rs_close();
    a=rs_initport(RS_PORT2,RS_B115K,'N',RS_DBIT8,RS_SBIT1,
        BUF_SIZ,in_buf,BUF_SIZ,out_buf);
    SetVideoMode(3);

    if( !SetSVGAVideoMode( v1024x768x256, 1024 , 768 ) )
    {SetVideoMode(3);
    printf("\r\nError inicializando modo VESA...\r\n");
    return;
    }

    while(!kbhit())
    {
        if (a>=1024)
        {
            a=0;
        }
        rs_sndbyt('A');
        punt[0]=rs_getbyt();
        punt[1]=rs_getbyt();
        resu=((punt[0]<<8)&0x0300)|(punt[1]&0x00ff);

        resul=resu;
        resu=pa(pb(pa(notch(notch(resu,0,0),0,0),0,0),0,0),0,0);
        SVGAPutPixel(a,(resul/2)+468,70);
        SVGALine(a-1,pto0,a,(resu/2)+300,15);
        pto0=(resu/2 )+300;
        SVGAPutPixel(a,100,15);
        SVGAPutPixel(a,300,60);
        SVGAPutPixel(a,500,15);
        SVGALine(a+1,0,a+1,768,0);
        a++;
    }
}

```

```
    getch();
    rs_close();
    SetVideoMode(3);
    clrscr();
    return ;
}
```

**CODIGO EN C, FILTROS:****FILTRO NOTCH NOTCH.C:**

```
float notch(invar, initval, setic)
float invar, initval; int setic;

{
    float sumnum, sumden; int i;
    static float delay[5] = {0.0,0.0,0.0,0.0,0.0};
    static float znum[5] = {
        .9957,
        -3.791,
        5.6,
        -3.791,
        .9957
    };
    static float zden[4] = {
        .9914,
        -3.783,
        5.6,
        -3.799
    };
    if (setic==1){
        for (i=0;i<=4;i++) delay[i] = 108.3*initval;
        return initval;
    }
    else{
        sumden=0.0;
        sumnum=0.0;
        for (i=0;i<=3;i++){
            delay[i] = delay[i+1];
            sumden += delay[i]*zden[i];
            sumnum += delay[i]*znum[i];
        }
        delay[4] = invar-sumden;
        sumnum += delay[4]*znum[4];
        return sumnum;
    }
}
```

**CODIGO EN C, FILTROS:**

**FILTRO PASA BAJOS PB.C:**

```
float pb(invar, initval, setic)
float invar, initval; int setic;

{
    float sumnum, sumden; int i;
    static float delay[3] = {0.0,0.0,0.0};
    static float znum[3] = {
        .1176,
        .2352,
        .1176
    };
    static float zden[2] = {
        .2942,
        -.8239
    };
    if (setic==1){
        for (i=0;i<=2;i++) delay[i] = 2.126*initval;
        return initval;
    }
    else{
        sumden=0.0;
        sumnum=0.0;
        for (i=0;i<=1;i++){
            delay[i] = delay[i+1];
            sumden += delay[i]*zden[i];
            sumnum += delay[i]*znum[i];
        }
        delay[2] = invar-sumden;
        sumnum += delay[2]*znum[2];
        return sumnum;
    }
}
```

**CODIGO EN C, FILTROS:****FILTRO PASA ALTOS PA.C:**

```
float pa(invar, initval, setic)
float invar, initval; int setic;

{
    float sumnum, sumden; int i;
    static float delay[3] = {0.0,0.0,0.0};
    static float znum[3] = {
        .9998,
        -2.,
        .9998
    };
    static float zden[2] = {
        .9996,
        -2.
    };
    if (setic==1){
        for (i=0;i<=2;i++) delay[i] = 1.013e+07*(invar-initval);
        return initval;
    }
    else{
        sumden=0.0;
        sumnum=0.0;
        for (i=0;i<=1;i++){
            delay[i] = delay[i+1];
            sumden += delay[i]*zden[i];
            sumnum += delay[i]*znum[i];
        }
        delay[2] = invar-sumden;
        sumnum += delay[2]*znum[2];
        return sumnum;
    }
}
```

## HOJAS DE DATOS

Low Cost Low Power  
Instrumentation Amplifier

AD620

## FEATURES

## Easy to use

- Gain set with one external resistor  
(Gain range 1 to 10,000)
- Wide power supply range ( $\pm 2.3$  V to  $\pm 18$  V)
- Higher performance than 3 op amp IA designs
- Available in 8-lead DIP and SOIC packaging
- Low power, 1.3 mA max supply current

## Excellent dc performance (B grade)

- 50  $\mu$ V max, input offset voltage
- 0.6  $\mu$ V/ $^{\circ}$ C max, input offset drift
- 1.0 nA max, input bias current
- 100 dB min common-mode rejection ratio ( $G = 10$ )

## Low noise

- 9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$  @ 1 kHz, input voltage noise
- 0.28  $\mu$ V p-p noise (0.1 Hz to 10 Hz)

## Excellent ac specifications

- 120 kHz bandwidth ( $G = 100$ )
- 15  $\mu$ s settling time to 0.01%

## APPLICATIONS

- Weigh scales
- ECG and medical instrumentation
- Transducer interface
- Data acquisition systems
- Industrial process controls
- Battery-powered and portable equipment

## CONNECTION DIAGRAM

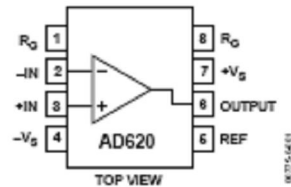


Figure 1. 8-Lead PDIP (N), CERDIP (Q), and SOIC (R) Packages

## PRODUCT DESCRIPTION

The AD620 is a low cost, high accuracy instrumentation amplifier that requires only one external resistor to set gains of 1 to 10,000. Furthermore, the AD620 features 8-lead SOIC and DIP packaging that is smaller than discrete designs and offers lower power (only 1.3 mA max supply current), making it a good fit for battery-powered, portable (or remote) applications.

The AD620, with its high accuracy of 40 ppm maximum nonlinearity, low offset voltage of 50  $\mu$ V max, and offset drift of 0.6  $\mu$ V/ $^{\circ}$ C max, is ideal for use in precision data acquisition systems, such as weigh scales and transducer interfaces. Furthermore, the low noise, low input bias current, and low power of the AD620 make it well suited for medical applications, such as ECG and noninvasive blood pressure monitors.

The low input bias current of 1.0 nA max is made possible with the use of SuperBeta processing in the input stage. The AD620 works well as a preamplifier due to its low input voltage noise of 9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$  at 1 kHz, 0.28  $\mu$ V p-p in the 0.1 Hz to 10 Hz band, and 0.1 pA/ $\sqrt{\text{Hz}}$  input current noise. Also, the AD620 is well suited for multiplexed applications with its settling time of 15  $\mu$ s to 0.01%, and its cost is low enough to enable designs with one in-amp per channel.

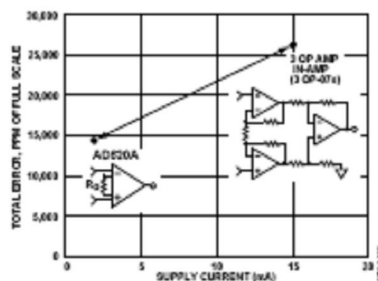


Figure 2. Three Op Amp IA Designs vs. AD620

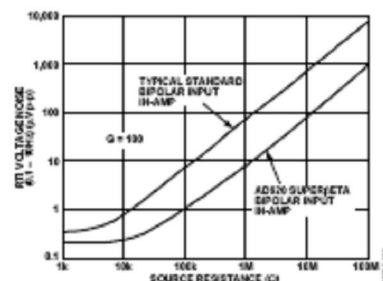


Figure 3. Total Voltage Noise vs. Source Resistance

## REV. G

Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties that may result from its use. Specifications subject to change without notice. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices. Trademarks and registered trademarks are the property of their respective owners.

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.  
Tel: 781.329.4700 [www.analog.com](http://www.analog.com)  
Fax: 781.326.8703 © 2004 Analog Devices, Inc. All rights reserved.



## High CMR Isolation Amplifiers

### Technical Data

HCPL-7800  
HCPL-7800A  
HCPL-7800B

#### Features

- 15 kV/ $\mu$ s Common-Mode Rejection at  $V_{CM} = 1000$  V\*
- Compact, Auto-Insertable Standard 8-pin DIP Package
- 4.6  $\mu$ V/ $^{\circ}$ C Offset Drift vs. Temperature
- 0.9 mV Input Offset Voltage
- 85 kHz Bandwidth
- 0.1% Nonlinearity
- Worldwide Safety Approval: UL 1577 (3750 V rms/1 min), VDE 884 and CSA
- Advanced Sigma-Delta ( $\Sigma\Delta$ ) A/D Converter Technology
- Fully Differential Circuit Topology
- 1  $\mu$ m CMOS IC Technology

#### Applications

- Motor Phase Current Sensing
- General Purpose Current Sensing
- High-Voltage Power Source Voltage Monitoring

\*The terms common-mode rejection (CMR) and isolation-mode rejection (IMR) are used interchangeably throughout this data sheet.

- Switch-Mode Power Supply Signal Isolation
- General Purpose Analog Signal Isolation
- Transducer Isolation

#### Description

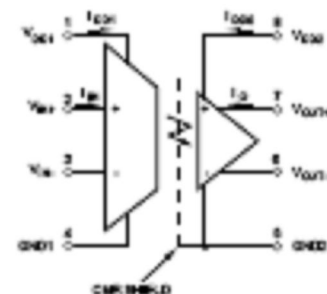
The HCPL-7800 high CMR isolation amplifier provides a unique combination of features ideally suited for motor control circuit designers. The product provides the precision and stability needed to accurately monitor motor current in high-noise motor control environments, providing for smoother control (less "torque ripple") in various types of motor control applications.

This product paves the way for a smaller, lighter, easier to produce, high noise rejection, low cost solution to motor current sensing. The product can also be used for general analog signal isolation applications requiring high accuracy, stability and linearity under similarly severe noise conditions. For general

applications, we recommend the HCPL-7800 which exhibits a part-to-part gain tolerance of  $\pm 5\%$ . For precision applications, HP offers the HCPL-7800A and HCPL-7800B, each with part-to-part gain tolerances of  $\pm 1\%$ .

The HCPL-7800 utilizes sigma-delta ( $\Sigma\Delta$ ) analog-to-digital converter technology, chopper stabilized amplifiers, and a fully differential circuit topology fabricated using HP's 1  $\mu$ m CMOS IC process. The part also couples our high-efficiency, high-speed AlGaAs LED to a high-speed, noise-shielded detector

#### Functional Diagram



**CAUTION:** It is advised that normal static precautions be taken in handling and assembly of this component to prevent damage and/or degradation which may be induced by ESD.

**Features****Unregulated Converters**

- Dual Output from a Single Input Rail
- Power Sharing on Output
- Industry Standard Pinout
- 1kVDC & 2kVDC Isolation
- Optional Continuous Short Circuit Protected
- UL94V-0 Package Material
- Efficiency to 85%

**ECONOLINE**

DC/DC-Converter

**RB & RA Series****Selection Guide**

Part Number		Input Voltage	Output Voltage	Output Current	Efficiency
SIP 7	DIP 14	(2kV)	(VDC)	(mA)	(%)
RB-xx1.8S	RA-xx1.8S (H)	1.8, 3.3, 5, 9, 12, 15, 24	1.8	555	70
RB-xx3.3S	RA-xx3.3S (H)	1.8, 3.3, 5, 9, 12, 15, 24	3.3	303	75
RB-xx05S	RA-xx05S (H)	1.8, 3.3, 5, 9, 12, 15, 24	5	200	70-78
RB-xx09S	RA-xx09S (H)	1.8, 3.3, 5, 9, 12, 15, 24	9	111	70-78
RB-xx12S	RA-xx12S (H)	1.8, 3.3, 5, 9, 12, 15, 24	12	84	78-80
RB-xx15S	RA-xx15S (H)	1.8, 3.3, 5, 9, 12, 15, 24	15	66	80-84
RB-xx24S	RA-xx24S (H)	1.8, 3.3, 5, 9, 12, 15, 24	24	42	74-85
RB-xx1.8D	RA-xx1.8D (H)	1.8, 3.3, 5, 9, 12, 15, 24	±1.8	±278	70
RB-xx3.3D	RA-xx3.3D (H)	1.8, 3.3, 5, 9, 12, 15, 24	±3.3	±152	70
RB-xx05D	RA-xx05D (H)	1.8, 3.3, 5, 9, 12, 15, 24	±5	±100	70-78
RB-xx09D	RA-xx09D (H)	1.8, 3.3, 5, 9, 12, 15, 24	±9	±56	76-79
RB-xx12D	RA-xx12D (H)	1.8, 3.3, 5, 9, 12, 15, 24	±12	±42	78-82
RB-xx15D	RA-xx15D (H)	1.8, 3.3, 5, 9, 12, 15, 24	±15	±33	80-84
RB-xx24D	RA-xx24D (H)	1.8, 3.3, 5, 9, 12, 15, 24	±24	±21	80-84

xx = Input Voltage

\* add Suffix "P" for Continuous Short Circuit Protection, e.g. RB-0505S/P, RB-0505S/HP

**Specifications (Core Operating Area)**

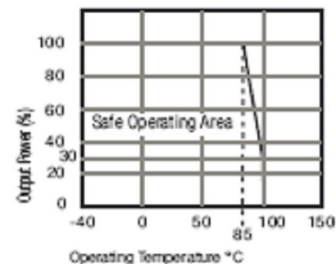
Input Voltage Range	±10%	
Output Voltage Accuracy	±5%	
Line Voltage Regulation	1.2%/1% of Vin typ.	
Load Voltage Regulation (10% to 100% full load)	1.8V, 3.3V output types	20% max.
	5V output type	15% max.
	9V, 12V, 15V, 24V output types	10% max.
Output Ripple and Noise (20MHz limited)	Single output types	100mVp-p max.
	Dual output types	±75mVp-p max.
Operating Frequency	50kHz min. / 100kHz typ. / 105kHz max.	
Efficiency at Full Load	70% min. / 80% typ.	
No Load Power Consumption	Single	101mW min. / 126mW typ. / 238mW max.
	Dual	87mW min. / 130mW typ. / 228mW max.
Isolation Voltage	(tested for 1 second)	1000VDC min.
Rated Working Voltage	(long term isolation)	see Application Notes
Isolation Voltage	H-Suffix (tested for 1 second)	2000VDC min.
Rated Working Voltage	H-Suffix (long term isolation)	see Application Notes
Isolation Capacitance	20pF min. / 75pF max.	
Isolation Resistance	10 GΩ min.	
Short Circuit Protection	1 Second	
P-Suffix	Continuous	
Operating Temperature Range (free air convection)	-40°C to +85°C (see Graph)	

continued on next page

## 1 Watt SIP7 & DIP14 Single & Dual Output

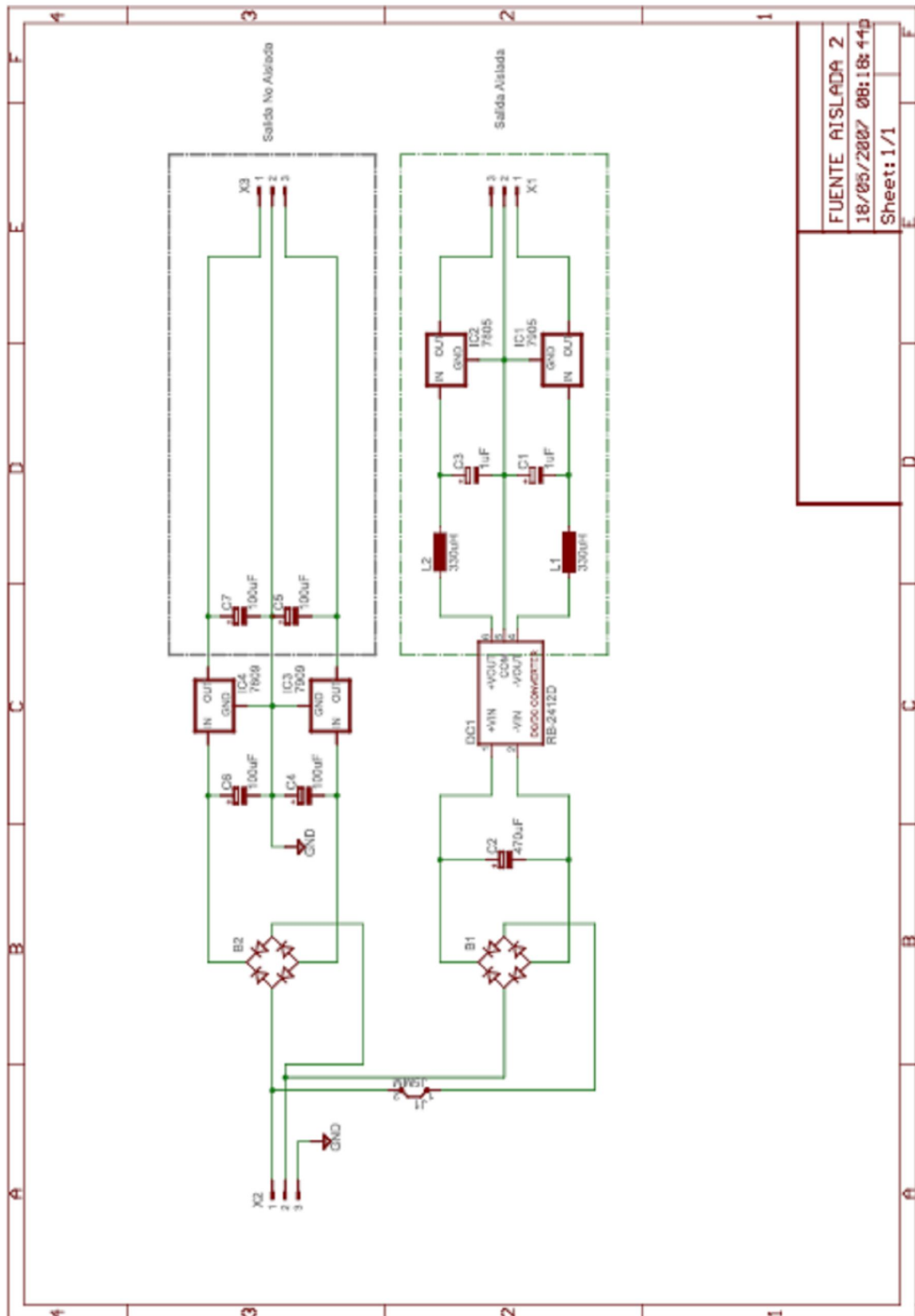


## Derating-Graph (Ambient Temperature)

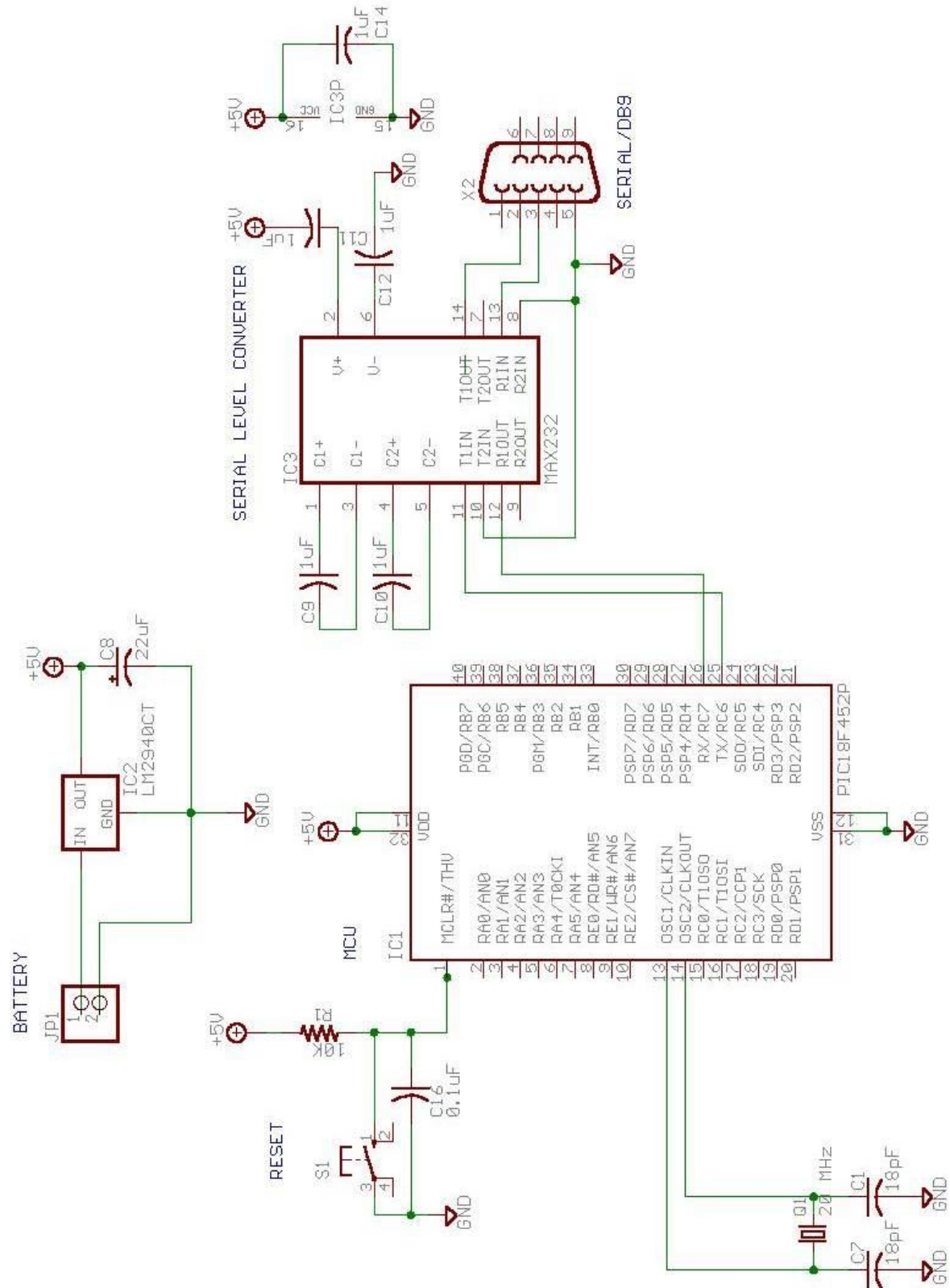




## ESQUEMATICOS

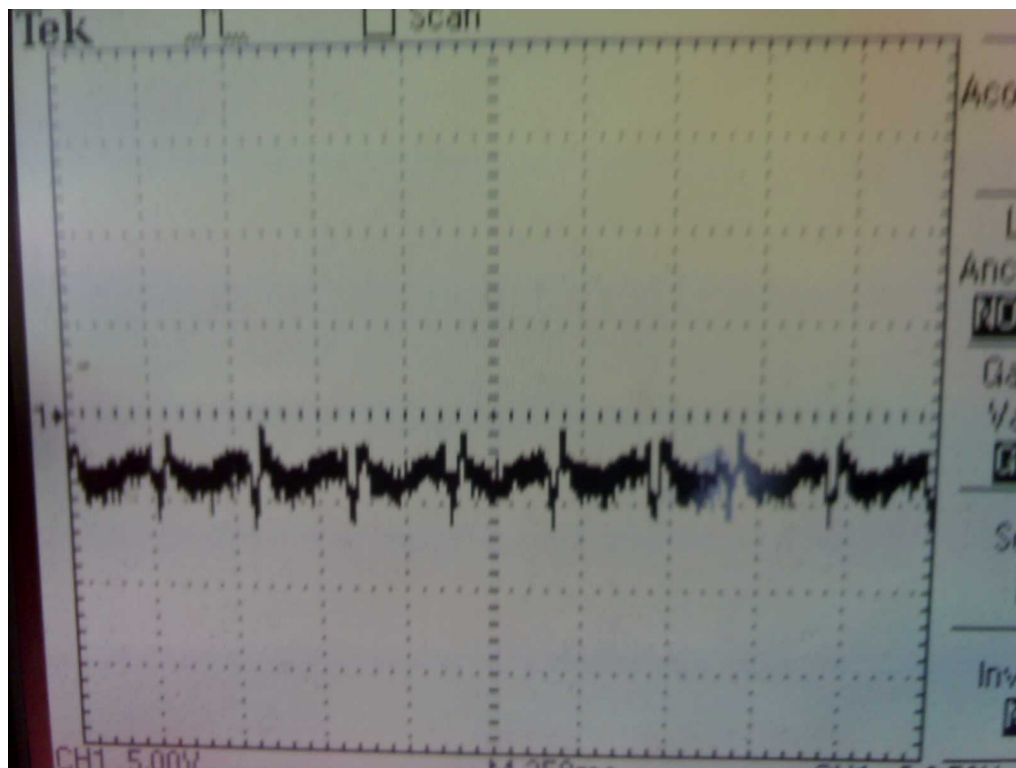
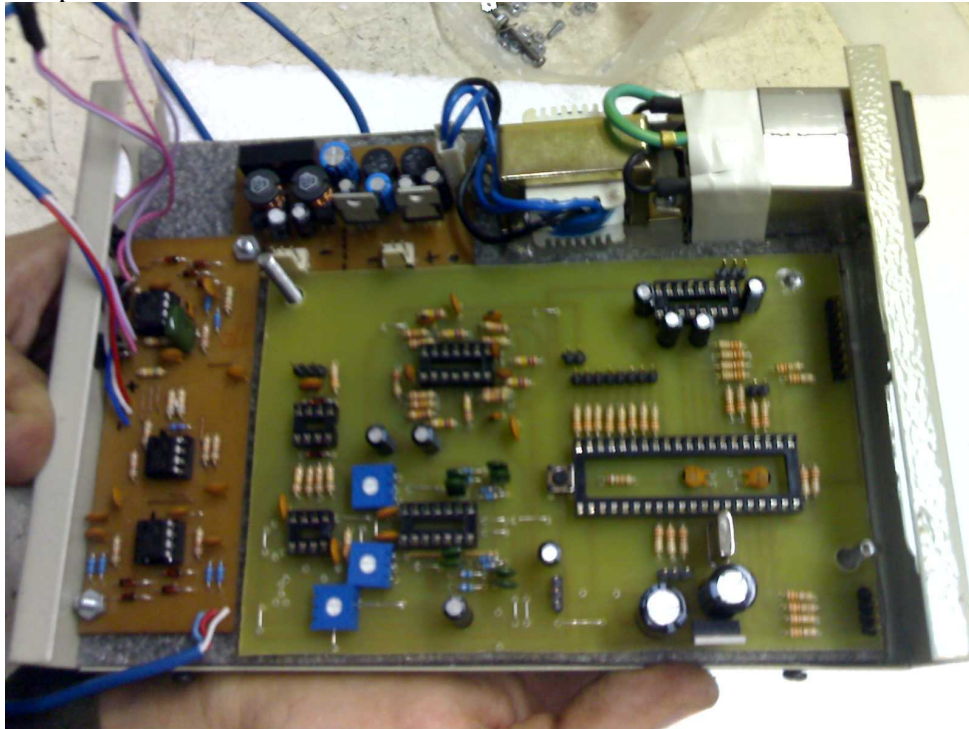






## FOTOS DEL PROTOTIPO

Primer Prototipo:





Segundo prototipo:

