



4. Diseño y Construcción del EEG

4 DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL EEG



4. Diseño y Construcción del EEG

4.1 Etapa de amplificación

En general las señales generadas por el cuerpo humano tienen amplitudes muy pequeñas, comprendidas entre $1\mu\text{V}$ y 100 mV , aunado a ello existen grandes niveles de interferencia y ruido asociado a las mismas. Estas señales requieren ser amplificadas para hacerlas compatibles con una variedad de dispositivos, como equipos de cómputo, display y convertidores A/D, y de esta manera también se pueden manipular y trabajar a nuestra conveniencia, en este caso, un electroencefalógrafo. Para ello existen algunas recomendaciones que se deben tener en cuenta:

- ✓ El proceso fisiológico que será monitorizado no debe ser modificado de ninguna forma alguna por el amplificador.
- ✓ La señal medida no debe estar distorsionada.
- ✓ El amplificador debe ofrecer una señal de salida limpia, es decir sin interferencias.
- ✓ El amplificador debe ofrecer protección al paciente de cualquier shock eléctrico.
- ✓ El amplificador debe tener una protección contra daños causados por altos voltajes de entrada, ya que estos están presentes durante el uso de desfibriladores o algún otro elemento como un mal diseño de la instalación eléctrica, que no sea de grado médico o un mal sistema de tierras, es decir, que su impedancia esté por arriba de los 10 ohms.

El amplificador más recomendable para este fin es el amplificador de instrumentación debido a que cumple con todas las especificaciones ya comentadas.



4. Diseño y Construcción del EEG

El amplificador de instrumentación ofrece el comportamiento más cercano a un amplificador ideal, la siguiente imagen muestra el símbolo del Amplificador de instrumentación (AI).

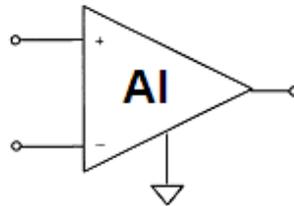


Fig. 4. Amplificador de instrumentación.

Los amplificadores de Instrumentación son amplificadores diferenciales que cumplen unos requisitos generales:

- Ganancia: seleccionable, estable, lineal.
- Entrada diferencial: con Razón de Rechazo en Modo Común (CMRR) alta.
- Error despreciable debido a las corrientes y tensiones de offset.
- Impedancia de entrada alta.
- Impedancia de salida baja

El circuito INA129 es el que mejor se adecua a nuestras necesidades ya que cuenta con un offset bajo, una corriente de bias mínima.

El circuito INA129 nos permite ajustar la amplificación a nuestra conveniencia simplemente modificando el valor de una resistencia llamada R_G como se muestra en la figura 5, de tal modo que no es necesario calibrar resistencias:



4. Diseño y Construcción del EEG

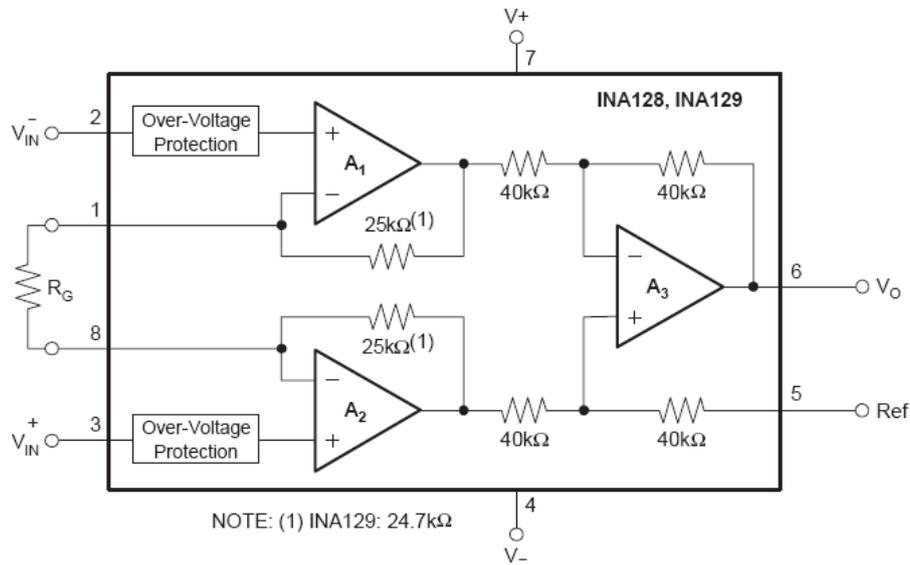


Fig. 5 INA129

En el diagrama se puede apreciar que el circuito integrado (CI) ya tiene un módulo de protección para sobre voltaje, antes de la amplificación.

Observar que R_G permite variar la ganancia sin afectar la razón de rechazo en modo común, detallando que las resistencias ya están calibradas y nuestros acoplamientos establecidos por el INA129, la ganancia se obtiene con la siguiente expresión:

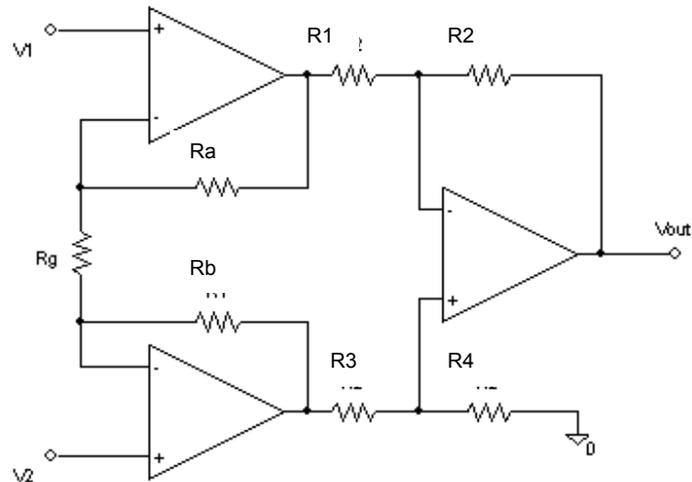
$$\text{INA129:}$$
$$G = 1 + \frac{49.4\text{k}\Omega}{R_G}$$



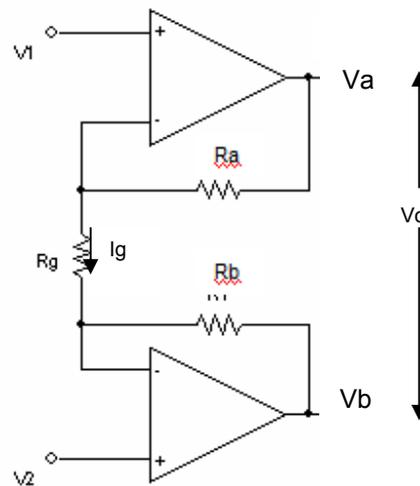
4. Diseño y Construcción del EEG

Análisis matemático.

Amplificador de Instrumentación: INA129



Se realiza el análisis de corriente en la resistencia R_g .



$$I_g = \frac{V_1 - V_2}{R_g} ; I_g = \frac{V_a - V_b}{R_a + R_g + R_b}$$



4. Diseño y Construcción del EEG

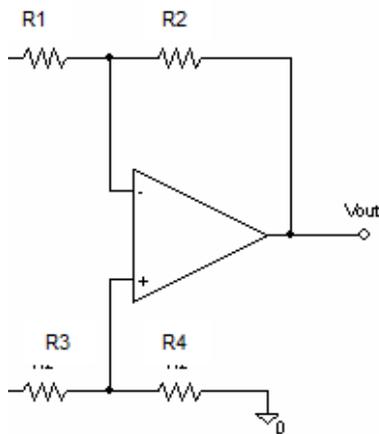
Para cumplir con una alta Razón de Rechazo en Modo Común, hacemos que $R_a=R_b=R$, entonces se igualan las ecuaciones.

$$\frac{V_1 - V_2}{R_g} = \frac{V_a - V_b}{2R + R_b}$$

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

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

Etapa diferencial



Obtenemos V_{out} , aplicando los valores al amplificador diferencial.

$$V_{out} = -\frac{R_2}{R_1} V_a + \frac{1 + \frac{R_2}{R_1}}{1 + \frac{R_3}{R_4}} V_b$$

Esta es la expresión general. Para una condición ideal en la que $R_1=R_3$ y $R_2=R_4$, se tiene:

$$V_{out} = -\frac{R_2}{R_1} (V_a - V_b)$$



4. Diseño y Construcción del EEG

Cómo $V_o = V_a - V_b$, entonces, el caso general:

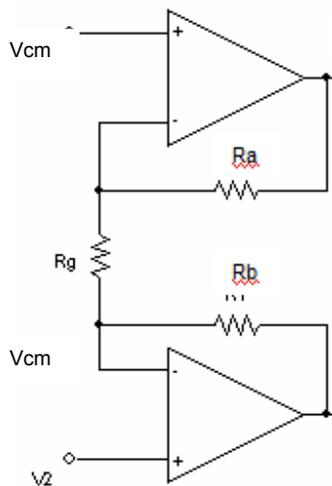
$$V_{out} = -\frac{R_2}{R_1} \left(1 + 2 \frac{R}{R_g} \right) (V_1 - V_2)$$

La ganancia:

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

Para calcular el CMRR se sabe que:

$$CMRR = \frac{G_d}{G_{cm}}$$



Se deduce que la tensión en V_1 y V_2 es la misma por lo que:

$$CMRR = \frac{G_d}{G_{cm}} = \frac{G_{d1} \cdot G_{d2}}{G_{cm2}} = G_{d1} * CMR_2$$



4. Diseño y Construcción del EEG

La etapa de amplificación está basada como anteriormente se mencionó en el circuito integrado INA129, ya que éste solo nos provee de una ganancia máxima igual a 1,000 se manejarán tres etapas adicionales de amplificación, las cuales serán amplificadores inversores, cabe señalar que estos amplificadores serán TL062, para lograr una ganancia igual a 1,000,000 con la finalidad de ver las señales neuronales en una escala de 0 a 0.5 volts, y así mismo esto servirá para poder realizar la comunicación con la computadora, ya que el muestreo de las señales tiene que estar en el orden de los volts para poder ser monitorizados y muestreadas por la computadora; de tal forma que las ganancias de las etapas quedarán de la siguiente manera:

- Amplificador de instrumentación: Para este amplificador se manejará una ganancia de 100, para que este no trabaje a su máxima potencia y vaya a introducir ruido en la señal a causa de la frecuencia que se maneja.

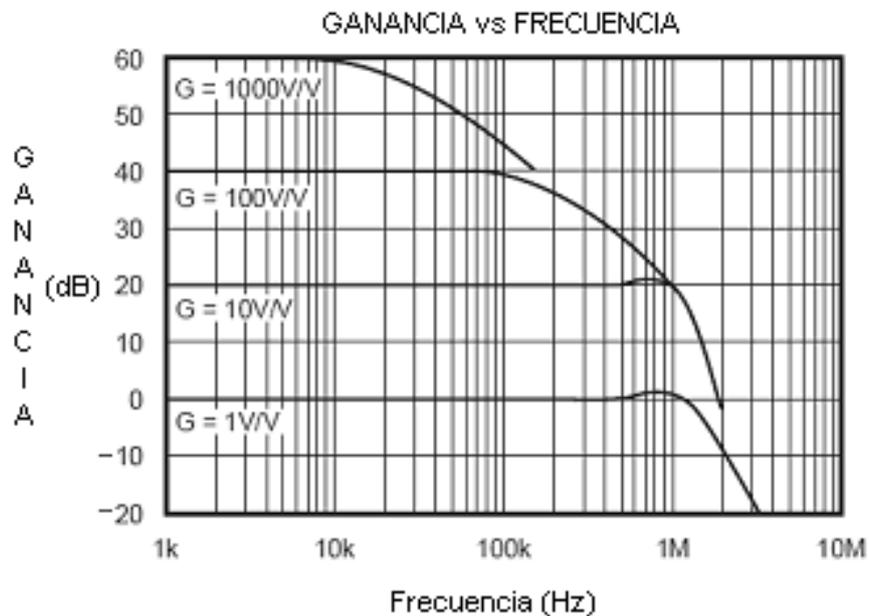


Fig. 6 Comportamiento del INA129



4. Diseño y Construcción del EEG

Se calculó con la siguiente expresión:

$$G = 1 + \frac{49.4K\Omega}{R_G}$$

$$100 = 1 + \frac{49.4K\Omega}{R_G}$$

$$R_G = \frac{49.4K\Omega}{99}$$

Por lo tanto el valor de la resistencia para el primer amplificador es de $R_G = 498.98\Omega$

- Post amplificadores inversores: En esta etapa se manejarán dos ganancias una de 100 para la segunda etapa y otra de 10 para la tercera y cuarta etapas, la finalidad de agregar una cuarta etapa es que la señal no quede invertida y se calculó de la siguiente manera:

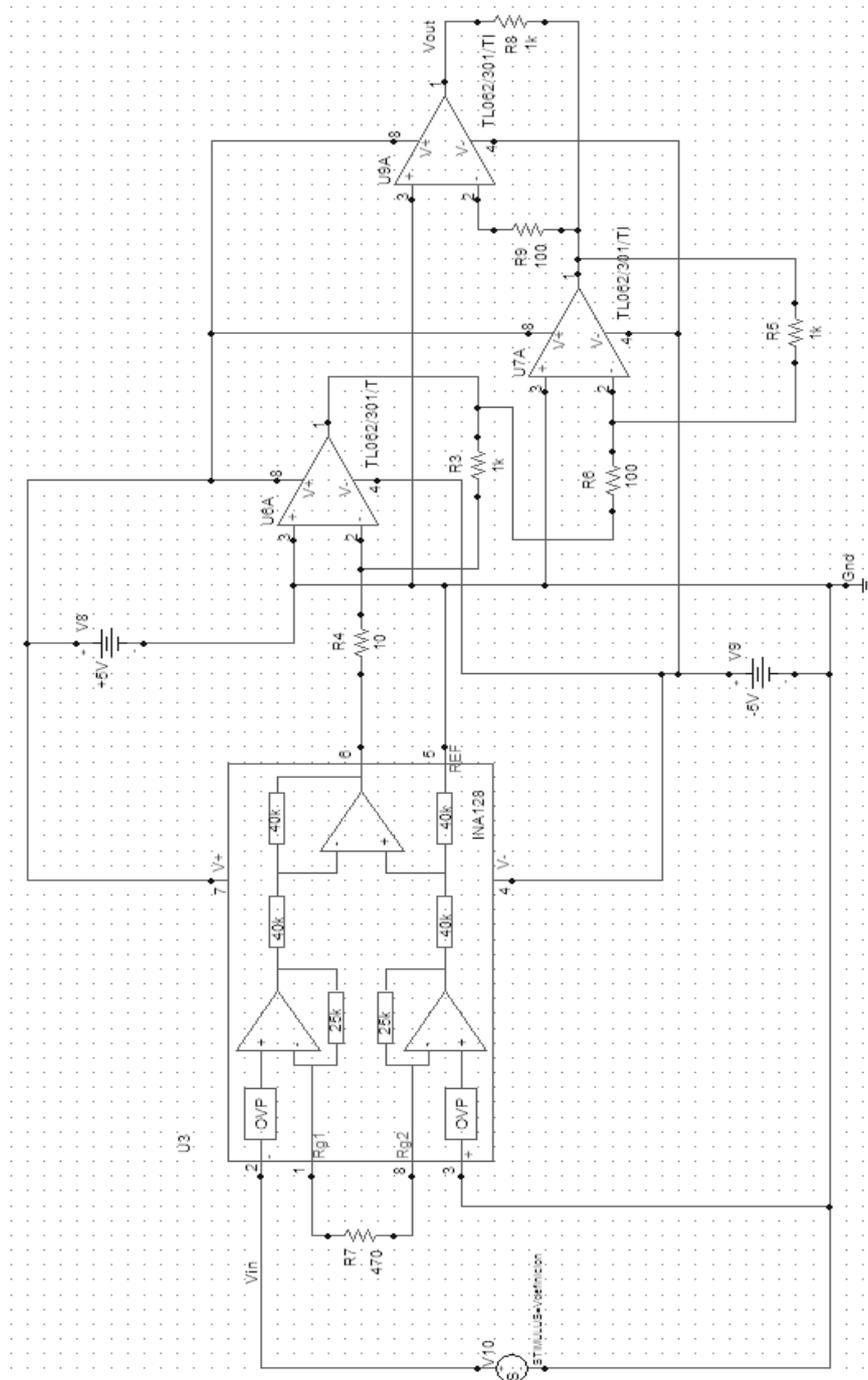
$$V_{out} = -V_{in} \frac{R_f}{R_{in}}$$

- Así que para la segunda etapa, con ganancia de 100, se utilizaron resistencias $R_f = 10\text{ k}\Omega$ y $R_{in} = 100\ \Omega$, lo que brinda una ganancia de 100.
- Y finalmente para la tercera y cuarta etapa, la ganancia de 10, se utilizaron resistencias $R_f = 1\text{ k}\Omega$ y $R_{in} = 100\ \Omega$, lo que nos brinda una ganancia de 10.

Ya teniendo las ganancias se realiza el cálculo de la ganancia total que es $100 \times 100 \times 10 \times 10 = 1,000,000$.



4. Diseño y Construcción del EEG





4. Diseño y Construcción del EEG

Fig. 7 Diseño de la etapa de amplificación

Una vez calculado, la simulación arroja lo siguiente:

Simulación

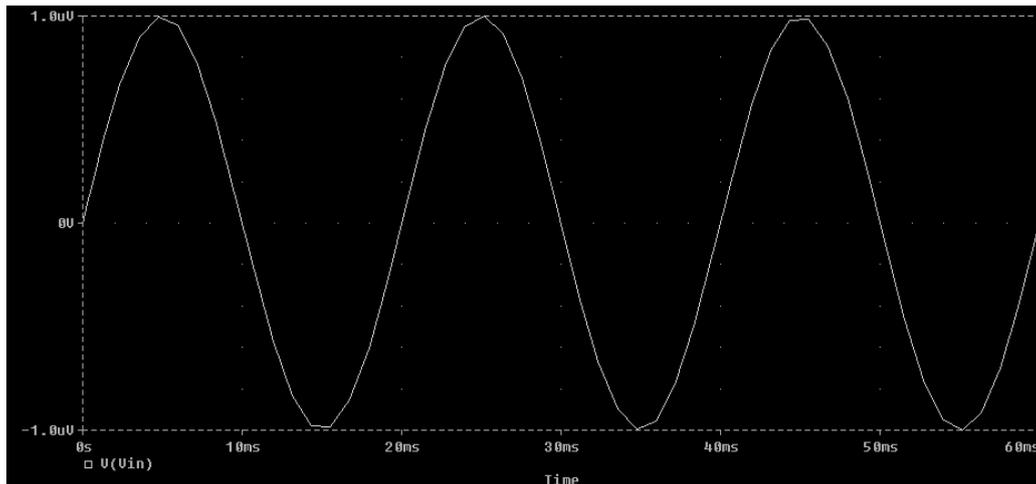


Fig. 8 Señal de entrada (V_{in}) = $2\mu V_{pp}@50Hz$

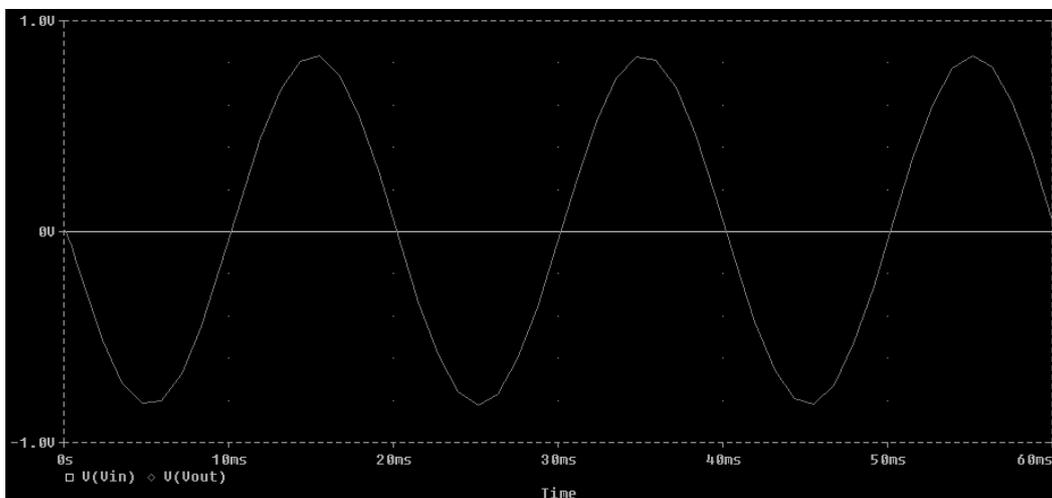


Fig. 9 Señal de salida (V_{out}) $\approx 1.6V_{pp}@50Hz$



4. Diseño y Construcción del EEG

4.2 Etapa de filtrado

Los filtros son de los elementos más utilizados en equipos eléctricos. Su función es separar y dejar pasar las señales presentes en ciertas bandas de frecuencia y bloquear las señales de otras bandas que no sean deseables. En general en un filtro eléctrico deben pasar, sin pérdidas, la energía en algunas frecuencias e introducir atenuación en otras.

Los electroencefalógrafos empleados en las clínicas y hospitales, se diseñan dentro de las frecuencias de importancia clínica, comprendidas entre los 0.1 y los 50 Hz; por lo tanto, para el modelo clínico, la frecuencia superior deberá estar limitada mediante un filtro pasa bajas, con una frecuencia de corte en los 50 Hz, sin embargo el diseño cuenta con una frecuencia de corte de 120 Hz para permitir a los neurólogos el estudio de la banda gamma. Para esto se utiliza el apoyo del amplificador, el cual proporciona impedancia de entrada alta por lo tanto corriente de entrada baja e impedancia de salida baja.

Para esta aplicación se han elegido filtros activos, ya que los filtros pasivos RLC presentan grandes inconvenientes prácticos para las bajas frecuencias. Esto se debe a que cuanto más baja es la frecuencia, más grandes, y deficientes son los inductores.

Otras ventajas de los filtros activos son:

1. Tamaño reducido.- Debido al empleo de Amplificadores Operacionales (AO) integrados, se reducen las dimensiones del circuito, siendo los capacitores (de mayor tamaño a menor frecuencia) los que generalmente fijan el tamaño del dispositivo.
2. Independencia entre etapas.- Permite la realización de filtros de cualquier orden, simplemente conectando en cascada etapas de primer y segundo orden; además cada etapa puede ser ajustada por separado.
3. Ganancia en la banda de paso.- Además de proveer rechazo para las frecuencias, no deseadas, amplifica las señales cuya frecuencia se encuentra en la banda de paso del filtro.
4. Costo reducido.- El costo del filtro lo determina el amplificador operacional.



4. Diseño y Construcción del EEG

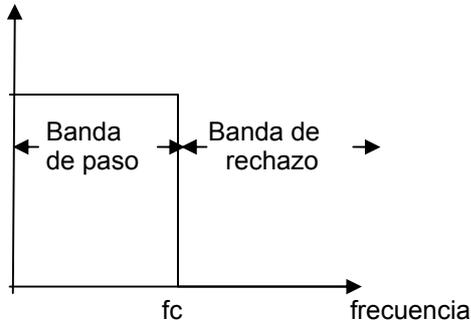
En el manejo de señales electroencefalográficas se tienen señales no periódicas y que hacen irreconocible la señal que verdaderamente se quiere estudiar, a esto se le conoce como ruido. Al amplificar es posible que se magnifiquen las señales biológicas a medida que se aumenta la amplificación. Esto quiere decir que al utilizar una máxima amplificación, señales demasiado pequeñas podrían ser detectadas. Cuando la señal biológica se encuentra en el nivel de una señal ruidosa o en el mismo nivel, ambas señales serán amplificadas por igual, perdiéndose el valor de la señal de interés. El nivel de ruido en la electroencefalografía, es un potencial generado por los amplificadores y también puede ser externo, y no debe exceder de $2\mu\text{V}$; este potencial se origina en la primera etapa de amplificación.

En el tratamiento de señales se debe tomar en cuenta que existen algunas frecuencias que no son deseadas. Se requiere eliminar señales que tengan valores de frecuencia que pudieran interferir y obstruir la exacta observación de las señales electroencefalográficas. Para éste propósito después de la etapa de amplificación utilizamos una etapa de filtrado en la que se empleó un filtro paso bajas y un filtro supresor de banda, esto por las características de las señales a tratar.



4. Diseño y Construcción del EEG

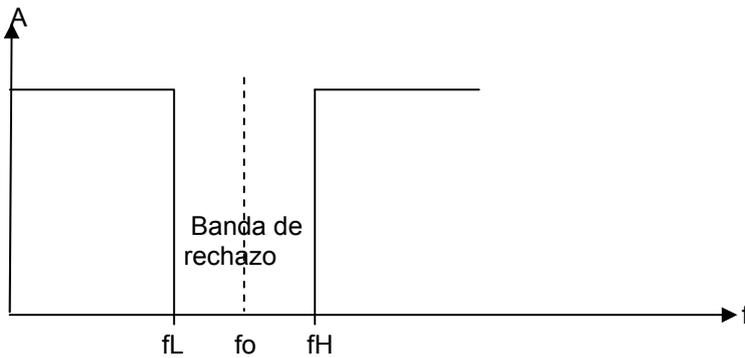
Filtro paso bajas
Amplitud



La respuesta en amplitud es

$$f(dB) = 20 \log_{10} \left(\frac{V_o}{V_i} \right)$$

Filtro Notch



f_o en función de Q , y la ganancia de banda de paso A_o , la respuesta del filtro notch en amplitud dB:

$$A_{dB} = A_o(dB) + 20 \log_{10} \left[\frac{1 - \left(\frac{fn}{fo} \right)^2}{\left(1 - \left(\frac{fn}{fo} \right)^2 \right)^2 + \left(\frac{fn}{Qfo} \right)^2} \right]$$

Donde

$$f_o = \frac{f_L + f_H}{2}; \quad f_L = \frac{-BW + \sqrt{BW^2 + 4f_o^2}}{2}; \quad f_H = f_L + BW$$

$$f_o = \sqrt{f_L f_H}, \text{ este ofrece un mejor promedio geométrico.}$$



4. Diseño y Construcción del EEG

$$Q = \frac{f_o}{BW}; BW = f_H - f_L$$

Por tanto:

$$Q = \frac{f_o}{f_H - f_L} = \frac{\sqrt{f_L f_H}}{f_H - f_L}$$

Filtro Butterworth

La respuesta en frecuencia generalmente:

$$A = \frac{A_{PB}}{\sqrt{1 + \left(\frac{fin}{fc}\right)^{2n}}} \quad \text{ó} \quad AdB = A_{PB}(dB) - 10 \log_{10} \left[1 + \left(\frac{fin}{fc}\right)^{2n} \right]$$

fin – frecuencia de entrada

fc - frecuencia de corte

A_{PB} - ganancia de voltaje

n – orden del filtro

Filtros de 2º orden.

Función de transferencia:

$$H(s) = \frac{P(s)}{1 + a_1 s + a_2 s^2}$$

P(s) depende del tipo de respuesta.

$$a_2 = \frac{1}{\omega_o^2} \quad ; \quad a_1 = \frac{2\zeta}{\omega_o}$$

Factor de calidad:

$$Q = \frac{1}{2\zeta} \quad ; \quad \text{por tanto} \quad a_1 = \frac{1}{Q\omega_o}$$

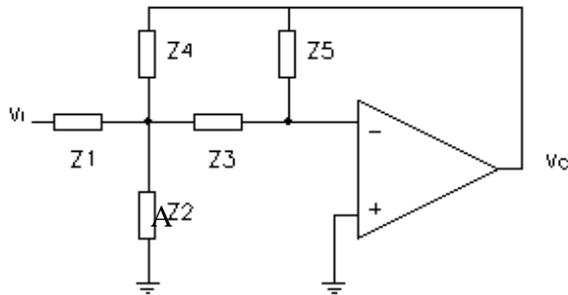


4. Diseño y Construcción del EEG

Para un filtro paso bajas:

$$H(s) = \frac{\omega\omega^2}{s^2 + \frac{\omega\omega}{Q}s + \omega\omega^2}$$

Tomamos en cuenta que utiliza la estructura:



Analizamos V' en el punto A:

$$V_o = IZ_5; I = \frac{V_o}{Z_5}$$

$$V' = -IZ_3 = -V_o \frac{Z_3}{Z_5}$$

Aplicamos Kirchhoff en el Punto A:

$$\frac{V_i - V'}{Z_1} + \frac{0 - V'}{Z_2} + \frac{V_o - V'}{Z_4} + \frac{V_o}{Z_5} = 0$$

Despejamos V_i

$$\frac{V_i}{Z_1} = -V_o \left(\frac{1}{Z_4} + \frac{1}{Z_5} \right) + V' \left(\frac{1}{Z_1} + \frac{1}{Z_2} + \frac{1}{Z_4} \right)$$



4. Diseño y Construcción del EEG

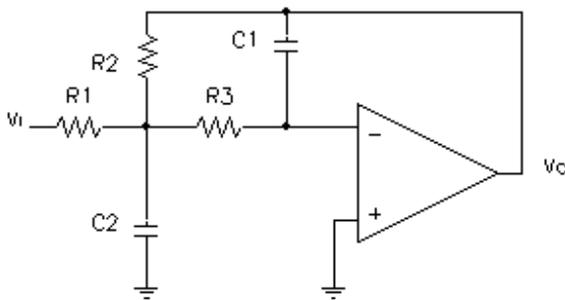
Usando V'

$$\frac{V_i}{Z_1} = -V_o \left(\frac{1}{Z_4} + \frac{1}{Z_5} \right) - V_o \frac{Z_3}{Z_5} \left(\frac{1}{Z_1} + \frac{1}{Z_2} + \frac{1}{Z_4} \right) = -V_o \left(\frac{1}{Z_4} + \frac{1}{Z_5} + \frac{Z_3}{Z_5} + \left(\frac{1}{Z_1} + \frac{1}{Z_2} + \frac{1}{Z_4} \right) \right)$$

Así la función de transferencia:

$$\frac{V_o}{V_i} = - \frac{\frac{1}{Z_1}}{\frac{1}{Z_4} + \frac{1}{Z_5} + \frac{Z_3}{Z_5} + \left(\frac{1}{Z_1} + \frac{1}{Z_2} + \frac{1}{Z_4} \right)}$$

Haciendo Z1, Z4 y Z3 resistencias y Z2, Z5 capacitores:



Tomando en cuenta que $Z_2 = \frac{1}{sC_2}$ y $Z_5 = \frac{1}{sC_5}$

$$\frac{V_o}{V_i} = - \frac{\frac{1}{R_1}}{\frac{1}{R_2} + sC_1 + R_3 sC_1 \left(\frac{1}{R_1} + sC_2 + \frac{1}{R_2} \right)} = - \frac{\frac{R_2}{R_1}}{1 + s \left(R_2 C_1 + \frac{R_2 R_3 C_1}{R_1} + R_3 C_1 \right) + s^2 (C_1 C_2 R_3 R_2)}$$

Para una ganancia unitaria $R_2=R_1$:

$$\frac{V_o}{V_i} = - \frac{1}{1 + sC_1(R_2 + 2R_3) + s^2 R_3 R_2 C_1 C_2}$$

Cómo $\frac{1}{\omega^2} = R^2 C_1 C_2$ si hacemos $C_1=C_2$



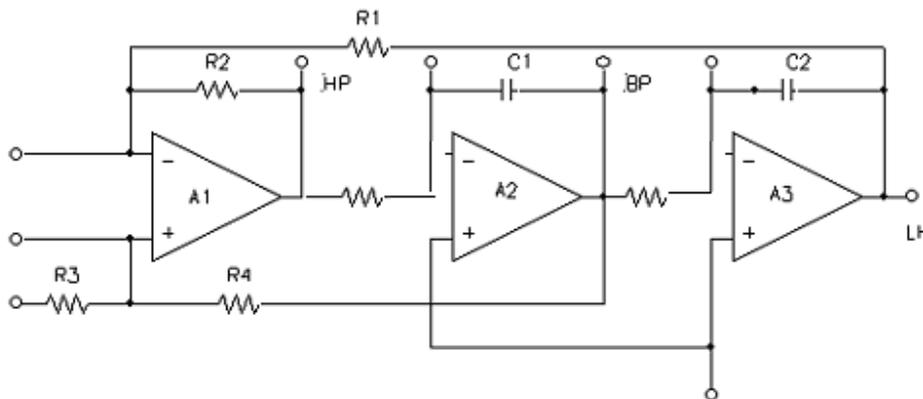
4. Diseño y Construcción del EEG

$$\frac{1}{\omega o^2} = R^2 C o^2; \text{ Obteniendo } R$$

$$R = \frac{1}{\omega C o}$$

Filtro Universal

Al conectar 3 amplificadores Operacionales, se puede tener un paso bajas de orden 2, paso altas y paso banda, con gran factor de calidad Q.



A1 es un Amplificador diferencial, A2 y A3 integradores.

En la etapa de filtrado se empleo el circuito integrado UAF42 de Texas Instruments, un filtro universal activo que dentro de las ventajas que brinda es que puede ser configurado de distintas formas para poder convertirlo en un filtro paso bajas, paso altas y paso bandas. Su configuración se basa en un amplificador inversor y dos integradores. En este circuito los integradores incluyen capacitores de 1000pF. Este tipo de arquitectura resuelve un problema que se presenta al diseñar filtros activos, que es obtener una tolerancia ajustada, y tener capacitores de baja pérdida.

Para este circuito

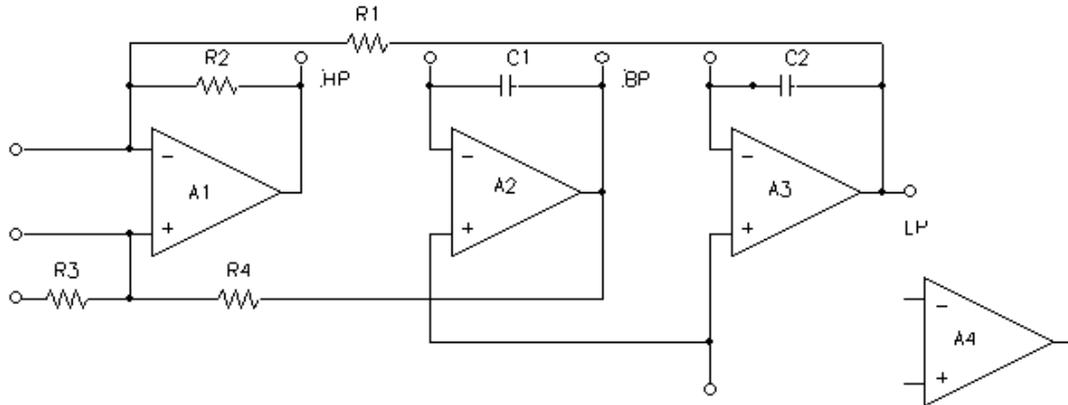
$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}; RA = (3Q - 1)R_3$$

Este filtro permite valores de Q muy altos, con buena estabilidad.

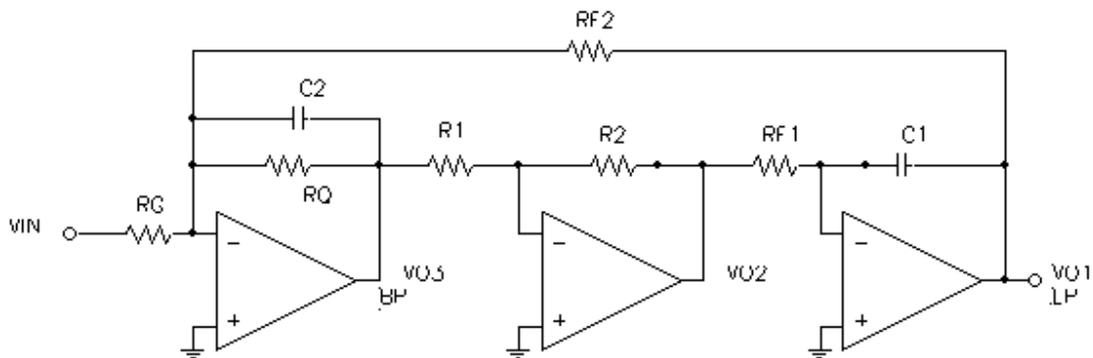


4. Diseño y Construcción del EEG

Filtro Universal: UAF42



Filtro paso bajas usando el UAF42



$$Vo_1 = -\frac{Vo_2}{sRF_1C_1}; \quad Vo_2 = -\frac{R_2}{sRF_1C_1}$$

$$Vo_1 = Vo_3 \frac{R_2}{sRF_1R_1C_1}$$

Vo3 depende de las entradas, por tanto:



4. Diseño y Construcción del EEG

$$V_{o3} = -V_i \frac{RQ \frac{1}{sC_2}}{RQ + \frac{1}{sC_2}} - V_{o1} \frac{RQ \frac{1}{sC_2}}{RQ + \frac{1}{sC_2}} = -V_i \frac{RQ}{RG(sC_2RQ + 1)} - V_{o1} \frac{RQ}{RF_2(sC_2RQ + 1)}$$

Sustituyendo Vo1:

$$V_{o3} = -V_i \frac{RQ}{RG(sC_2RQ + 1)} - V_{o3} \frac{R_2}{sRF_1R_1C_1} \frac{RQ}{RF_2(sC_2RQ + 1)}$$

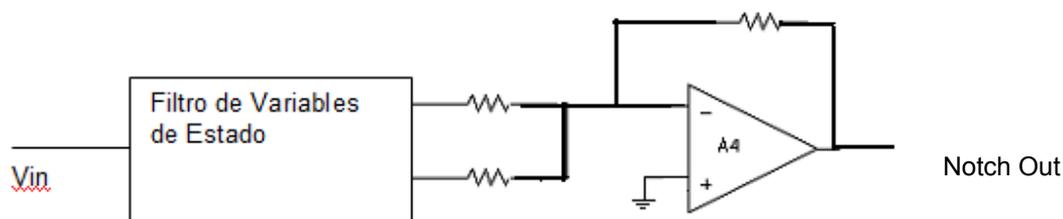
$$V_{o3} \left[1 + \frac{RQR_2}{RF_2(sC_2RQ + 1)sRF_1R_1C_1} \right] = -V_i \frac{RQ}{RG(sC_2RQ + 1)}$$

La función de transferencia es:

$$\frac{V_{o3}}{V_i} = - \frac{\frac{RQ}{RG(1 + sC_2RQ)}}{1 + \frac{RQR_2}{(sC_2RQ + 1)sRF_1RF_2R_1C_1}} = - \frac{\frac{RQ}{RG}}{1 + sC_2RQ + \frac{RQR_2}{sRF_1RF_2C_1R_1}}$$

$$\frac{V_{o3}}{V_i} = - \frac{\frac{s}{RGC_2}}{s^2 + \frac{S}{C_2RQ} + \frac{R_2}{RF_1RF_2C_1C_2R_1}}$$

Una característica del filtro universal es que se puede sumar el paso bajas y el paso altas, lo que nos da un filtro Notch de variables de estado. Para esto se requiere un amplificador Operacional adicional y 3 resistencias iguales.





4. Diseño y Construcción del EEG

A continuación se muestra el diseño interno de este circuito integrado:

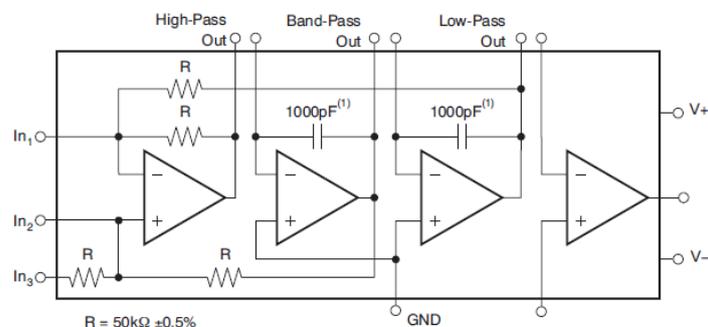


Fig. 10 Diseño interno del UAF42

La topología clásica de este circuito forma un filtro de tiempo continuo. Libre de anomalías y ruido conmutado asociado a filtros con capacitores conmutados.

Diseño de la etapa de filtrado

Para poder obtener una configuración exacta y con los valores precisos se utilizó un software compatible con DOS (sistemas operativos de disco), este software mediante los valores deseados de frecuencia que se quiere obtener y la tolerancia requerida brinda la configuración y los valores exactos de resistencias y capacitores externos para poder generar los filtros utilizados.

El software utilizado, proviene de una serie de programas de diseño llamado FilterPro creados por Burr-Brown. Utilizando el llamado FILTER42, que es específicamente usado para configuraciones del UAF42. El programa es sencillo, es una guía paso a paso y realiza el cálculo exacto de los valores de los componentes. Para un filtro Butterworth, se tiene una atenuación de 3dB en la frecuencia de corte. El circuito más simple consiste en un solo subcircuito de dos polos como se muestra en la figura

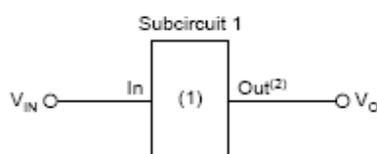


Fig. 11 Subcircuito 1



4. Diseño y Construcción del EEG

Otros filtros más complejos son armados en cascada. Incluso filtros de otros órdenes son implementados completamente con secciones de dos polos con el UAF42 y no se requieren capacitores externos.

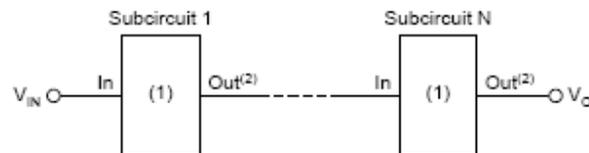


Fig. 12 Filtros en cascada

En este caso la etapa de filtrado se arma en cascada, primero la señal pasa por el filtro pasa bajas y después por el filtro de rechazo de banda mediante herramientas que se muestran más adelante.

Por las características mencionadas antes, se utilizó un filtro Butterworth que entrega mejores resultados que las otras familias, maximiza la magnitud de aplanamiento en la respuesta en un paso banda, un buen comportamiento completo, una respuesta de pulso mejor que el Chebyshev y una razón de atenuación mejor que el Bessel.

El programa provee subcircuitos de par-polo, estos consisten en una configuración de estado variable. Dos parámetros deben ser configurados para el par-polo son el filtro Q y la frecuencia natural f_0 . Para esto se tienen dos resistencias, R_{f1} y R_{f2} para configurar f_0 . Y una resistencia externa R_Q es usualmente utilizada para configurar Q.



4. Diseño y Construcción del EEG

El programa:

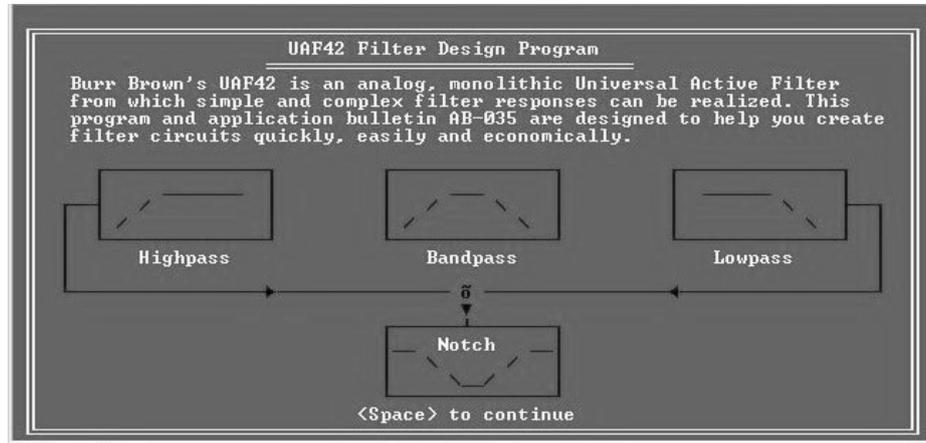


Fig. 13 Pantalla inicial del programa

En la ventana se muestra el tipo de filtros que puede diseñar el programa, a continuación para poder entrar al menú de configuración, el cual nos presenta una pequeña guía.

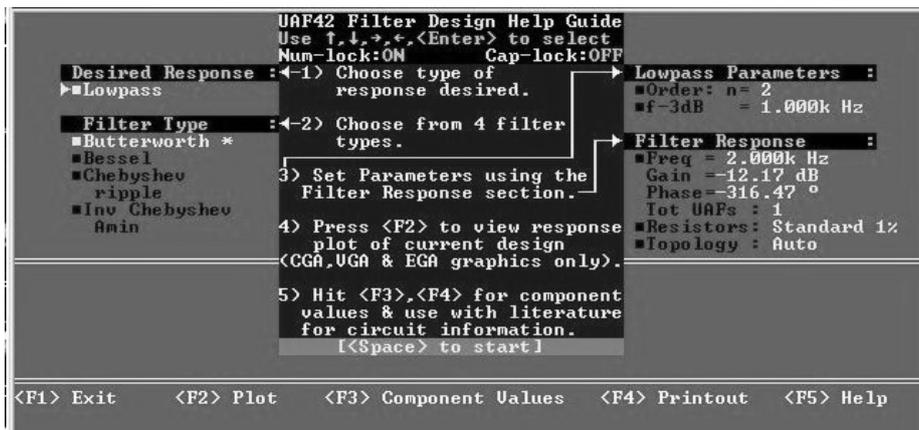


Fig. 14 Menú del programa

El menú *Desire Response*. Permite elegir entre cuatro tipo de filtros: Paso bajas, paso altas, paso banda y rechazo de banda.

El menú *Filter Type*. Nos da a elegir entre varios grupos de filtros.



4. Diseño y Construcción del EEG

El menú *Parameters*. Esta sección permite configurar los parámetros de orden del filtro n (de 2 a 10), y la frecuencia del filtro.

El menú *Filter Response*. Para poder configurar la respuesta en frecuencia.

En este caso se eligió un filtro paso bajas tipo Butterworth, y se configuran los valores de frecuencia y respuesta deseados.

```
UAF42 FILTER DESIGN GUIDE
Rev 1.1

Desired Response :
  Lowpass

Filter Type :
  Butterworth *
  Bessel
  Chebyshev
  ripple
  Inv Chebyshev
  Amin

Lowpass Parameters :
  Order: n = 2
  f-3dB = 120.0 Hz

Filter Response :
  Freq = 1.000k Hz
  Gain = -36.83 dB
  Phase = -350.23 °
  Tot UAFs : 1
  Resistors : Exact
  Topology : Auto

<Enter> to toggle Tutorial

Topology
In the "AUTO" mode, the program automatically selects the pole pair topology
based on performance and minimum external parts count. Press <ENTER> to specify
either INVERTING or NONINVERTING pole-pair topology.

<F1> Exit  <F2> Plot  <F3> Component Values  <F4> Printout  <F5> Help
```

Fig. 15 Elección de la topología

La topología a utilizar se obtiene automáticamente mediante el programa y se busca en la hoja de especificaciones, son los llamados par-polo (PP). En la parte inferior muestra un menú, ahora se elige la opción *Component Values*, para obtener los valores exactos.

```
***UAF42 Filter Component Values***
Response: Lowpass      Input Config: Inverting      f-3db : 120.0Hz
Type : Butterworth    Order n : 2
Resistors : exact

Subckt   fo      Q      fz      RF1.2   RQ      RG      R2A
C ext   Rp      Cp      Rz1     Rz2     Rz3     Ckt-gain
Sub      PP3    120.0Hz  707.1m  1.326M0  44.59k0  50.00k0  ----
Ckt 1   ----    ----    ----    ----    ----    1.000

Gain, Max Vin: 1.00U/U , 10.0U

<Space> to exit
```

Fig. 16 Valores de los componentes a usar



4. Diseño y Construcción del EEG

La ventana muestra una serie de valores de frecuencia natural (f_0) en este caso de 120 Hz, los valores de R_{F1} y R_{F2} , así como de R_Q y R_g , los cuales proporcionan una ganancia unitaria. También indica que PP utilizar para el filtro paso bajas y en este caso es el PP3 el cual se muestra a continuación.

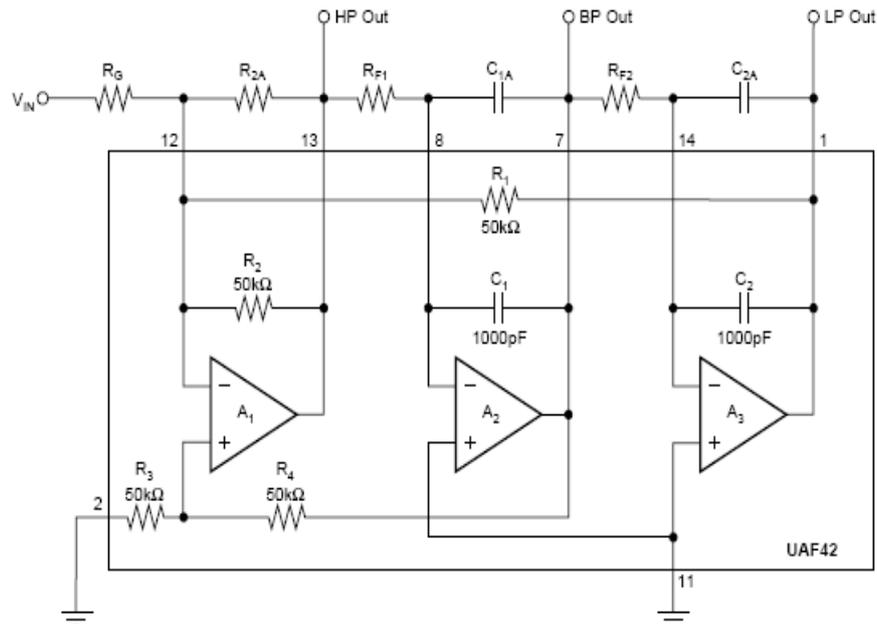


Fig. 17 Configuración del filtro paso bajas



4. Diseño y Construcción del EEG

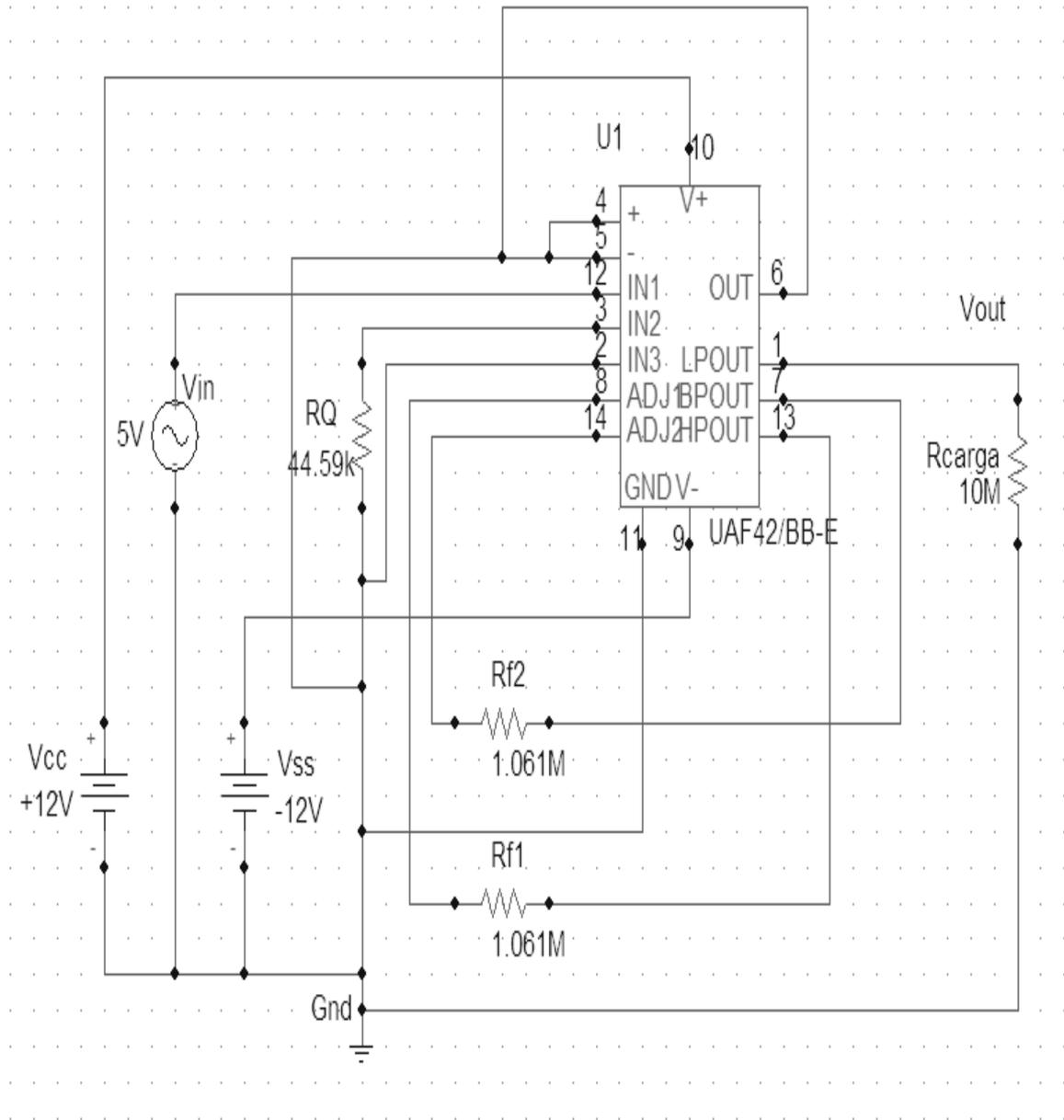


Fig. 18 El diseño utilizado para el filtro de paso bajas



4. Diseño y Construcción del EEG

Mediante este software es posible visualizar una gráfica de fase contra frecuencia. Esto para comparar entre filtros y ver como se comportará en la implementación. Para este caso se observa así, donde la línea señalada por la flecha negra muestra el comportamiento del filtro.

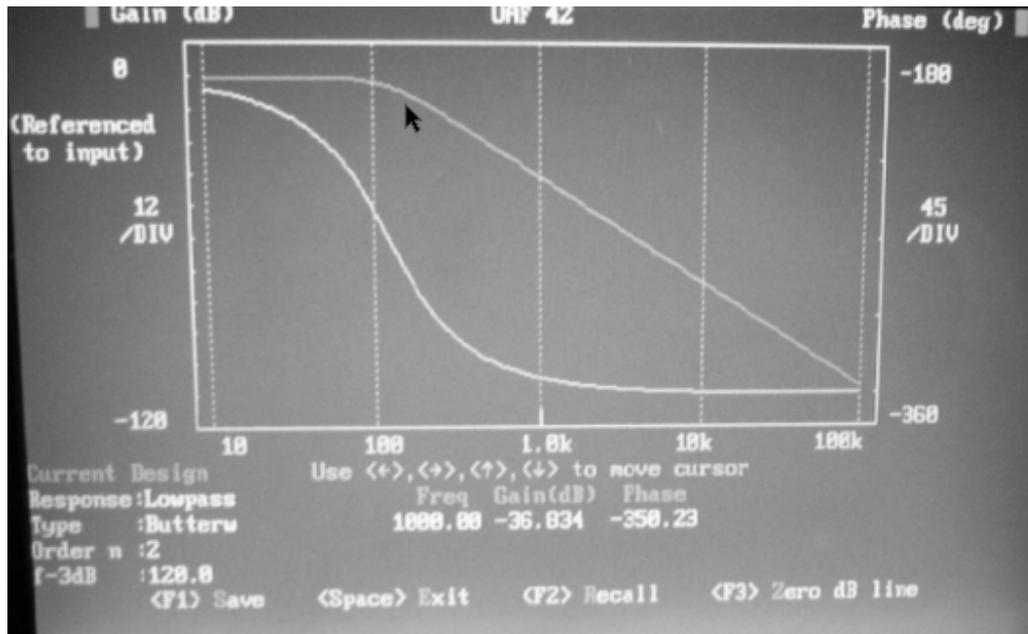


Fig. 19 Gráfica del comportamiento del filtro

Para el filtro rechazo de banda se realiza lo mismo, solo que debemos elegir el filtro Notch. Configurar el orden, que en este caso es de 4º orden, la frecuencia de corte de 60Hz y un ancho de banda de 10 Hz. Como se muestra en la figura 20.



4. Diseño y Construcción del EEG

```

UAF42 FILTER DESIGN GUIDE
Rev 1.1

Desired Response :
  Notch

Filter Type :
  Butterworth *
  Bessel
  Chebyshev
    ripple
  Inv Chebyshev
    Amin

Notch Parameters :
  Order: n= 4
  fnotch = 60.00 Hz
  Bandwidth= 10.00 Hz

Filter Response :
  Freq = 1.000k Hz
  Gain = 0 dB
  Phase=-359.19 °
  Tot UAFs : 2
  Resistors: Exact
  Topology : Inverting

<Enter> to toggle Tutorial =====>

Topology
In the "AUTO" mode, the program automatically selects the pole pair topology
based on performance and minimum external parts count. Press <ENTER> to specify
either INVERTING or NONINVERTING pole-pair topology.

<F1> Exit   <F2> Plot   <F3> Component Values   <F4> Printout   <F5> Help
  
```

Fig. 20 Elección de la topología

El siguiente paso es conocer los valores y el tipo de topología a utilizar (PP). Mediante la opción Component Values.

```

***UAF42 Filter Component Values***
Response: Notch      Input Config: Inverting      fnotch : 60.00Hz
Type : Butterworth  Bandwidth : 10.00Hz
Order n : 4         Resistors : exact

Subckt  fo      Q      fz      RF1,2  RQ      RG      R2A
C ext  Rp      Cp      Rz1     Rz2     Rz3     Ckt-gain
Sub 1   PP6     63.65Hz 8.500   60.00Hz 2.501MΩ 2.041kΩ 50.00kΩ ----
Ckt 1   ----     ----   11.25kΩ 10.00kΩ 10.00kΩ 888.7m

Sub 2   PP6     56.56Hz 8.500   60.00Hz 2.814MΩ 2.041kΩ 50.00kΩ ----
Ckt 2   ----     ----   8.887kΩ 10.00kΩ 10.00kΩ 1.125

Gain, Max Uin: 1000.mV/U , 1.17V

<Space> to exit
  
```

Fig. 21 Valores de los componentes a usar

El cual proporciona una serie de valores para las resistencias y el subcircuito PP a utilizar, en este caso es el PP6, esta configuración suma las salidas de paso bajas y paso altas utilizando un amplificador operacional auxiliar A4 dentro del UAF42.



4. Diseño y Construcción del EEG

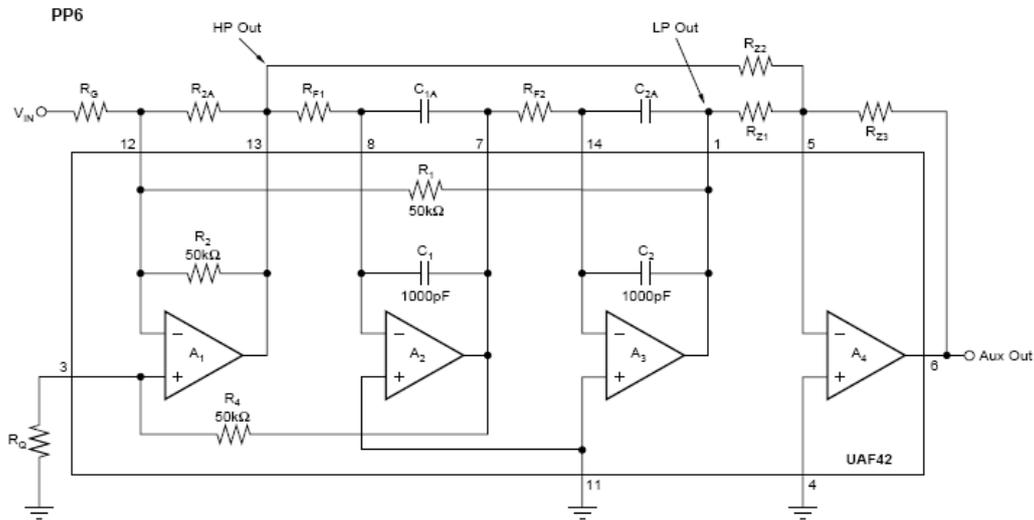


Fig. 22 Configuración del subcircuito para el filtro rechazo de banda.

Para lograr el filtro rechazo de banda, se requiere colocar dos subcircuitos PP6 en cascada como se muestra en la figura 23.

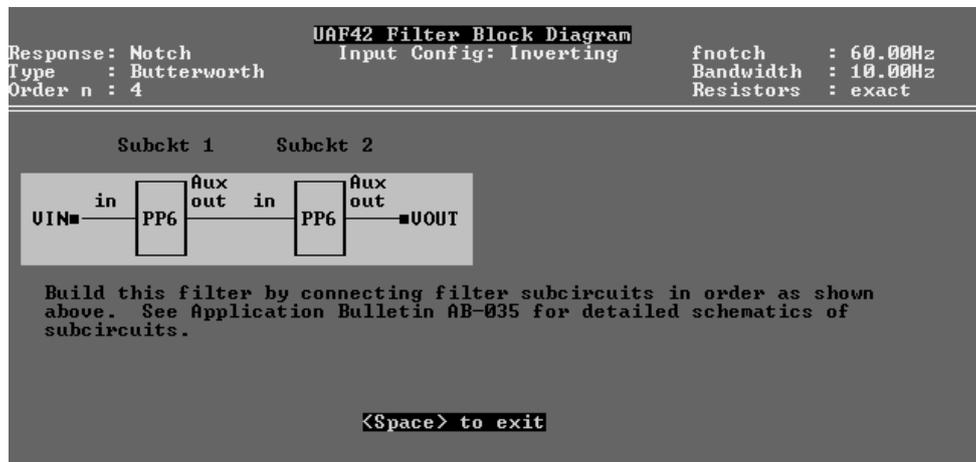


Fig. 23 Diagrama de bloques del filtro rechazo de banda.

Quedando el diseño del filtro supresor de banda de la siguiente manera, utilizando dos UAF42 conectados en cascada.



4. Diseño y Construcción del EEG

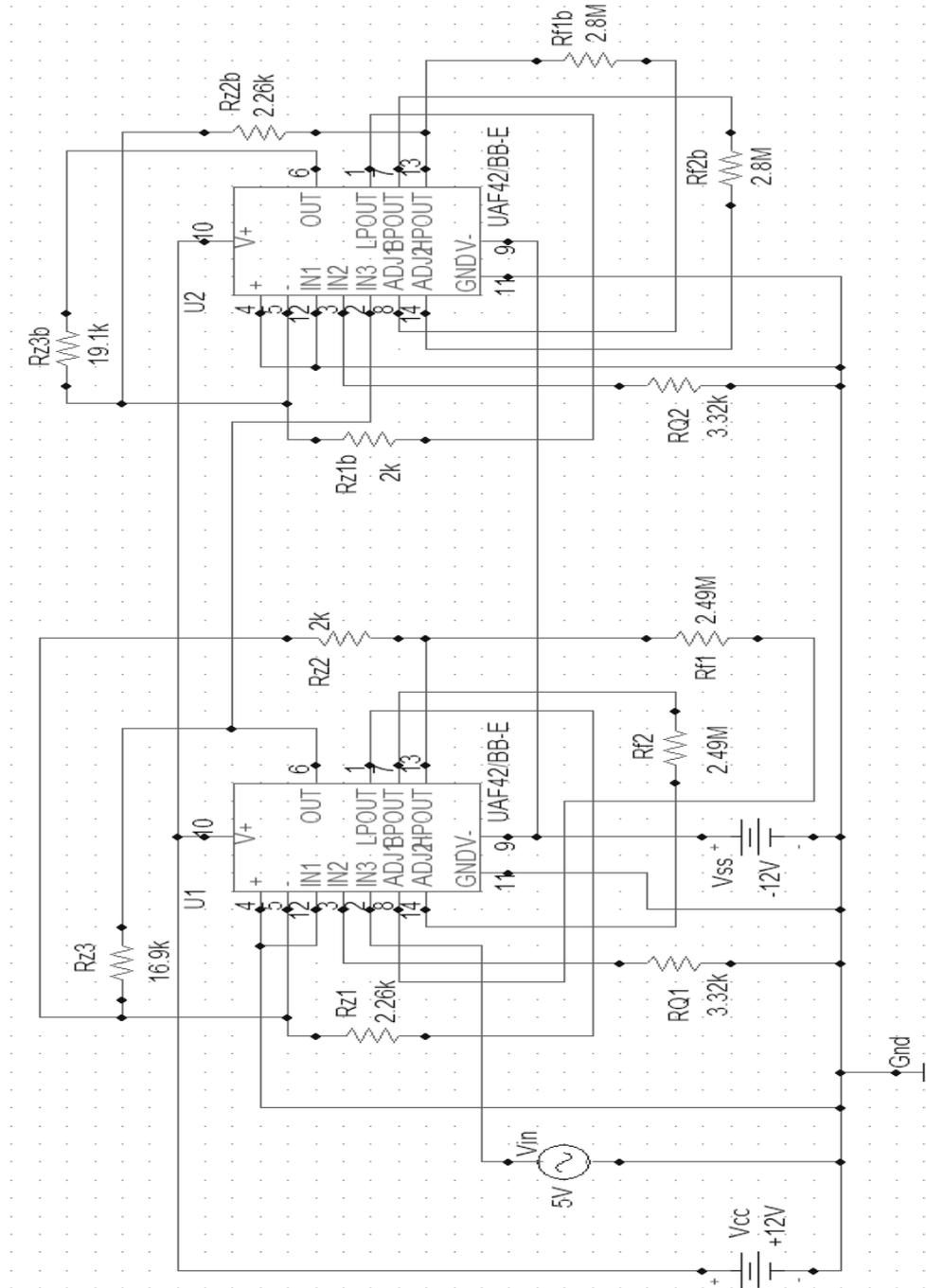


Fig. 24 Filtro rechazo de banda



4. Diseño y Construcción del EEG

También usando la utilidad Plot se obtuvo la gráfica de cómo se comportará nuestro filtro rechazo de banda.

La línea señalada con la flecha negra indica el comportamiento del filtro el cual tiene su mayor atenuación al llegar a los 60Hz.

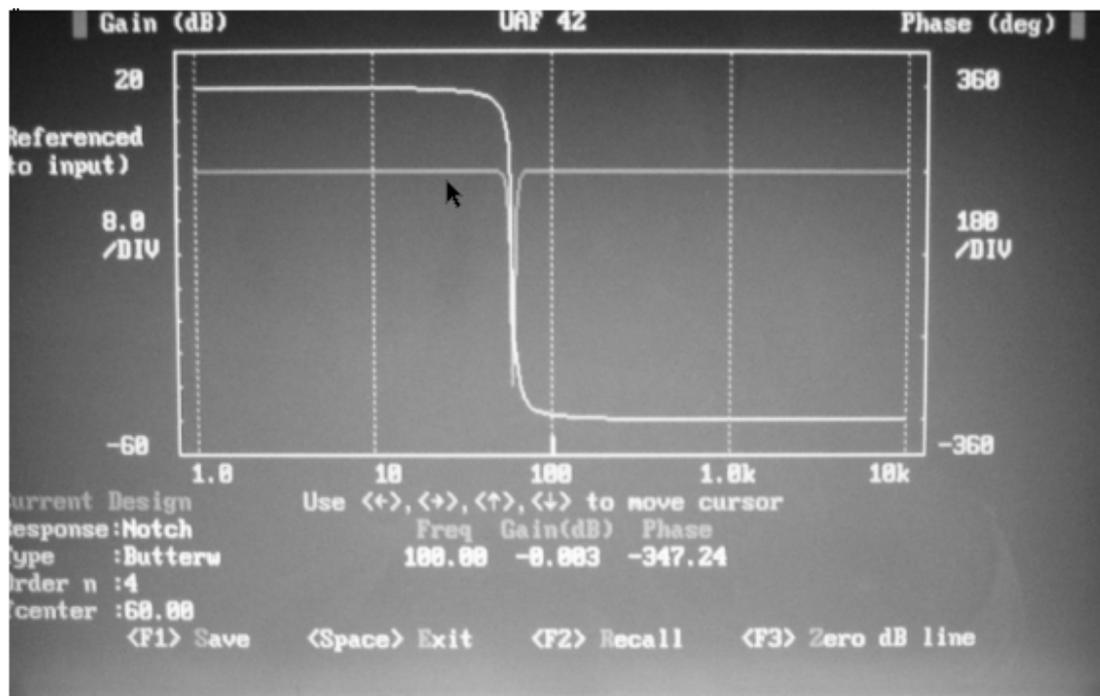


Fig. 25 Gráfica del comportamiento del filtro



4. Diseño y Construcción del EEG

4.3 Etapa de compensación de offset

En las aplicaciones de amplificadores de corriente continua, ciertas características eléctricas del amplificador operacional pueden provocar errores en el voltaje de salida, para ello es posible implementar un circuito divisor con resistencias aceptablemente complejo que pueda imprimir un pequeño voltaje variable para compensar los efectos de la desviación de voltaje en la entrada y la desviación de corriente. Sin embargo, los componentes extra son más costosos y grandes de lo necesario.

Generalmente uno de los principales problemas que se tiene en el registro de un EEG es el corrimiento de la línea de base producido por causas tan variadas como; movimientos involuntarios del paciente, polarización de los electrodos por un mal contacto, fluctuaciones de temperatura, etc.; lo que dificulta tener una buena calidad en la señal registrada, por lo que contar con un sistema de compensación de offset es sumamente necesario.

El efecto de la tensión de offset de entrada sólo es influida por la ganancia de la etapa, y esta es una característica funcional que está establecida en las especificaciones del diseño. Hay dos formas de atenuar el efecto del offset de tensión:

1. Seleccionando el amplificador operacional adecuado: Los fabricantes reducen el offset de tensión de entrada de los amplificadores operacionales utilizando técnicas especiales de diseño del amplificador. Actualmente se ofrecen amplificadores operacionales con offset muy bajos.
2. Compensando el offset mediante un circuito interno o externo: En aplicaciones de precisión, se debe compensar el efecto combinado del offset de tensión de entrada, de la intensidad de polarización y de la intensidad de offset.

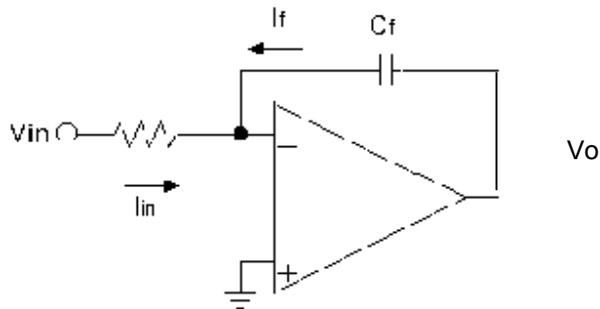
Cuando un amplificador no posee un mecanismo de compensación de offset interno, se puede añadir algunos elementos externos que realicen su cancelación. En estos circuitos es muy importante tener en cuenta lo pequeño del valor del offset que se está compensando. Para este proyecto se utilizó un modelo de corrector de offset a la salida de la etapa de filtrado, con la finalidad de garantizar una señal limpia, libre de voltaje de offset, ya que debido a la naturaleza de



4. Diseño y Construcción del EEG

nuestra ganancia fácilmente es posible amplificar ruido de 60 Hz si no están bien calibradas nuestras etapas de filtrado.

Integrador (Compensador de Offset)



$$\Delta V_o = -\frac{1}{RC} V_{in} \cdot t$$

$$I_{in} = \frac{V_{in}}{R}; I_f = -C_f \frac{\Delta V_o}{\Delta t}; \Delta V_o = -\frac{1}{RC_f} V_{in} \Delta t$$

$$A_{CL} = \frac{X_c}{R} \Rightarrow \text{ganancia de lazo cerrado}; A_{Cl} = \frac{1}{2\pi f RC_f}$$

En este caso se utilizó el TL062, utilizando la configuración de un amplificador integrador, en el cual se observó que el elemento que lleva a cabo la realimentación en el integrador es el condensador C1. Por consiguiente, la corriente constante I , en C1 da lugar a una rampa lineal de tensión. La tensión de salida es, por tanto, la integral de la corriente de entrada (que proviene de la salida de la etapa de filtrado), que es forzada a cargar C1 por el lazo de realimentación, obteniendo una señal de salida sin corrimiento, desviación de voltaje, la configuración se muestra en la siguiente imagen:



4. Diseño y Construcción del EEG

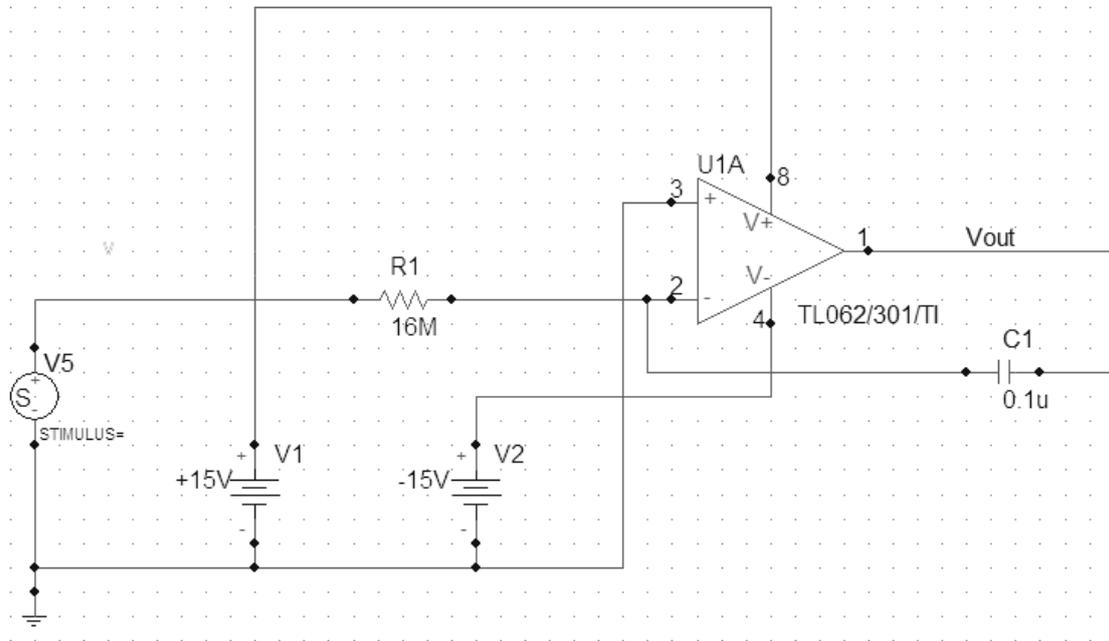


Fig. 26 Compensador de offset

Tomando como base un capacitor de $0.1\mu\text{F}$ y una frecuencia de trabajo de 0.01Hz se calculó la resistencia necesaria del modo siguiente:

$$f = \frac{1}{2\pi RC}$$

$$R = \frac{1}{f2\pi C}$$

$$R = \frac{1}{0.01(2\pi)0.1\mu} = 16\text{M}\Omega$$



4. Diseño y Construcción del EEG

Con esta última etapa termina el módulo del acondicionamiento de la señal, que es la parte elemental del diseño e implementación del electroencefalógrafo que se ha construido.

4.4 Etapa de aislamiento

Independientemente de lo simple o complejo que sea un dispositivo médico de medición, este debe ser seguro, la seguridad debe ser el primer objetivo del diseño. Cuando se habla de seguridad se refiere principalmente a la seguridad eléctrica, debido a que los daños que pueden ser causados al cuerpo humano son severos, por ejemplo se sabe que una corriente, de 60Hz, con una intensidad de $10\mu\text{A}$ que fluye a través del corazón causará un daño permanente al mismo o incluso la muerte. Por lo cual se deben tener en consideración las bases para diseñar y construir un sistema médico eléctricamente seguro.

Efectos de la corriente eléctrica en el cuerpo humano

Las corrientes eléctricas producen tres tipos de efectos en el cuerpo humano: alteraciones funcionales por estimulación de células excitables (tejidos nervioso y muscular); destrucción irreversible de tejidos por efecto Joule; y quemaduras químicas. Los dos primeros son los más graves generalmente y no dependen del origen de las corrientes. Las quemaduras químicas se producen al reaccionar con la piel los electrólitos liberados por el paso de una corriente continua o de muy baja frecuencia. Para evitarlas hay que limitar su valor a $10\mu\text{A}$ como máximo.

En los tejidos excitables se ha encontrado experimentalmente que hay una relación entre la intensidad y la duración de la corriente necesarias para que se produzca la estimulación, y que varía según los tejidos. Cuando se presentan estímulos cortos, hace falta más corriente, y por ello al aumentar la frecuencia es mayor la amplitud necesaria para lograr la estimulación. Las peores frecuencias resultan ser precisamente las de 50-60Hz. Por otra parte, por debajo de una intensidad mínima (denominada reobase) no hay estimulación aunque esté aplicada durante mucho tiempo. Por último, cabe destacar que el parámetro de interés no es la tensión sino la intensidad de corriente, aunque, como el área de contacto puede ser muy variable, los límites se dan como valores de intensidad de corriente.

El nivel mínimo en el que una persona puede detectar conscientemente si hay o no un estímulo presente (cosquilleo), define el umbral de percepción. Depende sobre todo de la zona del cuerpo y del área de contacto, del sexo y de la frecuencia. Por ejemplo, para frecuencias de 50-60Hz,



4. Diseño y Construcción del EEG

cuando un hombre se encuentra tocando un conductor con la mano, el valor medio es de 1.1mA. Si solo se apoya ligeramente el dedo, es de 0.36mA, mientras que deslizándolo es de 10 μ A. Con la lengua el valor mínimo es de 4 μ A y el valor medio 43 μ A. Para las mujeres, los valores al tocar o tocar con la mano son del 67% de los del hombre. A frecuencias menores y mayores, el umbral aumenta. El valor medio para hombres, tocando con la mano, es de 5.2mA en continua y de 12mA a 10kHz. Cuando el nivel de la corriente aumenta se alcanza un punto en el que la sensación es irritante si se va repitiendo.

Con niveles de corriente mayores se producen contracciones musculares involuntarias. Si el estímulo ocurre de forma inesperada, produce un reflejo muscular involuntario.

Para corrientes de 60Hz, el valor medio de la corriente necesaria en hombres es de 16mA. En si no es un peligro, pero, si se prolonga, puede producir asfixia. Para corrientes de 23mA, aparecen dificultades respiratorias en el 50% de los hombres.

La frecuencia de la corriente influye en los niveles necesarios para tener los efectos anteriores. En la siguiente figura se presentan las gráficas en función de la frecuencia. Para la corriente continua, la intensidad $I_{c.c.}$ que produce el mismo efecto que una corriente alterna (50-60Hz) $I_{c.a.}$, para tiempos entre 10ms y 10s, es:

$$I_{c.c} = I_{c.c} \log t$$

Cuando la corriente es mayor, si el camino de la corriente incluye al corazón hay peligro de fibrilación auricular o ventricular, con la consiguiente pérdida de eficiencia en el bombeo de sangre. A diferencia de los efectos mencionados anteriormente, la fibrilación no desaparece al cesar el estímulo, y solo se puede detener mediante una descarga intensa. En el caso de un contacto directo con el miocardio, una intensidad de 100 μ A puede ser fatal.

Para corrientes mayores de 100mA se puede producir tetanización muscular (parálisis respiratoria si quedan afectados los músculos del tórax), y quemaduras externas si la intensidad de corriente es suficiente, con independencia de su frecuencia en este caso.



4. Diseño y Construcción del EEG

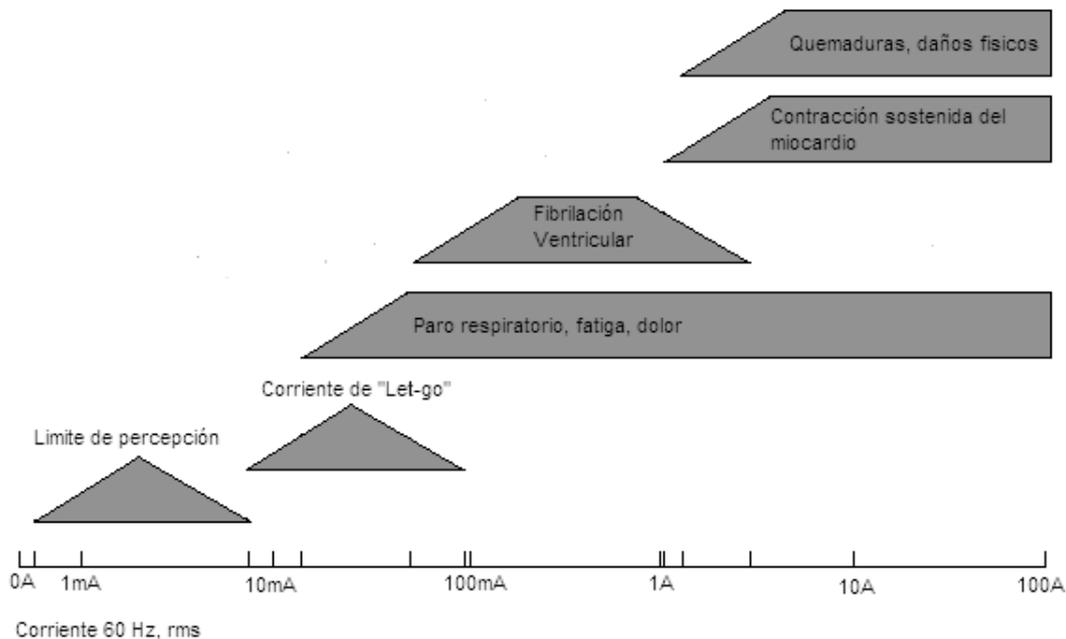


Fig. 27 Efectos de la corriente que fluye a través de un paciente.

También es importante para minimizar riesgos tomarse el tiempo necesario para instruir a los miembros del equipo clínico en el uso correcto del dispositivo y los posibles riesgos que pudieran existir en caso de negligencia o mal uso del mismo; recordar que si algo sale mal es el personal clínico quien deberá salvarle la vida al paciente.

4.5 Fuente de alimentación

Tomando en cuenta lo ya mencionado sobre seguridad del paciente una alternativa muy conveniente para alimentar los equipos médicos es el uso de baterías. Esto no solo asegura de manera inherente que las corrientes de fuga sean mínimas, también hace el equipo altamente portátil y permite tener un equipo muy seguro debido a que se asegura que el paciente y el equipo quedan totalmente aislados de la línea eléctrica sin importar que la instalación sea grado médico. Para este caso el uso de dos baterías recargables fue suficiente, lo que resulta muy conveniente ya que el costo es reducido aún teniendo que adquirir el cargador para dichas baterías.



4. Diseño y Construcción del EEG

4.6 Multiplexión

Una vez que se tiene el módulo completo de amplificación construido y funcionando, se procede al diseño de la etapa de multiplexión, esta etapa tiene gran importancia, ya que es la que nos va a permitir visualizar los 32 canales. Primero se procede al análisis de los elementos, debido a que la tarjeta de la computadora es estéreo, contamos con dos canales de entrada, por lo cual se utilizarán dos módulos de amplificación, una vez mencionada esta consideración, continuamos con el diseño de la multiplexión.

En un estudio estándar de electroencefalografía, se cuenta con un total de 21 electrodos y se colocan de la manera en que muestra la figura 28:

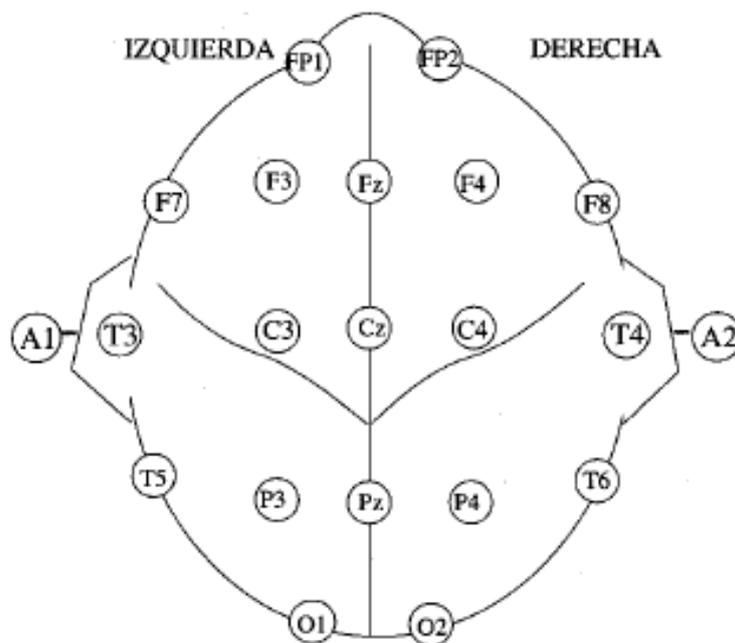
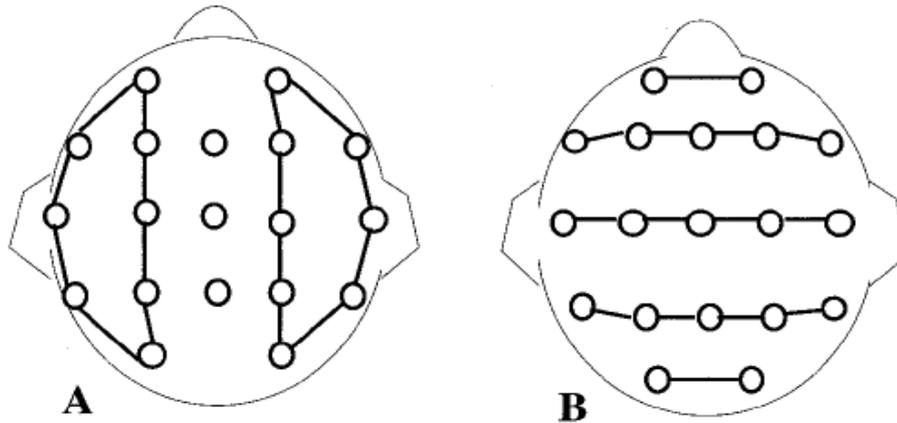


Fig. 28 Posición de los electrodos.

Con esta colocación se tiene la posibilidad de hacer un registro longitudinal o un registro transversal.

4. Diseño y Construcción del EEG



A. longitudinal bipolar.

B. transversal bipolar.

Fig. 29 Registro longitudinal y transversal.

En la siguiente tabla se muestran las comparaciones que se hacen para cada canal dependiendo el tipo de registro:

Canal	Longitudinal	Transversal	Canal	Longitudinal	Transversal
1	FP1 - F3	FP1 - FP2	9	FP1 - F7	Cz - C4
2	F3 - C3	F7 - F3	10	F7 - T3	C4 - T4
3	C3 - P3	F3 - Fz	11	T3 - T5	T4 - A2
4	P3 - O1	Fz - F4	12	T5 - O1	T5 - P3
5	FP2 - F4	F4 - F8	13	FP2 - F8	P3 - Fz
6	F4 - C4	A1 - T3	14	F8 - T4	Pz - P4
7	C4 - P4	T3 - C3	15	T4 - T6	P4 - T6
8	P4 - O2	C3 - Cz	16	T4 - O2	O1 - O2

Como se observa son 16 canales por cada tipo de registro, esto da la pauta a que el equipo diseñado registre esos 32 canales de manera que se obtienen en un solo estudio sin mayor complicación, para lograr esto con solo dos módulos de amplificación se requiere de una multiplexión.

Un multiplexor es un selector de datos, es decir, que permite la entrada de datos desde varias fuentes, pero solo permite la salida a una de ellas, dicha salida es controlada digitalmente, manipulando las llamadas entradas de selección. A continuación se muestra el diagrama funcional de un multiplexor:



4. Diseño y Construcción del EEG

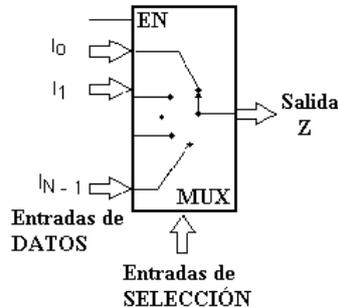


Fig. 30 Diagrama funcional de un multiplexor.

Las flechas de entrada se representan de esa manera para mostrar que no se refiere solo a una línea de entrada sino que pueden ser varias líneas, la línea de entrada marcada con “EN” se refiere al habilitador, la cual se coloca en un potencial cero para que el multiplexor funcione.

Para el control del multiplexor, que como ya se mencionó se hace de manera digital, se empleó una memoria EEPROM, la cual tiene los datos de control de cada multiplexor, de esta manera cada uno de los multiplexores sabe qué señal es la que debe de mandar a la salida, a su vez esta memoria es controlada por un contador binario de 4 bits, esto con la finalidad de que el control de cada multiplexor se lleve a cabo de manera autónoma, y por último se implementó mediante un temporizador una señal de reloj, requerida por el contador, con frecuencia de 1Hz para que cada señal sea muestreada por periodos de 1 segundo.

Para la implementación se eligieron los multiplexores de la serie CD405X, estos son multiplexores que manejan tanto señales digitales así como analógicas de hasta $20V_{p-p}$, tiene un tiempo de propagación de 20ns y un manejo de ancho de banda de hasta 10MHz, tomando en cuenta estas características principales se adaptan fácilmente a las necesidades de nuestro diseño.

Si bien ya mencionamos las características de los multiplexores, cabe señalar que no fueron explotados al 100%, ya que las señales de entrada que se manejan son de una magnitud muy pequeña, este mismo multiplexor nos permite manejarlas sin distorsión considerable ni ruido, también el rango que maneja para las señales analógicas permite tener una libertad total en las señales como se muestra en la siguiente gráfica, cabe señalar que la respuesta en el rango es prácticamente lineal.



4. Diseño y Construcción del EEG

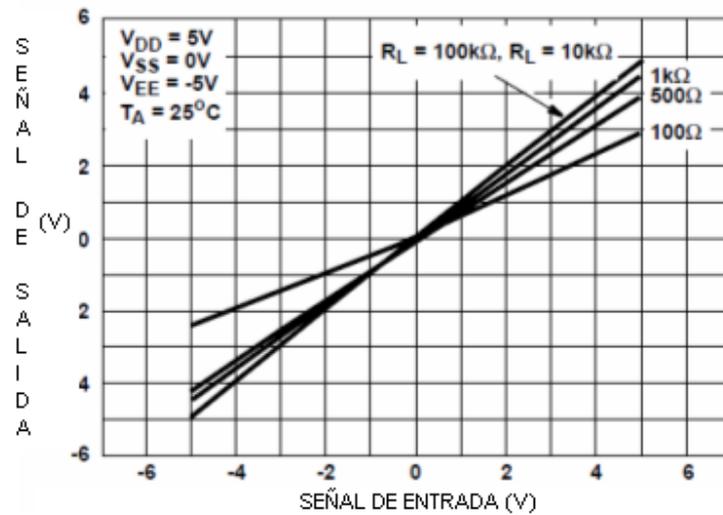


Fig. 31 Comportamiento de las señales en el multiplexor.



4. Diseño y Construcción del EEG

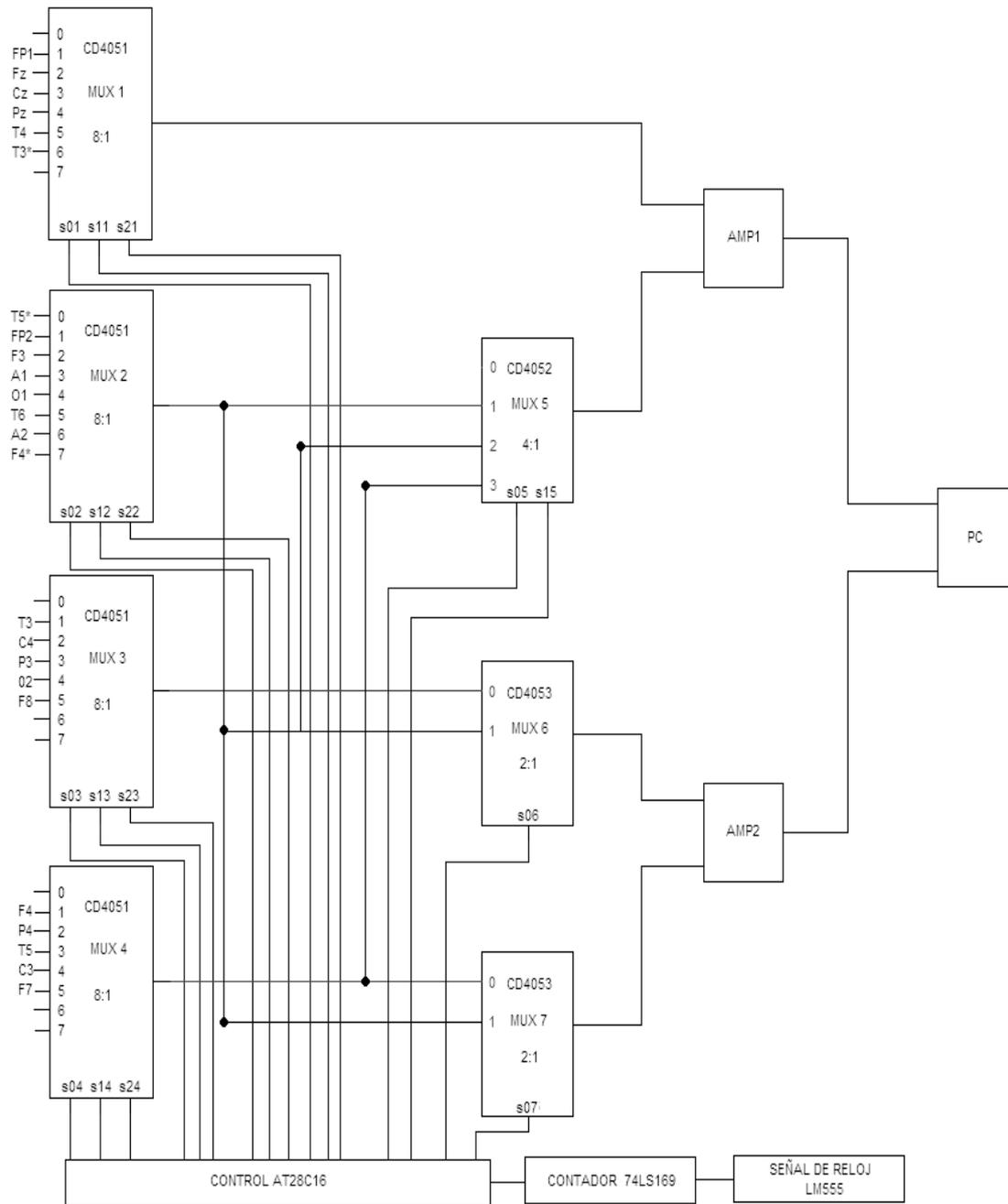


Fig. 32 Diagrama de bloques del equipo.



4. Diseño y Construcción del EEG

Como se observa se utilizan tres diferentes multiplexores, el CD4051, el CD4052 y el CD4053.

El CD4051 es un multiplexor 8:1, se utilizan 4 de este tipo, en el se conectan todos los electrodos, estos son los que llevarán el control principal de cada uno de ellos, según el canal que vaya a ser muestreado será la señal que manden a la salida, a la salida de ellos encontramos que la salida del MUX1 va directamente hacia una entrada del amplificador 1(AMP1), sin embargo las salidas de los MUX2, MUX3 y MUX4 se dirigen a otro grupo de multiplexores, en el caso del MUX5 se trata de un CD4052 que es un multiplexor 4:1, mientras que los MUX6 y MUX7 son CD4053 que son multiplexores 2:1, esta disposición fue necesaria para manejar toda la combinación que se debe hacer de las señales de los electrodos para registrar los 32 canales, como se observa dependiendo del canal que se vaya a muestrear, serán enviados los datos a la entrada de control de cada uno de los multiplexores por la memoria para que de esta manera las señales sean enviadas a cada una de las entradas de los amplificadores, y a la salida de estos últimos a cada uno de los canales de la computadora y de esta manera sean visualizados.

A continuación se presenta la tabla de verdad de cada uno de los multiplexores:

INPUT STATES				"ON" CHANNEL(S)
INHIBIT	C	B	A	
CD4051B				
0	0	0	0	0
0	0	0	1	1
0	0	1	0	2
0	0	1	1	3
0	1	0	0	4
0	1	0	1	5
0	1	1	0	6
0	1	1	1	7
1	X	X	X	None

CD4052B			
INHIBIT	B	A	
0	0	0	0x, 0y
0	0	1	1x, 1y
0	1	0	2x, 2y
0	1	1	3x, 3y
1	X	X	None
CD4053B			
INHIBIT	A OR B OR C		
0	0		ax or bx or cx
0	1		ay or by or cy
1	X		None

X = Don't Care

Tabla 1 Tabla de verdad de los multiplexores.



4. Diseño y Construcción del EEG

Como se había mencionado para el control de los multiplexores se utilizó una EEPROM, lo cual significa que es una memoria de solo lectura, además de no ser volátil, lo cual garantiza que se tendrán los datos aunque la alimentación sea desconectada, en este caso se eligió la AT28C16, que es una memoria de 64Kb, es decir, almacena 8192 palabras de 8 bits cada una, si bien debemos señalar que está muy sobrada en cuanto a capacidad para la aplicación, la disposición de entradas y salidas es perfecta, y considerando la relación precio beneficio se optó por ésta, utilizamos 2 módulos de memoria, y con ello se logró cubrir por completo cada una de las entradas de control de los multiplexores.

Los resultados del análisis que se hizo se para determinar como se llevaría a cabo el control se presentan en la siguiente tabla, es decir, se analizó la señal de que electrodo se requería en cada instante y de esta manera saber que señal se debía mandar a cada uno de los multiplexores:



4. Diseño y Construcción del EEG

Combinaciones		Canales		Control						
				Mux 1	Mux 2	Mux 3	Mux 4	Mux 5	Mux 6	Mux 7
FP1-F3	C3-P3	1	2	1	2	3	4	1	0	0
F3-C3	F8-T4	3	4	5	2	5	4	2	1	0
P3-O1	FP1-F7	5	6	1	4	3	5	3	0	1
FP2-F4	T4-O2	7	8	5	1	4	1	2	1	0
F4-C4	T4-T6	9	10	5	5	2	1	1	0	0
C4-P4	FP1-FP2	11	12	1	1	2	2	1	0	0
P4-O2	F3-Fz	13	14	2	2	4	2	1	0	0
F7-T3	T4-A2	15	16	5	6	1	5	1	0	0
T3-T5	F4-F8	17	18	6	7	5	3	3	0	1
T5-O1	Cz-C4	19	20	3	4	2	3	2	1	0
FP2-F8	Fz-F4	21	22	2	1	5	1	3	0	1
F7-F3	C4-T4	23	24	5	2	2	5	2	1	0
T3-C3	T5-P3	25	26	6	0	3	4	3	0	1
C3-Cz	O1-O2	27	28	3	4	4	4	3	0	1
P3-Fz	P4-T6	29	30	2	5	3	2	2	1	0
Pz-P4	A1-T3	31	32	4	3	1	2	3	0	1

Tabla 2 Tabla de control de los multiplexores.

Una vez que ya se tiene hecha la tabla de verdad para el manejo de los multiplexores se procede a transformar la información a datos binarios para de esta manera obtener los datos que se grabaron en cada una de las memorias.

El primer módulo de memoria maneja los multiplexores 1, 2 y 5, mientras que el otro módulo maneja los multiplexores 3, 4, 6 y 7.

La tabla que se presenta a continuación ya contiene los datos en la forma que se grabaron en cada una de las memorias, mostrando a qué canal pertenece, y también qué datos recibe cada multiplexor:



4. Diseño y Construcción del EEG

Canales		Control														
		Mux1			Mux2			Mux3			Mux4			Mux5		Mux6
1	2	0	0	1	0	1	0	0	1	1	1	0	0	0	1	0
3	4	1	0	1	0	1	0	1	0	1	1	0	0	1	0	0
5	6	0	0	1	1	0	0	0	1	1	1	0	1	1	0	1
7	8	1	0	1	0	1	0	1	0	0	0	0	1	1	0	0
9	10	1	0	1	1	0	1	0	1	0	0	0	1	0	0	0
11	12	0	0	1	0	0	1	0	1	0	0	1	0	0	0	0
13	14	0	1	0	0	1	0	1	0	0	0	1	0	0	0	0
15	16	1	0	1	1	1	0	0	0	1	1	0	1	0	0	0
17	18	1	1	0	1	1	1	1	0	1	0	1	1	1	0	1
19	20	0	1	1	1	0	0	0	1	0	0	1	1	1	0	0
21	22	0	1	0	0	0	1	1	0	1	0	0	1	1	0	1
23	24	1	0	1	0	1	0	0	1	0	1	0	1	1	0	0
25	26	1	1	0	0	0	0	0	1	1	1	0	0	1	0	1
27	28	0	1	1	1	0	0	1	0	0	1	0	0	1	0	1
29	30	0	1	0	1	0	1	0	1	1	0	1	0	1	0	0
31	32	1	0	0	0	1	1	0	0	1	0	1	0	1	0	1

Tabla 3 Datos de control.

Como se observa en el diagrama de bloques las memorias están conectadas a su vez a un contador, que en este caso es un 74LS169, se trata de un contador síncrono de 4 bits, al ser de 4 bits, nos permite hacer una cuenta de 16 números, es decir desde cero hasta 15, todo esto de manera digital, tomando en consideración esto y sabiendo que debemos muestrear 32 canales sacamos ventaja de este hecho.

Puesto que son 32 canales a muestrear, y se cuenta con dos entradas en la computadora, es decir se muestrean 2 canales de manera simultánea, y por lo tanto es como si fueran solamente 16 canales, resulta ser la cuenta exacta que ofrece el "chip".

De esta manera las salidas del contador van conectadas de manera directa a cada memoria, por lo que se logra manipular las entradas de la memoria, cada vez que el contador aumenta una unidad la memoria accede a otra dirección de datos en su interior, lo cual ocasiona que mande otros datos a su salida y por lo tanto los multiplexores mandarían ahora lo que se les indique. El contador realiza su cuenta de manera continua, sin embargo se debe considerar que cuando se prenda el dispositivo no sabemos en qué número se encuentra la cuenta, por lo cual para identificar qué canal se observa se debe asegurar que la cuenta siempre comience en cero cuando es encendido, para esto se introduce un botón, que al ser apretado manda el contador al inicio de la cuenta, de



4. Diseño y Construcción del EEG

esta forma se asegura aseguramos que siempre sea cero al inicio y se identifica el canal que se está observando.

Cabe señalar que dicho contador requiere una señal de reloj, esta señal lo que hace es que cada que le llegue un pulso positivo al contador aumenta una unidad a la cuenta, observamos que gracias a este hecho se puede manipular el tiempo que se desea que sean muestreados cada par de canales, en este caso se decidió poner una señal de 1Hz para lograr que cada par de canales sean visualizados por 1 segundo.

Para generar esta señal de reloj, se utilizó un temporizador LM555 en su configuración astable con ciclo de trabajo de 50%, los valores de los componentes para lograr la señal de las características ya mencionadas se observan en el diagrama final de conexiones que se muestra en la figura 33:



4. Diseño y Construcción del EEG

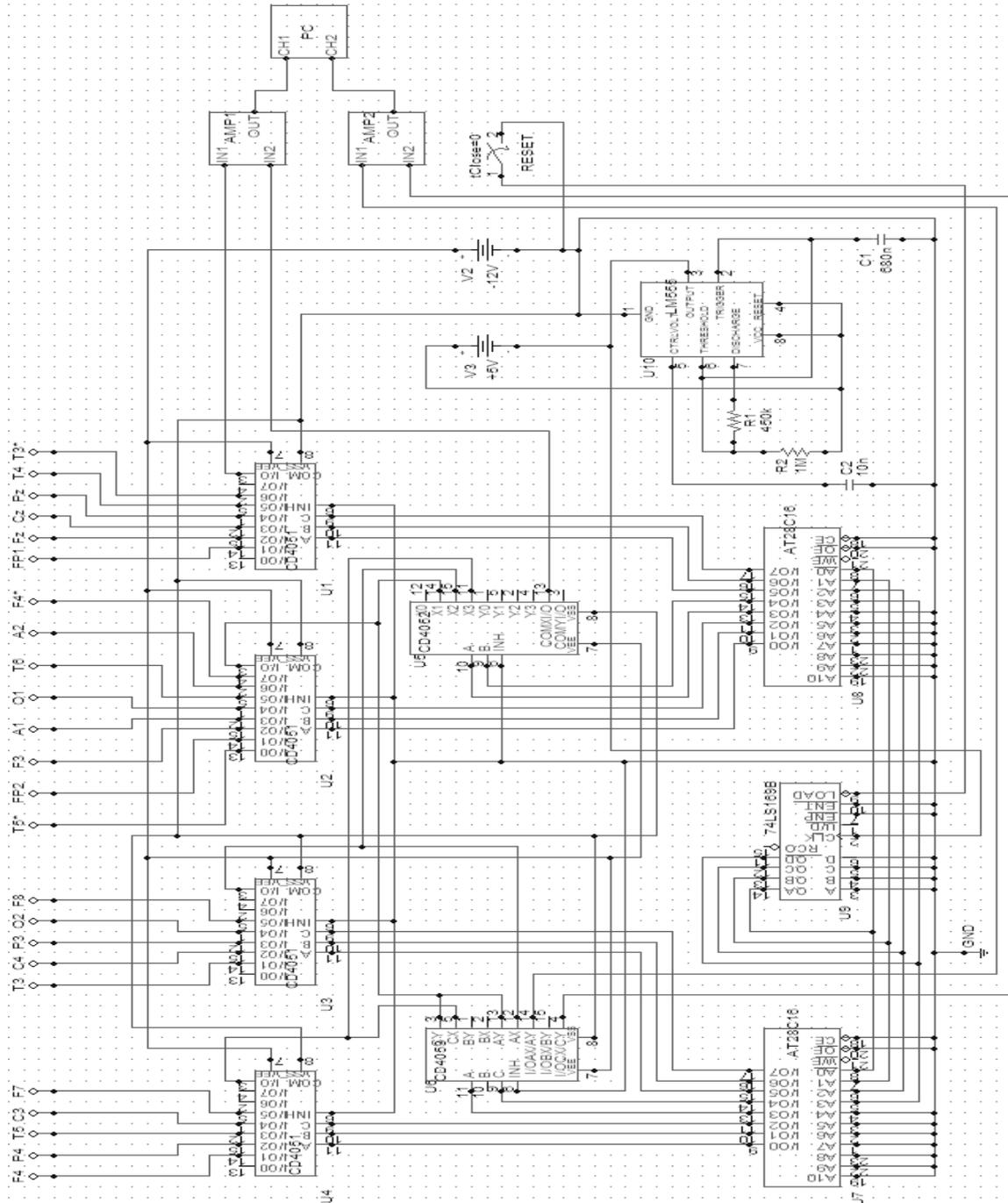


Fig. 33 Conexiones finales del equipo.

4. Diseño y Construcción del EEG



Fig. 34 Dispositivo final.



Fig. 35 Prueba del equipo.