

# AMPLIFICADOR PARA POTENCIALES EVOCADOS AUDITIVOS (CONTROLADO POR COMPUTADORA)

Sánchez Navarrete E.E., Pensado Robles A., Azpiroz Leehan J.

Lab. Inv. Computación y Procesamiento de Señales.

Área de Ing. Biomédica-Dpto. Ing. Eléctrica.

U.A.M. - Unidad Iztapalapa.

## RESUMEN

Se presenta la descripción del desarrollo de un amplificador de instrumentación para utilizarlo en la adquisición de señales de potenciales evocados (P.E.). Se incluye una sección de filtrado y un estimulador auditivo aplicables a los estudios de potenciales evocados auditivos.

Se diseñó el sistema para ser capaz de controlarse como un puerto de una computadora personal (IBM-PC).

## I. INTRODUCCION.

Como resultado de la estimulación externa de un receptor sensorial, ocurre la transmisión de un potencial eléctrico en dirección de centros nerviosos superiores de relevo, pudiendo éstos ubicarse a nivel cortical. El control de la estimulación de los receptores produce a su vez el control del inicio de los potenciales sobre las vías aferentes.

Estos potenciales viajarán a través de las vías aferentes; durante el trayecto, según avancen a niveles superiores, serán sometidos a diversos procesamientos. El seguimiento de estas señales a lo largo de este trayecto, permite observar la continuidad de las vías aferentes; de manera más compleja, el análisis de las señales obtenidas permite estudiar de forma controlada la funcionalidad de los núcleos de procesamiento del cerebro.

Por ejemplo, la presentación al paciente de dos letras "p" mayúsculas de diferente tamaño, ocasionará un solo patrón en el registro de la actividad eléctrica en el lóbulo frontal, en donde se ubica la identificación de patrones. Sin embargo, los patrones en el registro obtenido del lóbulo occipital, en donde se recopilan las imágenes, mostraron diferencias. Si se muestran patrones "p" mayúscula y "p" minúscula, se mostrarán diferencias en los registros de la actividad eléctrica en áreas frontal y occipital. (10).

El registro de potenciales evocados se basa fundamentalmente en el método de promediación definida por Barlow en 1957 (3). El registro de estas señales ha sido utilizado para asistir en el proceso de diagnóstico y localización de desordenes en una amplia variedad de aplicaciones. Algunos ejemplos son: evaluación y localización de desordenes en el pedúnculo cerebral, desordenes en nervios periféricos, desordenes en la corteza cerebral, desordenes en las vías visuales, función sensorial nerviosa, desordenes de la espina dorsal, funciones de la cóclea y localización de tumores.

Harmony reporta datos cuantitativos acerca del grado de confiabilidad del estudio de asimetría con respecto a potenciales evocados y EEG (Ver tabla 1.) (10). De los datos que se muestran se puede observar que la confiabilidad del estudio aumenta si se corijuntan las dos técnicas, excepto en los casos de epilepsia.

Roy John menciona que combinando el EEG tradicional con el análisis de la computadora, la exactitud del método supera al 94%. Sin embargo, dado lo complejo de los resultados y el manejo de dichas técnicas, estos métodos aún presentan una limitada utilidad en lo que corresponde a la diferenciación de patologías específicas (10).

ENFERMEDAD	SIMETRIA DE EEG		P.E. SIMETRIA		EEG	
	N	%	N	%	N	%
TUMORES	26	81	22	71	22	71
GOLPES	16	87	12	79	32	60
EPILEPSIAS	29	73	23	58	33	83
MISCELANEOS	18	69	20	77	17	65
TOTAL	119	79	107	71	104	69

TABLA 1. (Ref 10) N=número de pacientes tratados, %=porcentaje de acierto.

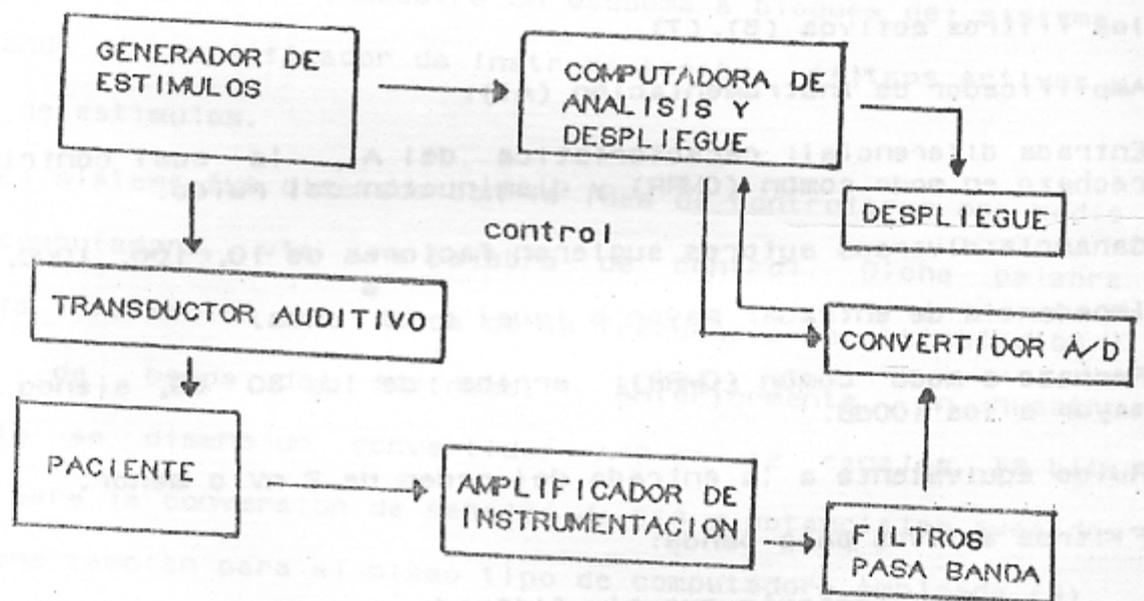


Figura 1. Diagrama a Bloques del sistema.

## II. CARACTERÍSTICAS DEL SISTEMA.

El sistema de adquisición para potenciales evocados se conforma por los bloques mostrados en la figura 1.

La señal de potenciales evocados auditivos se caracteriza por tener amplitudes que van de los 30 nV a los 650 nV con un valor típico de 160 nV. Existe diversificación en las opiniones de varios autores sobre el rango de frecuencia que contiene la mayor parte de energía de estas señales. Existen rangos tales como 30 Hz - 2 kHz, 8 Hz - 1 kHz, 30 Hz - 1.5 kHz y 8 Hz - 8 kHz, que coinciden en la literatura.

Con base en estas características se debe considerar importantes las siguientes para el amplificador de instrumentación y los filtros activos (8), (7).

Amplificador de instrumentación (AI):

Entrada diferencial: característica del AI, la cual contribuye al rechazo en modo común (CMRR) y disminución del ruido.

Ganancia: diversos autores sugieren factores de 10, 100, 1000, etc.

Impedancia de entrada: mayor o igual a  $10^6$  Ohms.

Rechazo a modo común (CMRR): arriba de los 80 dB, siendo deseable mayor a los 100dB.

Ruido equivalente a la entrada del orden de 2 nV o menor.

Filtros activos pasa-banda:

Es importante que el filtrado sea mayor al orden 4. Se sugiere el uso de filtros Butterworth, pues su función de transferencia es bastante plana en la meseta e introduce poca deformación en la señal por corrimiento de fase.

Es usual repartir la ganancia total del sistema entre el amplificador de instrumentación y los filtros activos. La ganancia total del sistema es buena entre el rango de 1000 a 1,000,000.

Por otro lado, para los potenciales evocados auditivos se requiere de unos estímulos denominados "clicks", los cuales se caracterizan de un pulso cuadrado de 100  $\mu$ s de duración, con frecuencia de repetición de 0.25 Hz a 62 Hz, siendo comunes en la clínica las frecuencias de 10, 33.3 y 50 Hz.

Este click o estímulo se aplica a audifonos colocados al paciente con el fin de eliminar ruidos externos y controlar el ambiente de sonido del paciente.

La amplitud del estímulo puede variar; para investigación se usan amplitudes de entre 20 dB a 75 dB HTL (Hearing Threshold Level), y para la clínica son usados de entre 35 dB a 70 dB HTL. (7).

### III. DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA:

En la figura 2 se muestra un esquema a bloques del sistema, que comprende al amplificador de instrumentación, filtros activos y generador de estímulos.

El sistema fue diseñado con la idea de controlarse por medio de una computadora, vía una palabra de control. Dicha palabra contiene la información codificada de la frecuencia de estimulación y el ancho de banda del filtrado. Anteriormente, en nuestro laboratorio se diseñó un convertidor A/D de 12 canales, 12 bits expreso para la conversión de señales de EEG y potenciales evocados que funciona también para el mismo tipo de computadora empleada (3).

El amplificador de instrumentación debe contar con una tierra flotante como medida de seguridad eléctrica para el paciente; resulta conveniente el uso de baterías u otro tipo de aislamiento de tierra física. Para este sistema en especial se utilizó aislamiento por baterías debido a su fácil manejo y accesibilidad en el mercado.

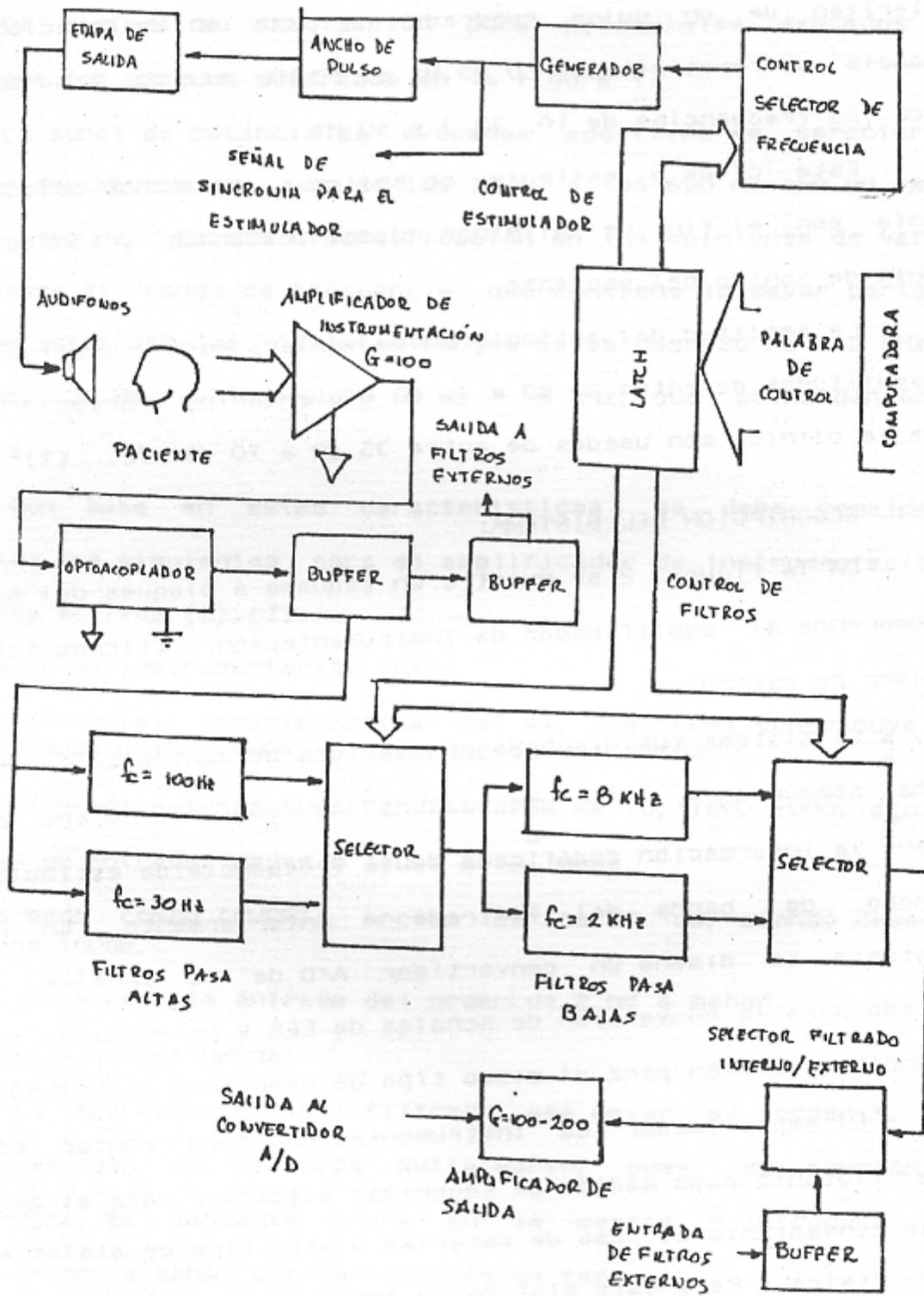


fig. 2.

La señal proveniente del IC-A1 es manejada a través de un optoacoplador que nos permite introducir la señal de la sección aislada a la tierra física. Un optoacoplador que resulta excelente para esta aplicación es el TIL-111. Para este sistema en especial se configuró este bloque con una ganancia de 100.

Debido a las diferentes ideas y sugerencias aportadas por los investigadores sobre el ancho de banda de la etapa de filtrado, resulta conveniente permitir cierta flexibilidad. La sección diseñada nos permite 4 anchos de banda posibles:

100 Hz - 8 KHz  
 100 Hz - 2 KHz  
 20 Hz - 8 KHz  
 20 Hz - 2 KHz

Existe además la posibilidad de realizar un filtrado externo. En este caso es importante recordar que los componentes empleados en este filtrado deben tener características de bajo ruido.

Resulta conveniente que la ganancia individual de los filtros sea unitaria. De esta forma se evitan los problemas producidos por lazos de retroalimentación positiva y reducir al mínimo el número de componentes pasivos.

Para completar la ganancia total del sistema se incluye una etapa de salida con ganancia variable con rango de 100 a 200. De esta manera se alcanza una ganancia total de entre 10,000 a 20,000.

El generador de estímulos se diseñó con base en el "timer" 555 como oscilador y un monoestable 74LS123 que controla al ancho del pulso. Se pueden seleccionar una de tres frecuencias clínicas.

La selección del ancho de banda del filtrado y la frecuencia de estimulación se realiza desde la computadora, vía una palabra de control, que es almacenada en un "latch" que hace las veces de

puerto. La información guardada en el latch se transfiere a dos multiplexores analógicos los cuales actúan como selectores en cada uno de los bloques.

#### IV. CONCLUSIONES:

Este sistema resulta vulnerable al ruido de 60 Hz inducido por las líneas de alimentación, es importante entender que para la adquisición de señales tan pequeñas y cuyo ancho de banda incluye los 60 Hz, este ruido es un enemigo importante, de tal manera que la distribución cuidadosa de los componentes y de las tierras es fundamental para lograr un buen rechazo al ruido.

Cabe señalar, que con la variación del ancho de banda, existen cambios en los periodos de latencia y amplitudes registradas debidos a corrimientos de fase y atenuación propias del filtro. No es recomendable por esto realizar comparaciones entre estudios registrados con diferentes anchos de banda.

Debido a que la electrónica digital llega a producir ruido sobre los amplificadores es conveniente dividir físicamente al sistema en dos bloques independientes. Esto ayuda también si se piensa instalar al sistema sobre un brazo móvil.

Este sistema tiene poco tiempo de haber sido completado y ha sido sometido a pruebas preliminares de ganancia, ancho de banda y ruido. Aún no se han completado pruebas rigurosas que nos permitan reportar resultados formales.

## V. BIBLIOGRAFIA:

- (1). Dubby F.H.MD, Burchfiel J.L.PhD, Lambroso C.T.MD; Brain Electrical Activity Mapping (BEAM): A Method for extending the clinical utility of EEG and evoked potential data., Annals of Neurology, Vol.5, No.1, April 1979.
- (2). Forrest M.M.III; "A Handbook of Integrated Circuit Applications"., Radio Shack, first edition, 1979.
- (3). Gómez D.C.S., Azpiroz L.J., Medina B.V., Pensado R.A., Sánchez N.E.E.; Sistema de Adquisición de Señales Biomédicas., Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica, Vol.7, No.1, pp.39-51, Oct-Dic 1986.
- (4). Grass E.R., Johnson E.; "Evoked Response Signal Averaging", Grass Instrument Co., Quincy Mass., Marzo 1979.
- (5). Kimitaka K.MD, revisado por; "Evoked Potential Measurement (an Introduction)", Nihon Kohden Technical Education Series., Neuroseries.No.3.
- (6). Lindig M.; Un filtro Butterworth de orden cuatro., Ingeniería, Vol.XLVIII, No.2, Abr-Jun 1978.
- (7). Montrose K.J.; "Acquisition and Processing of the Visual Evoked Response"., Washington University Sever Institute of Technology. Dec 1979.
- (8). Nicolet Instrumentos S.A. de C.V.; "Potenciales Evocados", 1980.
- (9). Peper A., Grimberg C.A.; EEG Measurement during electrical stimulation., IEEE Transactins on Biomedical Engineering, Vol.BME-30, No.1, Apr 1983.
- (10). John R.E., Karmel B.Z., Corning W.C., Easton P., Brown D., Ahn H., Kaye H., Jhon M., Harmony T., Toro A., Gerson I., Bartlett F., Thatcher R., Valdes P., Shwartz E.; Neurometrics., Science, Vol.196, pp. 1393-1410, Jun 1977.
- (11). Webster J.G., editor; "Medical Instrumentation, Application and Design"., Houghton Mifflin Co., 1978.