

## PREAMPLIFICADOR PARA ELECTROENCEFALOGRAFIA

CARDIEL E., CARBAJAL C.

Sec. Bioelectrónica -CINVESTAV - I.P.N

### RESUMEN-----

Se describe el circuito de un preamplificador para EEG con un ruido de fondo de 2  $\mu$ Vpp para un ancho de banda de 0.2-100 Hz - utilizando elementos muy comerciales.

-----

Los registros eléctricos obtenidos sobre la superficie expuesta del cerebro o desde la superficie externa de la cabeza - muestran una actividad eléctrica incesante. Las ondulaciones - en los potenciales eléctricos son llamadas ondas cerebrales y - el registro entero electroencefalograma (EEG).

La intensidad de las ondas cerebrales obtenidas sobre el - cuero cabelludo (registradas con relación a un electrodo indife- - rente como el lóbulo de la oreja) varían desde unos microvol- - tios hasta dos milivoltios. Las frecuencias de estas ondas se - encuentran dentro del rango 0.5-100 Hz y su carácter es altamen- - te dependiente del grado de actividad de la corteza cerebral.

La electroencefalografía es una disciplina que ha progre- - sado rápidamente en el curso de los últimos años. Limitada al - - principio exclusivamente al campo de la Neurología y de la Psi- - quiatría, se ha extendido cada vez más para abarcar las diferen- - tes especialidades médico-quirúrgicas y se ha convertido tam- - bién, en un elemento indispensable en los grandes centros donde - se practican trasplantes de órganos. El DIF solicitó a la Sec- - ción de Bioelectrónica el desarrollo de un prototipo industrial - de este instrumento en 8 canales. A continuación se describe el - circuito final del preamplificador recalcando las consideracio- - nes más importantes del diseño.

En la siguiente figura se muestra el diagrama a bloques - - del instrumento:

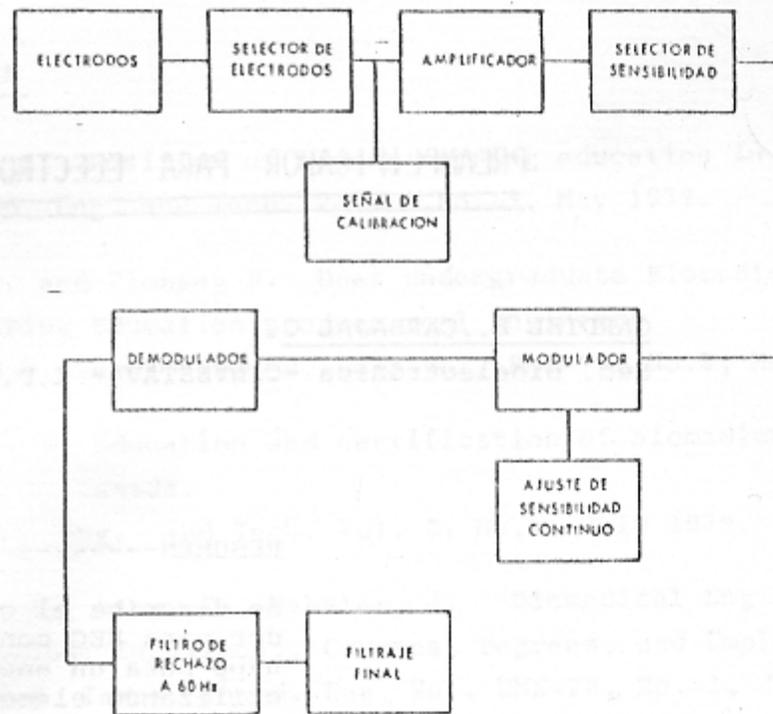
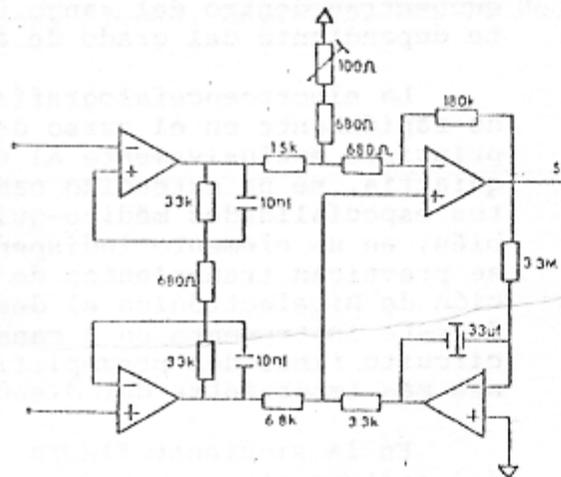
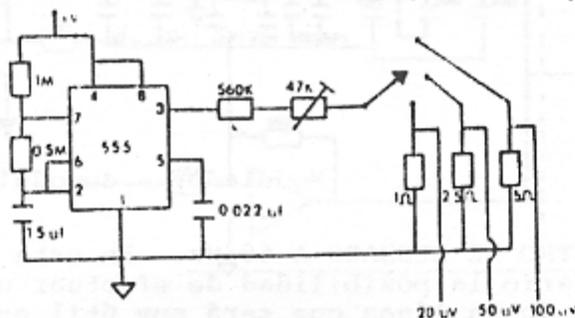


Diagrama a bloques

**AMPLIFICADOR.** Esta etapa está basada en la configuración típica conocida como amplificador de instrumentación. Presenta alta impedancia de entrada y alta relación de rechazo a señales comunes (RRMC). El integrador que se observa en el lazo de retroalimentación elimina las componentes de C.D. debida a la deriva de los amplificadores operacionales (A.O.) y de los electrodos. El integrador no afecta la RRMC ya que la salida del mismo presenta una impedancia muy baja. Los A.O. utilizados son de muy bajo ruido (TL074). La ganancia de esta etapa es de 5000.

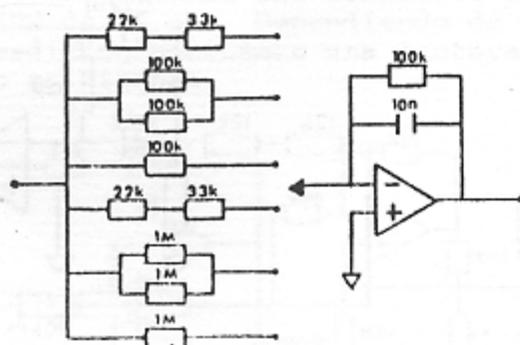


**SEÑAL DE CALIBRACION.** A fin de que el usuario pueda conocer el valor de las amplitudes observadas en el registro, se proporciona una señal de calibración. Esta se basa en un 555 conectado como estable con un período de 2 seg. Se puede ajustar el valor de la calibración en tres escalas (20, 50 y 100  $\mu\text{V}$ ).



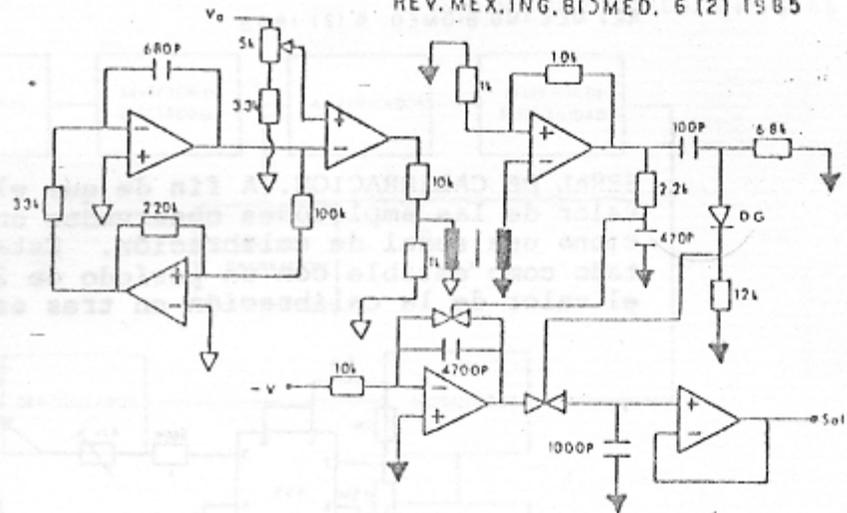
Señal de calibración

**SELECTOR DE SENSIBILIDAD.** Se pueden seleccionar 6 ganancias diferentes a saber: 5, 10, 20, 50, 100 y 200  $\mu\text{V}/\text{cm}$  en un gráfico Farma (en construcción). La máxima sensibilidad que se puede ofrecer está limitada por el ruido de fondo del amplificador, que según pruebas experimentales fue de 2  $\mu\text{V}_{\text{pp}}$ . Entonces parece razonable tener como sensibilidad máxima 5  $\mu\text{V}$ .



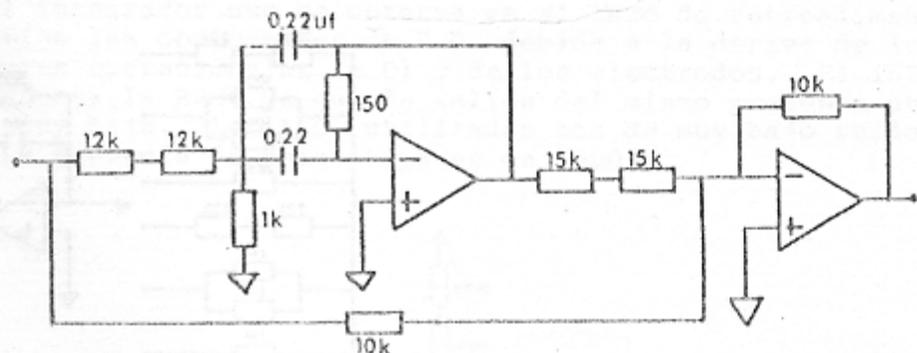
Selector de sensibilidad

**MODULADOR-DEMODULADOR.** Con el fin de proporcionar protección al paciente sujeto a estudio debemos mantener la instrumentación conectada a él aislada de tierra efectiva. Esta etapa acopla la señal de tierra flotante que viene del selector de sensibilidad continuo a tierra efectiva usando modulación por ancho de pulso. La señal así modulada pasa a través de un transformador con una capacidad entre primario y secundario de algunos picofaradios.



Modulador - demodulador

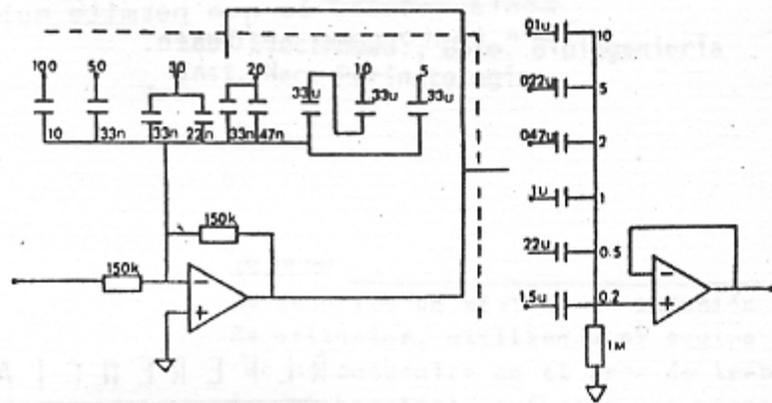
**FILTRO DE RECHAZO A 60 Hz.** En esta etapa se proporciona al usuario la posibilidad de efectuar una atenuación a la frecuencia de la línea que será muy útil en los ambientes con fuerte interferencia debido al acoplamiento de la señal de 60 Hz. Este efecto se logra con un filtro pasabanda del tipo de ganancia infinita con retroalimentación múltiple (la ganancia es de 3 para 60 Hz y una Q de 6, la señal obtenida en la salida del filtro presenta una inversión de 180 grados). A un circuito sumador de dos entradas aplicamos la salida del filtro pasabanda multiplicada por un factor de atenuación de 3 y la señal original por un factor de ganancia unitaria tenemos como resultado un filtro supresor de banda. Con este arreglo se logran fácilmente atenuaciones superiores a 25 db en amplitud.



Filtro de rechazo a 60 Hz

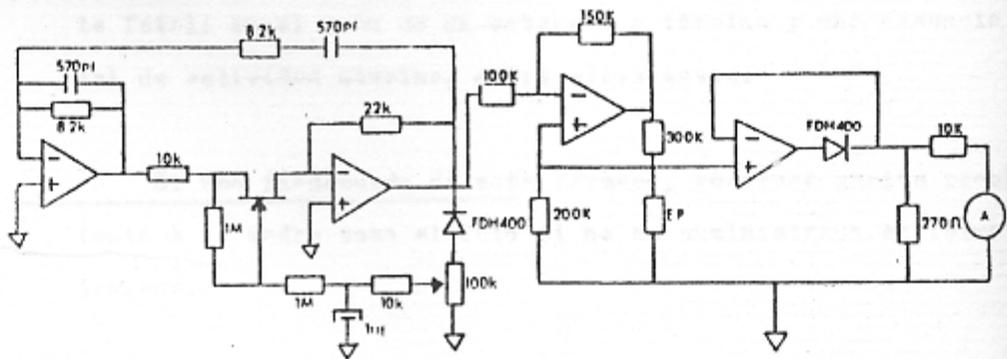
**FILTROS.** Se proporciona al usuario un banco de filtros tanto en bajas como en altas frecuencias para que pueda observar con mayor facilidad los componentes del registro que considere más importantes. Tanto el filtro que define el límite superior como el que define el límite inferior cuentan con 6 pasos. El corte de los filtros están definidos para una caída del 50 % en amplitud con respecto a la ganancia en la parte plana de la curva de respuesta en frecuencia para el ancho de banda máximo (0.2-100 Hz). Para el filtro pasa-altos los cortes se encuentran en 0.2,

0.5, 1, 2, 5 y 10 Hz; para el filtro pasa-bajos son: 5, 10, 20, 30, 50 y 100 Hz.



Filtros

**PRUEBA DE ELECTRODOS.** Los electrodos de entrada con los componentes más críticos en la cadena de registro. Los electrodos destinados para EEG de rutina deben ser pequeños, fácilmente fijables sin causar molestias al paciente. Además, para asegurar la obtención de un registro fiel el contacto con el cuero cabelludo debe ser óptimo, utilizando una pasta conductora adecuada. Se decidió utilizar un circuito que indique la calidad del contacto electrodo-cuero cabelludo y la resistencia de los electrodos. Esto se logró pasando una corriente senoidal de 35 kHz -- con un valor RMS de 50 uA. Dependiendo de la impedancia del arreglo bajo medición obtenemos una lectura en un medidor analógico calibrado en kilohms.



Prueba de electrodos

**CONCLUSIONES.** Un problema importante al que nos enfrentamos -- fue la minimización del ruido de fondo del preamplificador; se consiguió 2 uV referido a la entrada con un cuidadoso diseño --

del circuito impreso buscando la máxima simetría para la cancelación de ruido en modo común. El instrumento es completamente modular lo que permite multiplicar el número de canales tanto como se desee.

### REFERENCIAS

WEBSTER J "Medical Instrumentation" (New York):  
Houghton Mifflin ed.

VELASCO M. "Manual de Técnicas para un Laboratorio de Electro-  
fisiología" (México). Lib. Med. Esc. Nac. MedUNAM

OTT H. "Noise Reduction Techniques in Electronic Systems  
Wiley-Interscience ed.

CARBAJAL C. "Diseño y Construcción de un Preamplificador de -  
Tres Canales para Electroencefalografía" Tesis de Maes-  
trís, Bioelectrónica, CINVESTAV-I.P.N.