

**UNIVERSIDAD NACIONAL DE INGENIERÍA**  
**FACULTAD DE INGENIERÍA ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA**



**REPOTENCIACIÓN DE ELECTROENCEFALOGRAFO (EEG)**  
**ANALOGICO DE 21 CANALES**

*INFORME DE COMPETENCIA PROFESIONAL*  
***PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE:***  
*INGENIERO ELECTRÓNICO*

*PRESENTADO POR:*  
**HERNAN SANTIAGO GARCÍA RUIZ**

**PROMOCIÓN**  
**1998-I**

**LIMA-PERÚ**  
**2013**

**REPOTENCIACIÓN DE ELECTROENCEFALOGRAFO (EEG)  
ANALOGICO DE 21 CANALES**

Agradezco profundamente:

Al Señor de los Milagros por ser el guía de mi vida

A mi esposa y mi familia por formar el cimiento de mi fe hacia el futuro

A mi querida UNI por la formación que me brinda

## SUMARIO

En el presente Informe de Competencia Profesional se explica el método y los pasos que se siguió para encontrar una solución de cómo repotenciar un equipo médico de neurología que, prácticamente nuevo, se averió quemándose las tarjetas electrónicas de amplificación. El objetivo del trabajo fue reconstruir un circuito equivalente al quemado para que funcione como el original, ya que no se contaba con ningún tipo de información técnica al respecto que ayude a confeccionar un circuito que cumpla con las características técnicas básicas para que funcione con los demás circuitos del equipo. El equipo permite realizar estudios de Electroencefalografía (EEG) y se encarga de registrar fluctuaciones eléctricas en humanos y animales mediante electrodos colocados en el cuero cabelludo; definiéndolo como el registro de la actividad eléctrica cerebral representada en una gráfica de voltaje (eje y) contra el tiempo (eje x). El conjunto de fenómenos que se registra con el EEG, no se originan en la totalidad en el cerebro, sino solo en la corteza cerebral; manto de tejido nervioso que cubre la superficie de los hemisferios cerebrales, donde ocurre la percepción, la imaginación, el pensamiento, el juicio y la decisión; no obstante, con una prueba de EEG el registro obtenido es una respuesta integrada de las estructuras reflejadas en las capas más superficiales de la corteza cerebral. Tomando en consideración la magnitud del problema, este trabajo se encaminó a reconstruir 21 canales del EEG tomando como base un amplificador de instrumentación que sea útil, preciso, versátil y que sus repuestos y accesorios se encuentren disponibles en el mercado. Como solución al problema se estableció una metodología secuencial partiendo de una breve presentación del problema describiendo todo el circuito en bloques, pictográficamente, esquemáticamente y finalmente, el funcionamiento del EEG con el circuito insertado, adjuntando tablas y características técnicas de los dispositivos a usar y los resultados del EEG funcionando dinámicamente.

## ÍNDICE

<b>INTRODUCCIÓN</b> .....	1
<b>CAPITULO I</b>	
<b>ANTECEDENTES</b> .....	4
1.1 Planteamiento del Problema .....	4
1.2 Objetivos.....	4
1.3 Justificación del trabajo a realizar.....	5
<b>CAPITULO II</b>	
<b>MARCO TEÓRICO CONCEPTUAL</b> .....	6
2.1 Historia y Tecnología .....	6
2.1.1 Primera Etapa (1920–1933) El amplificador de Instrumentación.....	6
2.1.2 Segunda Etapa (1934-1936) Los Primeros EEG clínicos .....	8
2.1.3 Tercera Etapa (1938-1948) EEG Hibrido Válvula-Transistor .....	9
2.1.4 Cuarta Etapa 1950-1957) EEG Analógico.....	10
2.1.5 Quinta Etapa (1958-1994) EEG Hibrido Transistor-Circuito Digital.....	11
2.1.6 Sexta etapa (1995-2012) EEG Digital .....	12
2.2 Interrelación de la ingeniería y la medicina con el EEG.....	13
2.2.1 El Sistema nervioso en el cerebro.....	13
2.2.2 El Encéfalo.....	14
2.2.3 El Cerebro.....	14
2.2.4 El Cráneo.....	15
2.2.5 La Neurona – Morfología .....	16
2.2.6 El Impulso Nervioso en función al Potencial de Acción .....	17
2.2.7 Sinapsis .....	18
2.3 Ondas cerebrales tomados por un EEG. Estudio del sueño.....	19
2.4 Fases del sueño al realizar un estudio Electroencefalográfico .....	21
2.5 Sistema 10-20.....	22
2.5.1 Marcas sobre el cráneo.....	23
2.5.2 Posiciones del Sistema 10-20.....	24
2.6 Tipos de Registros .....	25
2.7 Electrodo a usar en Electroencefalografía.....	27
2.8 Esquema de un canal electroencefalográfico.....	29

2.9 Diagrama en Bloques de un Sistema EEG convencional de 8 canales .....	30
2.10 Parámetros y dispositivos de un EEG básico .....	32
2.10.1 Relación de Rechazo (CMRR) .....	32
2.10.2 Ruido .....	34
2.10.3 Sensibilidad .....	35
2.10.4 Respuesta de Frecuencia .....	35
2.10.5 Filtros .....	36
2.11 Amplificador Operacional AD620 .....	39
<b>CAPITULO III</b>	
<b>METODOLOGÍA PARA LA SOLUCIÓN DEL PROBLEMA .....</b>	<b>41</b>
3.1 Reconstrucción de la Arquitectura del Hardware .....	41
3.2 Partes básicas de un EEG Analógico de 21 canales .....	42
3.3 Circuitos complementarios del EEG a repotenciar .....	45
3.4 Circuito de prueba con valor establecido para RG y Ganancia .....	49
3.5 Acondicionando el AD620 como amplificador de instrumentación .....	50
3.6 Implementación final del AD620 .....	51
<b>CAPITULO IV</b>	
<b>PRESENTACIÓN DE RESULTADOS .....</b>	<b>52</b>
4.1 Logísticos .....	52
4.2 Técnicos .....	53
4.3 Presentación del Equipo .....	53
4.4 Comparación de estudios EEG: Convencional vs. Repotenciado .....	55
<b>CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES .....</b>	<b>57</b>
<b>ANEXO A: CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS DE DISPOSITIVOS ELECTRÓNICOS .....</b>	<b>59</b>
<b>BIBLIOGRAFÍA .....</b>	<b>63</b>

## INTRODUCCIÓN

En esta última década con la ayuda de la electrónica y la informática la electroencefalografía ha avanzado geométricamente a tal punto que en la actualidad se la acepta tanto en la práctica como en la teoría como un método de rutina para localizar enfermedades cerebrales por tratarse de una técnica no invasiva en la que se requiere la cooperación mínima del paciente; permitiendo al neurólogo efectuar con mas profundidad los estudios de epilepsia, trastornos neuronales y el mal sueño (Apneas, hipoapnea, ronquidos, etc.) lo que antes se hacía en base a características clínicas que eran muy sutiles, arbitrarias y confusas.

Estando a puertas del 2013 en nuestro medio las falencias con respecto a la distribución de equipos médicos en nuestra Costa, Sierra y Selva en lugares inhóspitos, lejanos y con poco acceso vial; se une a este factor los profesionales electrónicos dedicados a esta especialidad, que han tenido que ingeniarse desde la década de los 70 para adquirir por medio de la práctica la especialidad de la Ingeniería Biomédica o Clínica aunando el conocimiento de las materias de fisiología, anatomía y principios de medicina, se suma la falencia de centros de estudio que no generan profesionales biomédicos sino hasta el 2015. Argumentos estos fomentan que el presente trabajo sirva como exhortación a las nuevas generaciones para que estudien esta carrera, ya que entidades del estado y el sector privado dedicadas a la salud como MINSA y ESSALUD, tienen necesidad de este tipo de profesionales para organizarla y servirla en lo que respecta a la ingeniería biomédica tal como lo hacen en otros lugares vecinos que nos llevan una ventaja en este rubro por más de 18 años aproximadamente.

En el primer capítulo se realiza el planteamiento del problema como parte del mantenimiento preventivo y correctivo que se realiza a los equipos médicos, por lo que se establecen objetivos generales concerniente específicamente a la repotenciación del equipo y específicos, dedicado al plan de trabajo a ejecutar que en si es el proceso de una serie de pasos que unidos conllevan a establecer el objetivo de obtener un equipo repotenciado

completamente operativo, unido a una justificación de la labor a realizar, que especifica por qué hay que recuperar este equipo y que parámetros básicos debe cumplir como requisitos para su futuro cambio radical.

En el segundo capítulo partiendo de un marco teórico conceptual se presenta la historia aunada a la tecnología de la evolución de un electroencefalógrafo, esbozada por etapas desde un simple amplificador diferencial a tubos hasta un electroencefalógrafo digital incluido como sistema, interrelacionando la medicina con la ingeniería para obtener un estudio electroencefalográfico, tratando también el sistema nervioso en el cerebro humano, poniendo énfasis en las partes u órganos que intervienen en la toma de un estudio de EEG, tales como el encéfalo, el cerebro, cráneo, etc. Se esboza también la morfología de la neurona, el potencial de acción en función al impulso nervioso, la sinapsis, las ondas cerebrales que se obtienen utilizando un EEG, obteniendo ondas características neuronales en función a las fases del sueño con sus frecuencias respectivas.

También se enfoca superficialmente el estudio de la técnica del sistema 10-20, explicando que interrelación existe entre colocar los electrodos en el cerebro humano con la obtención de registros unipolares y bipolares con sus respectivas ondas características que cambian de acuerdo al tipo de material de los electrodos que se conectan en el cerebro. Este capítulo termina bosquejando el esquema de un canal electroencefalográfico con el funcionamiento de un sistema convencional de un electroencefalógrafo de 8 canales.

En el tercer capítulo se establece una metodología como solución del problema, esbozando una reconstrucción de la arquitectura del hardware, presentando el prototipo de un EEG analógico de 21 canales con sus respectivas partes por medio de un diagrama de bloques de un sistema funcional de electroencefalografía, en la cual se describe el cuero cabelludo, el tablero de conexión de los electrodos cuya señal del cerebro a la maquina se puede obtener en forma manual o automática. También se pone énfasis en el panel de control para todos los canales y un estudio sucinto de la fuente de poder. También se esboza los elementos básicos a considerar como solución al problema, describiendo los parámetros, dispositivos y circuitos elementales de un EEG, la relación de rechazo o CMRR, el ruido, la sensibilidad, la respuesta de frecuencia, filtros basa bajo y pasa alto, el filtro de muesca o notch filter y los circuitos complementarios básicos que debe tener un electroencefalógrafo esto se estudia por medio de un diagrama de bloques que presenta la interface electrodo-piel, un circuito acoplador de impedancias, un circuito electrodo de referencia, un amplificador básico de instrumentación, estudiando a groso modo el OPAMP AD620 en conjunto con un circuito de prueba con valor establecido para RG y ganancia. Se presentan también prototipos de los circuitos internos que contiene el OPAMP 620 y los cambios que



se operan en el mismo para que cumplan la amplificación debida frente a una frecuencia cambiante con intromisión de ruido y una impedancia que puede variar en función al tiempo y tipo de carga dinámica.

En el cuarto capítulo se presentan los resultados divididos en dos áreas que conllevan este tipo de equipos:

Área Logística.- Tiene que ver con el periodo de realización del trabajo, costo de repotenciación que incluyen la mano de obra y repuestos, el proceso de repotenciación trajo como consecuencia la implantación de una metodología que a la postre sirvieron para solucionar problemas con otro tipo de equipos médicos de la misma especialidad. El alto costo de adquisición de un nuevo equipo fue un factor preponderante para tomar la decisión de repotenciar el equipo malogrado y por ser un equipo analógico era necesario arreglarlo con la intención que supere su servicio de trabajo de 15 a 20 pacientes por día, superando al mismo tiempo su temperatura regular de funcionamiento sin ningún tipo de distorsión de espectro de frecuencia durante la realización de un estudio electroencefalográfico. Con estos cambios se lograba bajar el costo de estudio por paciente; para la atención poblacional de los segmentos D, E de provincia, aumentando el porcentaje de ingreso al centro hospitalario que lo brindaba.

Área Técnica.- Es la presentación de resultados técnicos con nuevas características siguiendo normas técnicas internacionales. Se construyeron 21 circuitos electrónicos los cuales se encuentran distribuidos en cinco tarjetas de resina de vidrio confeccionándose un manual técnico de operatividad y un manual de manejo para el usuario y estableciéndose otra frecuencia de trabajo (Sólo 60 Hz) para que trabaje hasta 245 VAC. También se establece una nueva temperatura de trabajo (Hasta 42°C), sin ningún desdibujamiento de tipo de onda, estableciéndose una alta estabilidad de funcionamiento con 97% de humedad relativa. Se construyó un nuevo pozo de tierra para que trabaje con menos de  $5\Omega$  para el buen funcionamiento del equipo, evitando la intromisión de ruidos espurios.

Esta repotenciación sirvió para que el equipo pueda rendir unos 10 años más de trabajo tal como lo piden las leyes internacionales con respecto a equipos médicos, el cual se cumplió por 12 años, dándole de baja el 2010 por cambio de tecnología, presentándose imágenes del equipo tanto internas como externas. Actualmente, el equipo se encuentra de baja en un hospital del MINSA.

## **CAPITULO I ANTECEDENTES**

### **1.1 Planteamiento del Problema**

Este es un problema que se presentó en la rutina de trabajo del mantenimiento preventivo y correctivo a equipos médicos en los hospitales a nivel nacional en nuestro querido Perú. En esta ocasión se encontró en los servicios de Neurofisiología Clínica del ex hospital Mogrovejo de Lima, llamado hoy en día Instituto Nacional de Ciencias Neurológicas, un electroencefalógrafo donado, nuevo pero quemado en sus plaquetas electrónicas en un 40%, de la marca ATI, modelo AM21 de procedencia argentina; equipo éste que el INCN deseaba donarlo a un hospital de provincia por lo que se necesitaba primero su repotenciación para cumplir tal fin. Concluyendo que para poder repotenciarlo se tenía que adecuar un circuito electrónico práctico que realice los mismos estudios y las mismas funciones básicas de electroencefalografía que realizaba antes de quemarse. Por otro lado ameritaba realizar esta repotenciación ya que en nuestro medio, es costosa y engorrosa la adquisición de un electroencefalógrafo analógico o digital, así procedan de países vecinos como Argentina, Brasil, etc. Cuyos precios de fabricación son más baratos comparados a los procedentes de Estados Unidos, Japón o Europa; motivó a que nos encausemos a darle solución a este inconveniente.

En nuestro medio con respecto a un reequipamiento el efecto de donar cualquier equipo médico de un hospital a otro es con el bien completamente operativo, por lo que era inminente la repotenciación del electroencefalógrafo.

### **1.2 Objetivos**

En función a la observación y estudio a base de manuales técnicos, el principal fin es reconstruir los circuitos y amplificadores faltantes del electroencefalógrafo siniestrado con la ayuda de conceptos que interrelacionan a la neurología con la electrónica de un EEG.

Estudiar meticulosamente los circuitos electrónicos de las plaquetas útiles (no quemadas) con el fin de establecer sus entradas y salidas de señal, ya que no se disponía de ningún tipo de información electrónica ni eléctrica, vale decir planos, manuales de funcionamiento ya sea a nivel usuario o técnico.

Construir 21 nuevos canales con nuevos circuitos y con sus respectivos amplificadores de instrumentación, ya que estos dispositivos electrónicos fueron los más afectados, producto del corto circuito y por ende quemado de una gran parte de la tarjeta principal.

Realizar diferentes pruebas de funcionamiento y adaptabilidad de los circuitos recuperados con los circuitos de las plaquetas electrónicas que estaban en buen estado, midiendo y comparando voltajes, corrientes de consumo, impedancias de entrada y salida para obtener los parámetros de funcionamiento adecuados, tomando en consideración el clima de trabajo en que iba a funcionar el equipo tales como la temperatura ambiental, porcentaje de humedad, metraje sobre el nivel del mar, etc.

Establecer las futuras especificaciones técnicas básicas de funcionamiento para el reconstruido electroencefalógrafo como son: Entrada de línea, Frecuencia de trabajo, Temperatura de funcionamiento, humedad relativa de trabajo, etc.

### **1.3 Justificación del Trabajo a Realizar**

La intención de recuperar este tipo de equipo fue por el alto costo que represento su adquisición, ya que por ser de especialidad es más beneficioso poder recuperarlos por medio de la tecnología que tramitar una nueva adquisición por el alto costo que representa su proceso.

Pero para optar esta decisión es necesario que el equipo a repotenciar cumpla con los parámetros básicos de funcionamiento como requisito primordial para someterlo a un cambio radical, con la premisa que deba seguir funcionando al igual como fue diseñado y construido en un principio que es la de un electroencefalógrafo para uso neurológico, con mejores condiciones que le puede brindar la tecnología que se le aplique en su mantenimiento correctivo.

## CAPÍTULO II MARCO TEÓRICO CONCEPTUAL

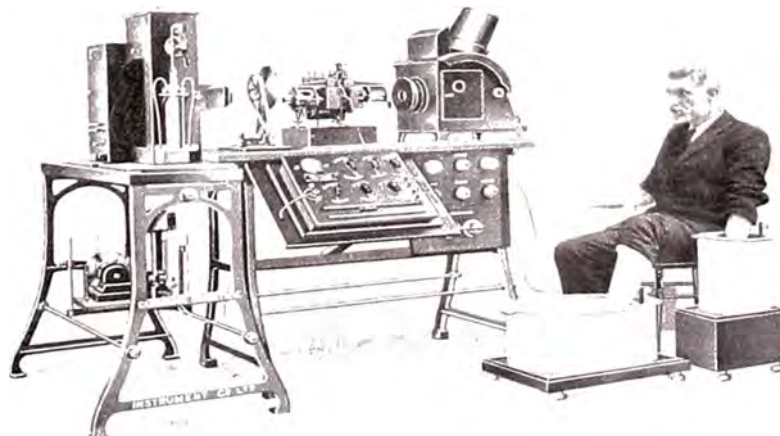
### 2.1 Historia y Tecnología

En la invención del electroencefalógrafo, existió una combinación de la medicina, electricidad, electrónica, física y la química, etc. Ciencias que nos ha permitido investigar la evolución de un EEG; permitiéndonos considerar seis etapas fusionando la historia y la tecnología para su evolución con la intervención de científicos de renombre el cual sin desearlo ayudaron a establecer las siguientes etapas:

#### 2.1.1 Primera Etapa: El Amplificador de Instrumentación (1920 – 1933)

Los primeros descubrimientos notables en el registro de señales electrofisiológicas fueron los diseños de Waller y Einthoven; construyendo un galvanómetro de cuerda de cuarzo, que permitió eliminar las limitaciones de los primeros EEG mediante modificaciones ingeniosas, permitiendo describir el uso del electrocardiograma (ECG o EKG). (Fig.2.1)

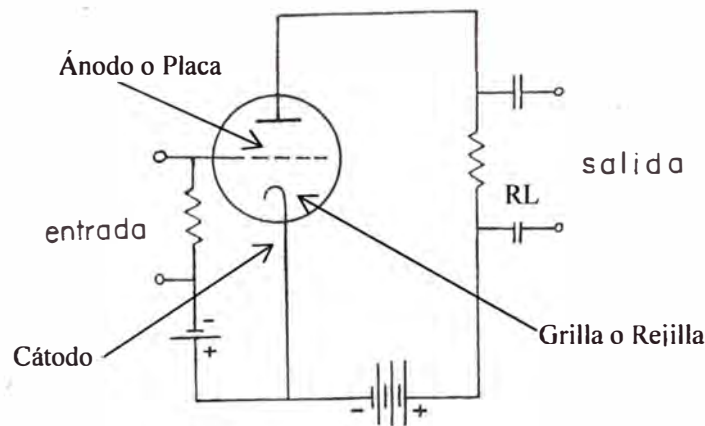
Einthoven construyó su galvanómetro a partir del galvanómetro de Deprez-D'Arsonval y reemplazó las partes móviles por un filamento de cuarzo plateado, entre los polos del imán. La reducción de masa en las partes móviles permitió una gran sensibilidad y respuesta rápida.



**Fig.2.1** Electrocardiógrafo de Einthoven  
Fuente: Wikipedia-String (Item1)

Este principio se siguió empleando hasta la segunda década del siglo XX en que se comenzó a emplear válvulas termiónicas (tubos) acopladas a circuitos de puentes de Wheatstone para amplificar las señales electrocardiográficas.

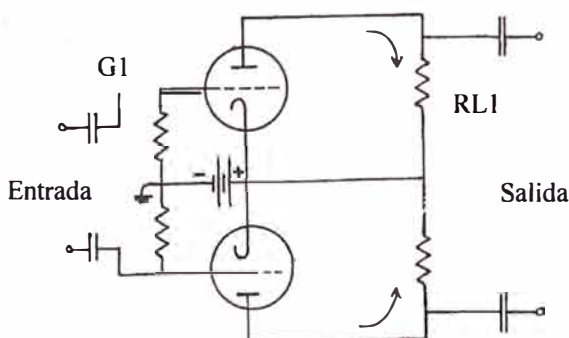
Al inventarse los amplificadores de tubos de vacío fue posible diseñar un Amplificador Diferencial básico de Instrumentación Clínica, con una válvula de vacío triodo en el cual las variaciones de tensión de la grilla producen variaciones importantes en la corriente del circuito anódico. El triodo amplificador (Fig. 2.2) es aquel cuya corriente anódica pasa por una resistencia de carga ( $R_L$ ), en la que la diferencia de potencial de sus extremos es la utilizable, ya que lo que nos interesa es la amplificación del voltaje. Al agregarse más grillas se obtienen válvulas más complejas, como tetrodos y pentodos. El desarrollo de este dispositivo facilitó la adquisición de las primeras señales bioeléctricas.



**Fig. 2.2** El Amplificador Básico con válvula triodo

Fuente: Electroencefalografía (Ítem 15)

Las dificultades inherentes al registro de potenciales bioeléctricos, hace que no todo tipo de amplificador se adapte a las necesidades de la electroencefalografía, en la cual se utilizan amplificadores balanceados (Fig. 2.3), que consisten en dos amplificadores conectados en forma opuesta, por la cual la señal de entrada es amplificada en la grilla  $G_1$  y  $G_2$ , de manera que en una grilla ocasiona un semiciclo positivo cuando en la otra lo hace en forma negativa y viceversa.



**Fig. 2.3** Amplificador Balanceado

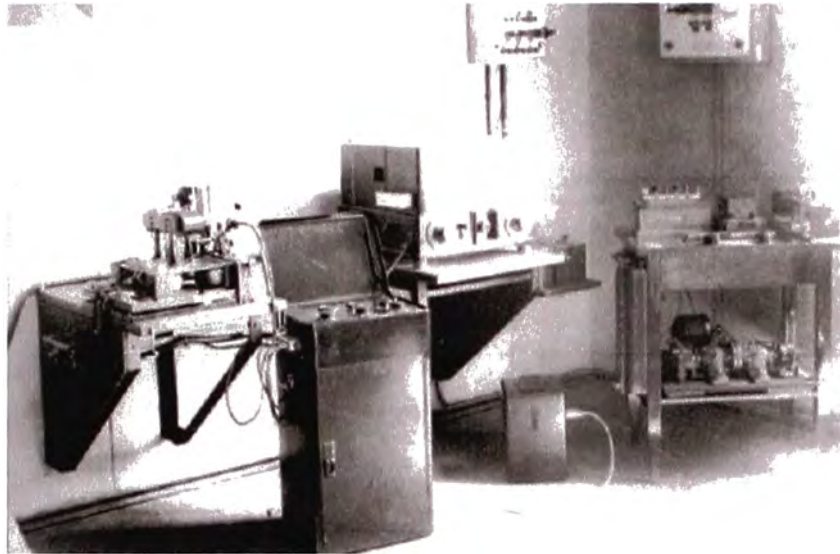
Fuente: Electroencefalografía

Enrique A. Delamónica

Pag. 20 (Ítem 15)

### 2.1.2 Segunda Etapa: Los Primeros EEG Clínicos (1934 – 1936)

Etapa de los experimentos puramente neurofisiológicos, la electroencefalografía entró en la práctica clínica después de demostrarse la veracidad de los registros y estudios realizados a humanos en 1920 por el alemán Dr. Hans Berger (1873 – 1941), quien se le considera como padre del inicio de la aplicación clínica de la electroencefalografía. (Fig.2.4)



**Fig.2.4** El Electroencefalógrafo de Berger  
Fuente: Electromedicina (3)

Se otorga al Dr. Frederick Gibbs una subvención para que desarrolle y procese los datos electroencefalográficos aplicando los conocimientos de Hans Berger. El Dr. Gibbs confiere al recién graduado de la Escuela médica de Hardware, Albert Grass el diseño de 3 dispositivos básicos para amplificar los potenciales humanos EEG que conectados a 3 plumillas y estas a su vez a un galvanómetro registrara por primera vez con precisión y fiabilidad las frecuencias EEG en una cartulina. Este equipo llamado Modelo I (Fig.2.5) fue usado en los primeros estudios neuromusculares como inicio de la futura especialidad de Neurología Clínica.



**Fig.2.5** Grass Modelo I. Con tríodos  
Fuente: Manual de Instrucción Grass  
(Ítem 4)

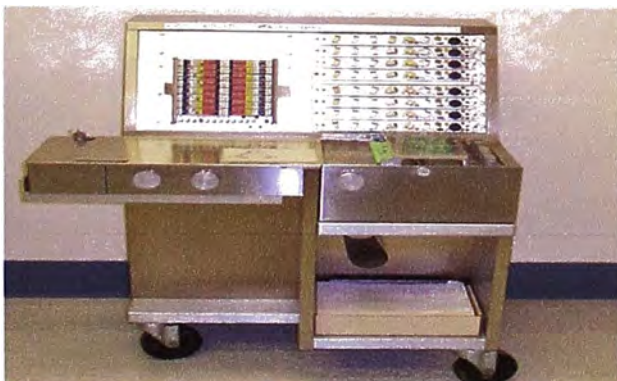
El electroencefalógrafo no es un aparato automático que registra la actividad eléctrica del cerebro por el simple accionar de una llave o software para que lo ponga en marcha sino que los datos contenidos en el registro electroencefalográfico se obtienen en función a la habilidad y experiencia del usuario que se encarga de tomar el estudio, por lo que el Dr. Grass con respecto al primer electroencefalógrafo experimental a válvulas de 8 canales, proyectado posteriormente a 20 (Fig.2.6), comenta que si estas condiciones no se toman en cuenta sus consecuencias pueden ser desastrosas llevando a errores de diagnóstico el cual no contribuye a resolver el problema clínico ya que la habilidad para obtener un trazado aceptable para su interpretación se adquiere por medio del estudio y la práctica clínica.



**FIG. 2.6** Primer EEG Experimental a válvulas de 8 ampliado a 20 canales.  
Fuente: Mindmachines.htm (Ítem 5)

### 2.1.3 Tercera Etapa: EEG Híbrido Válvula – Transistor (1938 – 1948)

En la posguerra con la invención del transistor bipolar se desarrolla el EEG de la marca Grass, tipo híbrido a Válvulas y Transistores (Fig.2.7) que se establece como estándar por su facilidad de uso, diseño robusto, con un sistema con normas y protocolos que perduran hasta la actualidad y se desarrolla un estimulador fótico, mejorándose al mismo tiempo el diseño y la producción de electrodos de copa con hueco y disco.



**Fig.2.7** EEG HÍBRIDO (Compuesto por Válvulas y Transistores)  
Fuente: Manual de Instrucción Grass (Ítem 6)

### 2.1.4 Cuarta Etapa: EEG Analógico (1950 – 1957)

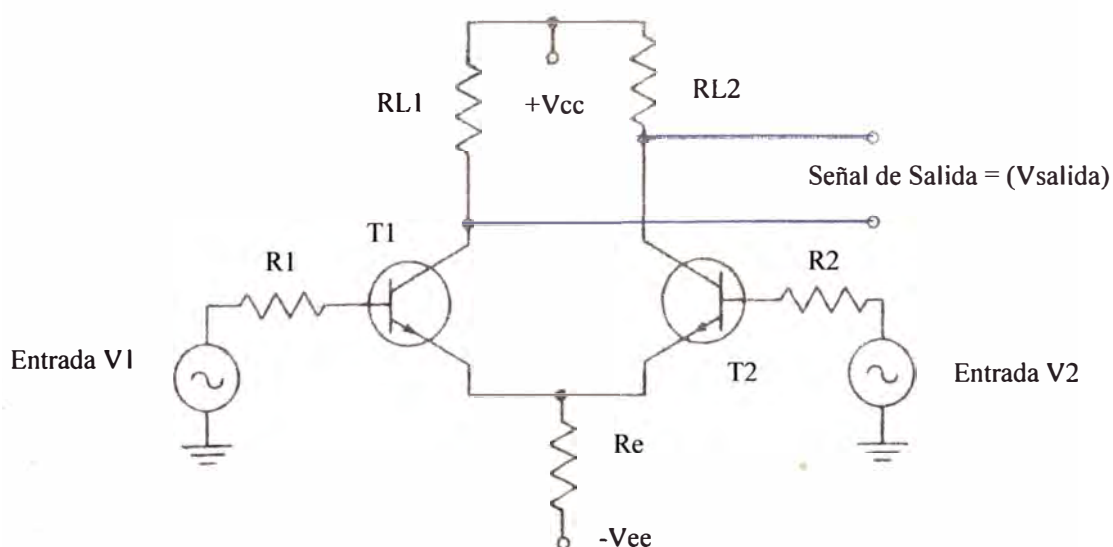
Con la invención del EEG analógico o discreto (Transistorizado) se establecen las bases para el estudio del sueño separando estudios de electroencefalografía para adultos y niños. En esta etapa el funcionamiento de un EEG se basa en el accionar de un amplificador diferencial (AD) (Fig.2.8). El cual se compone de dos transistores T1 y T2 que tienen idénticas características, cuya  $R_e$  es común a ambos transistores, las resistencias de carga de colector  $RL1=RL2$  y los circuitos de entrada también son idénticos; esto es  $V1=V2$  y  $R1=R2$ . La señal de salida es proporcional a la diferencia entre las dos señales de entrada, cuya fórmula es:  $V_{salida} = A (V1-V2) \dots (1)$

Donde A es la ganancia de cada transistor y  $V1$  con  $V2$  son las tensiones de señal en cada base con respecto a masa. Cuando la fase de las dos señales de entrada es la misma y sus amplitudes son iguales, la condición para el funcionamiento en modo común es:  $V1-V2 = 0$ , por lo tanto  $V_{salida} = A (0) = 0 \dots (2)$

Es decir, en el modo común un AD rechaza la señal de modo común y la salida para la señal de modo común es cero (Idealmente). En la práctica las dos mitades del amplificador AD nunca están completamente equilibradas y hay una salida más baja para el modo común. Cuando las dos señales de entrada son de igual amplitud pero están desfasadas  $180^\circ$ , la condición en modo diferencial de funcionamiento es:  $V1 = -V2$  o viceversa.

Por lo tanto  $V_{salida} = AV1 - (-V1) = A (2V1) \dots (3)$

En conclusión, en el modo diferencial o no común de funcionamiento el AD amplifica las señales de entrada y la señal de salida es igual al doble de la ganancia multiplicada por la señal de entrada.



**Fig.2.8** Amplificador Diferencial Básico.

Fuente: Electrónica Avanzada- TECSUP (Ítem 18)



También aparece el EEG con cabezal y estimulador Fótico con lámpara (Fig.2.9) el cual es usado en los estudios de neurología clínica de las principales facultades de medicina en todo el mundo, definiéndose las fases del sueño.

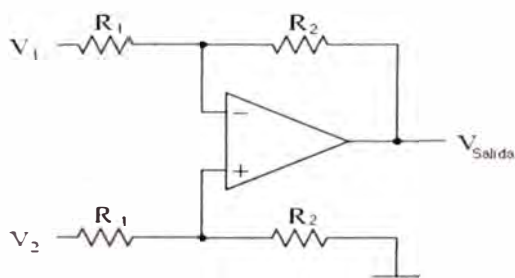


**Fig.2.9** EEG Analógico con Cabezal y Fotoestimulador con lámpara  
Fuente: Akonic s.a. modelo Mini (Ítem 7)

La aparición y construcción de circuitos que integraban a varios transistores en un amplificador operacional favoreció grandemente el desarrollo de la instrumentación electromédica (Fig.2.10). Los A.O desde su diseño cuentan con una entrada diferencial, por lo que son ideales para las aplicaciones que requieren amplificar pequeñas variaciones de potencial; cuya característica principal es su ganancia dada por:

$$V_{Salida} = \frac{R_2}{R_1}(V_2 - V_1) \dots (4)$$

$R_1$



**Fig2.10** Op-Amp modo diferencial

Fuente: Manual de operación Ati (Ítem 8)

### 2.1.5 Quinta Etapa: EEG Híbrido Transistor – Circuito Digital (1958 – 1994)

La interrelación de las computadoras compatibles con los equipos médicos con salidas para las interfaces del ordenador hace que se desarrollan los EEG híbridos de segunda generación (Fig.2.11) para su aplicación clínica e investigación con un mayor número de canales y el poder de interactuar con dispositivos informáticos con capacidad para alternar estudios de EEG, PSG, video, Electrooculografía, ECG, flujo de aire de las vías respiratorias, movimiento de las extremidades (Electromiografía), saturación de oxígeno(Oximetría), etc.



**fig.2.11 EEG Híbrido de Segunda Generación**

Fuente:Ati-Lermed (Ítem 9)

### 2.1.6 Sexta Etapa: EEG Digital (1995 – 2012)

Se desarrollan los EEG-PSG digitales, estacionarios y portatiles, alámbricos e inalámbricos con software y filtros digitales, video controlado automáticamente o manual por medio de software y el uso del internet(Fig.2.12), los cuales con el desarrollo de la microelectrónica pierden peso y tamaño con nuevas funciones de monitoreo y vigilancia epileptica por días.

Con las nuevas tecnologías de punta y con la ayuda de la nanoelectrónica se sigue aplicando electroencefalografía en la investigación dentro de la neurología clínica, con la ayuda del CD o DVD como reemplazo del papel y la transmisión de información en el ciberespacio a través de memorias volátiles, la utilización del USB en todas sus formas y capacidad en forma masiva en lo que va del sigloXXI.



**Fig.2.12EEGDigital**

Fuente: Mini Digital – Akonic (Ítem 7)

## 2.2 Interrelación de la Ingeniería y la Medicina con el EEG

En ésta etapa se une e interpreta la relación entre el cerebro y el electroencefalógrafo uniendo la Fisiología, Anatomía y electrónica, en la siguiente secuencia:

-Tópicos del Sistema Nervioso, el encéfalo, el cerebro, el cráneo, la neurona y la relación del Potencial de Acción.

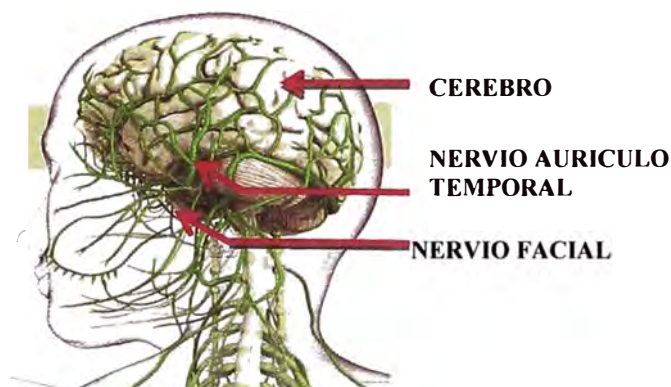
-Ciclos del sueño. Curvas características. Método 10/20

-Factores fisiológicos y anatómicos que participan con la gestación del cerebro de pequeños potenciales en el orden de los milivoltios (mv), microvoltios ( $\mu$ v), etc.

### 2.2.1 El Sistema Nervioso en el Cerebro

El Sistema Nervioso(Fig.2.13) es el encargado de producir, recibir, organizar e integrar la información proveniente del exterior e interior del cuerpo humano, generando como respuesta señales eléctricas dirigida a todos las células, tejidos, órganos y sistemas. Es la red principal de comunicación y coordinación del cuerpo en el cual se realizan las funciones superiores como la memoria, razonamiento, pensamiento, etc. Comprende 3 subsistemas que se definen por su autonomía y función:

- 1.- El sistema Nervioso Central (SNC).- Coordina y toma decisiones
- 2.- El Sistema Nervioso Periférico (SNP).- Envía la información sobre las entradas sensoriales y recibe instrucciones para accionar músculos y glándulas.
- 3.-El sistema nervioso Autónomo (SNA).- Su función es automática porque rige actividades como el control de la presión sanguínea y el ajuste del ritmo cardíaco de la que rara vez somos conscientes.



**Fig.2.13**Sistema Nervioso en el Cerebro

Fuente: El Cuerpo Humano (Ítem 10)

### 2.2.2 El Encéfalo

Es la parte central del Sistema Nervioso contenido en el cráneo, en donde se comunica con el resto del cuerpo por medio de los nervios craneanos y de la médula espinal. Consta del cerebro que constituye más del 90% de su volumen, cerebelo y tallo o tronco encefálico. (Fig.2.14)

El encéfalo en conjunto con la médula espinal regula los procesos no conscientes y coordina la mayoría de los movimientos voluntarios, mientras que el cerebro es el lugar de la conciencia el cual nos permite pensar y aprender.

Está compuesto por millones de neuronas que en conjunto con las fibras nerviosas funcionan e intervienen en la elaboración de pequeñas corrientes por medio de los potenciales de acción, específicamente en el cerebro humano para luego ser captadas externamente por el EEG.



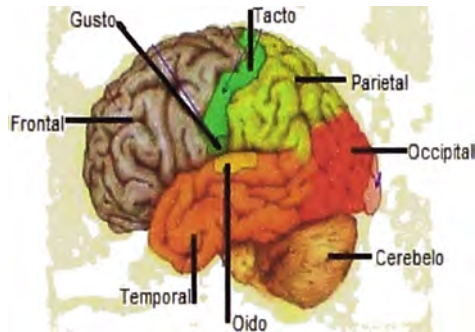
**Fig.2.14** Partes Principales del Encéfalo

Fuente: El Encéfalo (Ítem 12)

### 2.2.3 El Cerebro

Situado en la parte anterior y más voluminosa del encéfalo, con un peso aproximado a 1400g en adulto normal. Protegido por el cráneo, tiene forma ovoide y consta de dos hemisferios derecho e izquierdo, separados por la cisura interhemisférica en la cual se ubica la duramadre.(Fig.2.15).Cada uno de los hemisferios posee una gran corteza (córtez) cerebral externa de sustancia gris de 3 a 5 mm de espesor la cual contiene unos 50,000 millones de neuronas, que alberga en su interior la sustancia blanca que forma la mayor parte del interior del cerebro. Los surcos más profundos se llaman cisuras que delimitan cuatro áreas funcionales llamadas lóbulos: Frontal, Parietal, Occipital y Temporal.

En el costado inferior del cerebro está el cerebelo, responsable de la precisión y destreza de los movimientos del cuerpo humano, controlando a la vez el equilibrio y la postura. Se estima que un cerebro en pleno funcionamiento puede generar hasta 10 vatios de energía eléctrica.

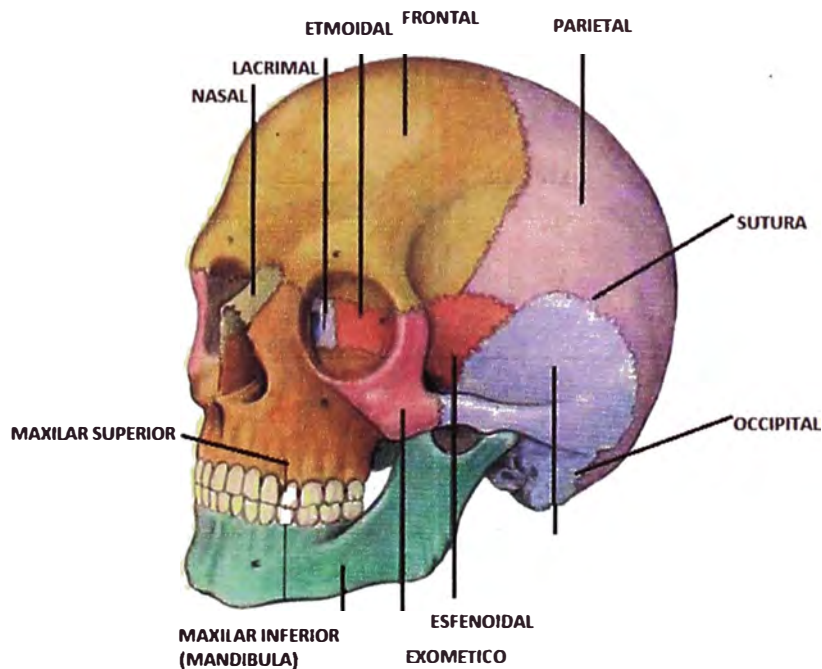


**Fig.2.15** El Cerebro

Fuente: El cuerpo humano (Ítem 10)

#### 2.2.4 El Cráneo

Lo conforman 22 huesos que están soldados en una estructura unitaria y firme, en el cual 21 se sueldan con fuerza durante el crecimiento en tenues líneas denominadas suturas. La mandíbula permanece sin soldarse, articulándose con el resto del cráneo. Las partes principales del cráneo, determinan los códigos a utilizarse universalmente en el método 10/20, denotando las posiciones exactas al colocar los electrodos para la toma de un exámen de EEG. (Fig.2.16)



**FIG.2.16** Huesos principales del Cráneo y la Cara

Fuente: El Cuerpo Humano (Ítem 11)

### 2.2.5 La Neurona - Morfología

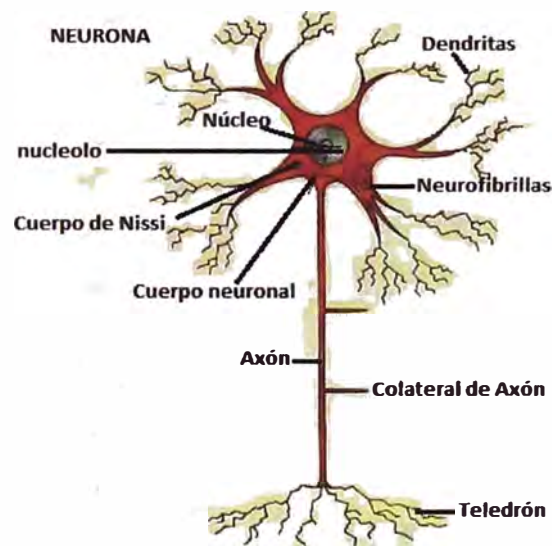
A inicios del siglo XX se situó por primera vez a las neuronas como células principales funcionales, que interconectadas al sistema nervioso establecen una red de conexiones muy especiales en todo el cuerpo humano. La neurociencia moderna, estipula que la neurona es la unidad funcional y estructural del sistema nervioso, cuya función principal es recibir los estímulos provenientes del medio ambiente, convirtiéndolos luego en impulsos nerviosos para transmitirlos por medio de señales eléctricas a otra neurona, células glandulares o musculares el cual produce una respuesta. Su característica principal es la excitabilidad eléctrica de su membrana plasmática.

Las partes más importantes que conforman una neurona son:

**Núcleo.**-Situado en el soma o cuerpo neuronal. Ocupa una posición central el cual lo hace visible, con la característica que al mismo tiempo puede contener uno o dos nucléolos prominentes.

**Dendritas.**- Son ramificaciones que proceden del soma neural que consiste en proyecciones citoplasmáticas. Están compuestas por microtúbulos y neurofibrillas que se relacionan con la sinapsis.

**Axón.**- Es una prolongación del soma neuronal recubierto por una o más células de Schwann. Se divide en cono axónico, segmento inicial y el telodrán. (Fig.2.17)



**Fig.2.17**Partes importantes de una Neurona

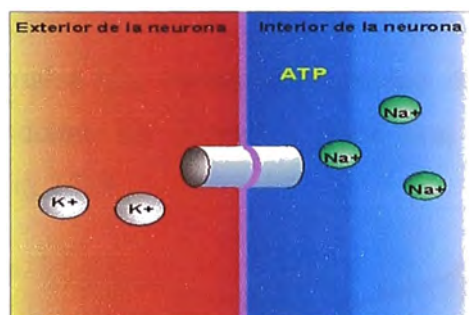
Fuente: El Cuerpo Humano (Ítem 10)

### 2.2.6 El impulso nervioso en función al potencial de acción

El impulso nervioso es una información que se crea y transmite por el cambio de polaridad en las membranas de las células, debido a la presencia de neurotransmisores que alteran la concentración iónica del interior celular.

Dentro de una neurona existen proteínas e iones con carga negativa, cuya concentración produce una diferencia de potencial entre el exterior de la membrana y el interior celular con un valor aproximado de  $-70\text{mv}$ . Esta diferencia entre exterior e interior se obtiene por la reacción que existe entre el sodio (Na) y Potasio (K); fenómeno que en bioingeniería se le llama funcionamiento de la Bomba de Sodio/Potasio que expulsa tres iones de sodio que se encontraban en el interior de la neurona e introduce dos iones de potasio que se encontraban en el exterior. (Fig.2.18)

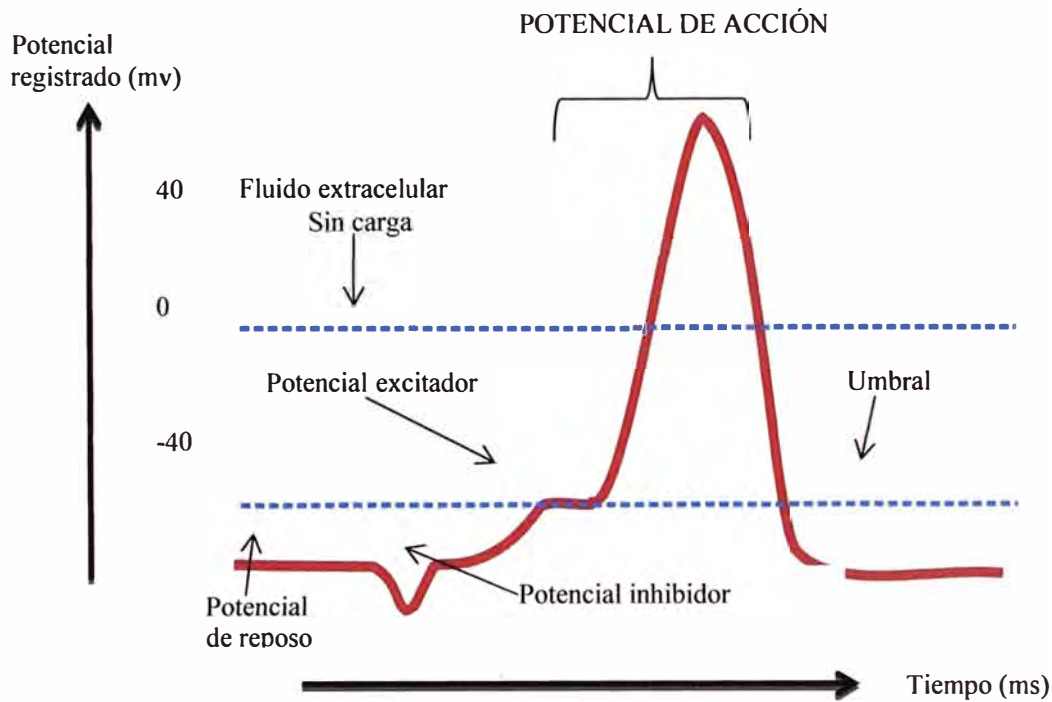
Los iones sodio no pueden volver a entrar en la neurona debida que su membrana es impermeable al sodio, por esto la concentración de iones de sodio en el exterior es elevada, perdiendo tres cargas positivas cada vez que funciona la bomba de  $\text{Na}^+/\text{K}^+$ , aunque entren dos cargas de potasio. Esto hace que en el exterior haya más cargas positivas que en el interior el cual crea una diferencia de potencial, momento en la cual la neurona se encuentre en un potencial de reposo a la espera de recibir un impulso nervioso.



**Fig.2.18** Intercambio de iones de sodio y potasio  
Fuente: El cuerpo Humano (Ítem 10)

Cuando un impulso nervioso llega a una neurona en estado de reposo la membrana se despolariza, abriéndose los canales para el sodio, cuya concentración es elevada en el exterior, invirtiéndose la polaridad, con lo que el interior de la neurona alcanza un valor electropositivo, respecto del exterior.

Si la despolarización provoca un cambio de potencial de  $120\text{mv}$ , más de lo que tenía el interior se dice que se ha alcanzado el POTENCIAL DE ACCIÓN (Fig.2.19) que implica la transmisión del impulso nervioso a la siguiente neurona.

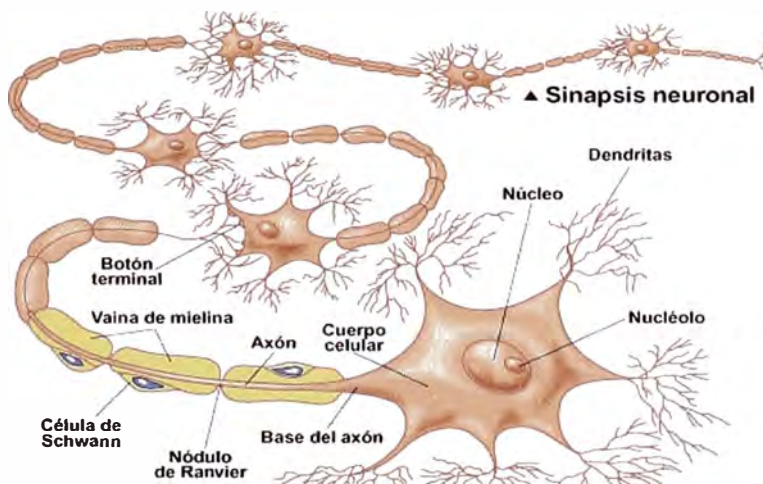


**FIG.2.19** Potencial de Acción

Fuente: El Cuerpo Humano (Ítem 10)

### 2.2.7 Sinapsis

Los impulsos nerviosos viajan a través de la neurona comenzando por las dendritas hasta llegar a los botones terminales que tienen la propiedad de conectarse con otra neurona, fibras musculares o glándulas. La conexión entre una neurona y otra se denomina SINAPSIS NEURONAL. (Fig.2.20)



**FIG.2.20** Sinapsis Neuronal

Fuente: El Cuerpo Humano (Ítem 10)



Las neuronas por lo general no se encuentran físicamente unidas ya que existe un pequeño espacio entre ellas, llamado hendidura sináptica, (Fig.2.21) al que se vierte el neurotransmisor desde la neurona presináptica que envía el impulso nervioso a la neurona postsináptica.



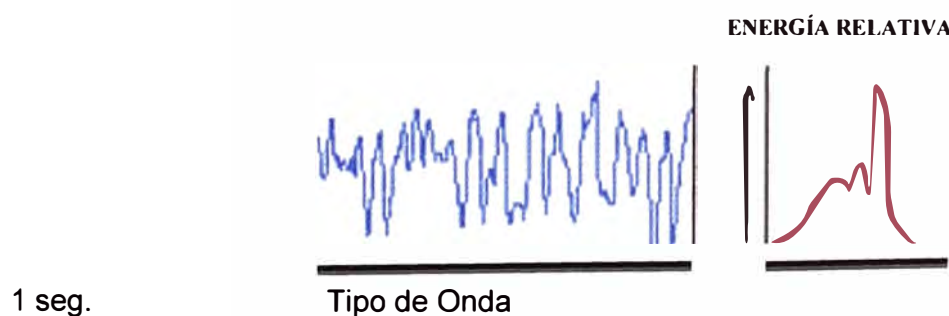
**FIG.2.21** Hendidura Sináptica  
Fuente: El Cuerpo Humano (Ítem 10)

### 2.3 Ondas Cerebrales tomadas por un EEG – Estudio del Sueño

Todo sistema bioeléctrico de potenciales transmembranales produce ondas electromagnéticas, específicamente percibidas en el córtex, que optan una nomenclatura en función al área en que es percibida. Las 5 categorías de ondas electromagnéticas generadas por nuestro cerebro son: Theta, Alfa, Beta, Delta y Gamma.

#### 2.3.1 Onda Theta ( $\theta$ ):

Frecuencia característica de 4 a 7 u 8 Hz (En la práctica de 3.5 a 7.5 Hz), pueden ir acompañadas de estrés producido por sentimientos, emociones, mayor capacidad de aprendizaje, fantasía, imaginación e inspiración creativa. Se caracterizan por tener una frecuencia moderadamente baja, asociada con el sueño profundo. (Fig.2.22)

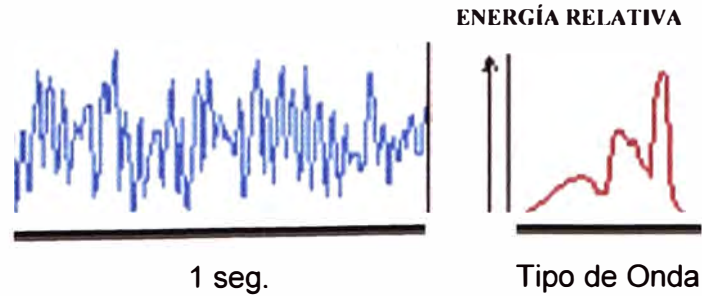


**FIG.2.22** Onda Theta

Fuente: Anatomía y fisiología-UPCH (Ítem 13)

#### 2.3.2 Onda Alfa ( $\alpha$ ):

Frecuencia característica moderada de 8 ó 9 a 12 ó 13 Hz. Con gran amplitud alrededor de los 50mv, causadas por estados de relajación e imaginación. Son registradas momentos antes de dormirse. (Fig.2.23)

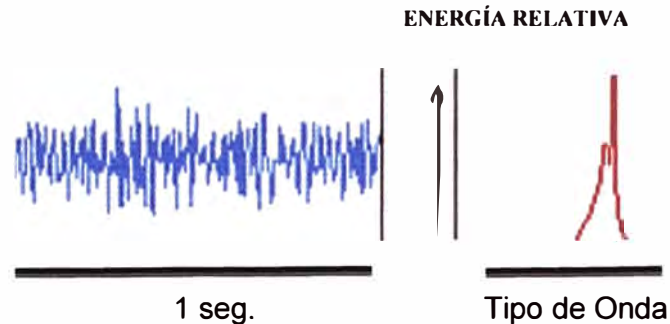


**FIG. 2.23** Onda Alfa

Fuente: Anatomía y Fisiología-UPCH (Ítem 13)

### 2.3.3 Onda Beta ( $\beta$ ):

Frecuencia característica de 13 a 30 Hz con una amplitud muy baja. Son el resultado de alta actividad mental, registrándose cuando la persona se encuentra despierta y los sentidos se hallan volcados hacia el exterior de manera que la inquietud y temores repentinos pueden acompañar a este estado que normalmente muestran oscilaciones rápidas. (Fig.2.24)

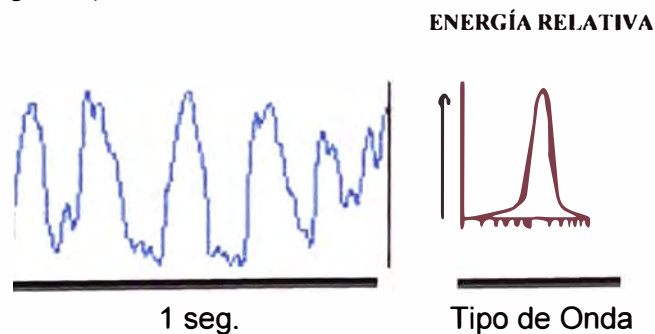


**FIG.2.24** Onda Beta

Fuente: Anatomía y Fisiología-UPCH (Ítem 13)

### 2.3.4 Onda Delta ( $\delta$ ):

Frecuencia característica de 1 a 3 Hz, de amplitud extremadamente baja. Ocurre durante períodos de sueño profundo, inconciencia, daño cerebral, coma e hipnosis profunda ya que rara vez el paciente lo experimenta despierto; resultando de gran importancia en los procesos curativos. (Fig.2.25)

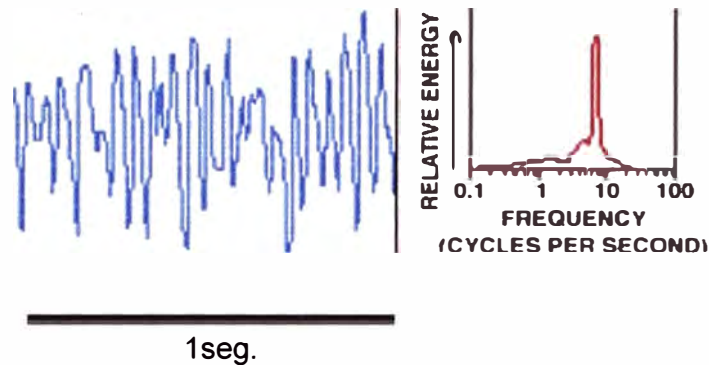


**FIG.2.25** Onda Delta

Fuente: Anatomía y Fisiología-UPCH (Ítem 13)

### 2.3.5 Onda Gamma ( $\gamma$ ):

Frecuencia característica de 40 a 100 Hz de alta frecuencia y rítmicas, siendo las ondas más rápidas del cerebro ya que se asocian con una mayor actividad mental. (fig.2.29)



**FIG.2.26** Onda Gamma  
Fuente: Anatomía y Fisiología-UPCH (Ítem 13)

## 2.4 Fases del Sueño al realizar un estudio Electroencefalográfico

Las ondas cerebrales varían en amplitud y frecuencia, según nos encontremos despiertos o durmiendo durante un ciclo que está determinado por las siguientes fases:

### 2.4.1 Vigilia

Es la fase de transición hacia el sueño, cuando los párpados empiezan a cerrarse. Siendo su frecuencia de 4 a 6 cps con 50 a 100 $\mu$ v de amplitud, durando unos 10 minutos con presencia de ondas Alfa. (5% del tiempo total del sueño)

### 2.4.2 Sueño Ligero

Suele durar unos 20 minutos en la cual la persona va cayendo progresivamente en un sueño más profundo, desconectándose cada vez más de la realidad; siendo cada vez más difícil despertarse, con la presencia de ondas Theta de 4 a 15 Hz de frecuencia y amplitudes de 50 a 150 $\mu$ v (50% del tiempo total del sueño)

### 2.4.3 Inicio del sueño profundo

Fase de transición hacia el sueño profundo en 2 a 3 minutos de duración. Suele ocurrir unos 30-40 minutos después de dormirse. Presencia predominante de ondas Delta y algo de ondas Theta, con frecuencias de 2 a 4 Hz y de 100 a 150 $\mu$ v de amplitud.

### 2.4.4 Sueño profundo o sueño Delta

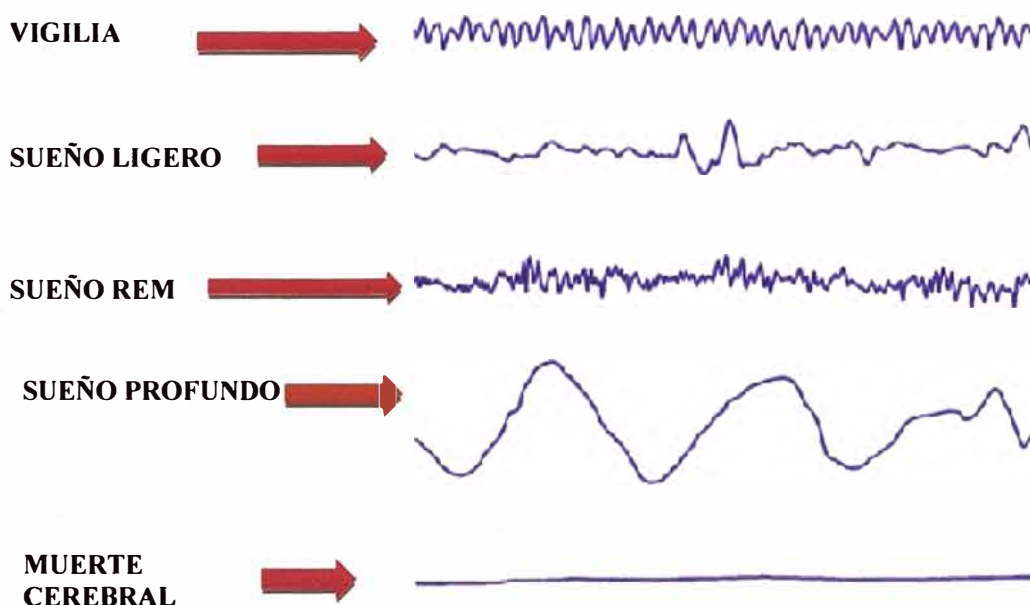
Suele ocurrir sonambulismo y los terrores nocturnos, durando unos 20 minutos aproximadamente con frecuencias de 0.5 a 2 Hz y amplitudes de 100 a 200 $\mu$ v de amplitud (20% del tiempo total del sueño).

### 2.4.5 Sueño REM

REM (Rapid eye movements). Fase de mayor frecuencia en la cual las neuronas del cerebro se asemejan a cuando se está despierto, volviéndose súbitamente más activo con presencia de ráfagas de ondas Beta y Theta de baja amplitud menores a  $50\mu\text{v}$  de 15 a 30 Hz de frecuencia. (25% del tiempo total del sueño).

### 2.4.6 Ciclo del Sueño

Tras la fase REM, el patrón cerebral vuelve a ser el de la fase 1, y el ciclo vuelve a empezar. Las personas suelen atravesar de 4 a 6 ciclos de sueño cada noche; en el cual cada ciclo suele durar entre 70 y 110 minutos. Aunque el sueño profundo predomina en los dos primeros ciclos, su frecuencia disminuye conforme avanza la noche, siendo más frecuente el sueño REM. (Fig.2.27)



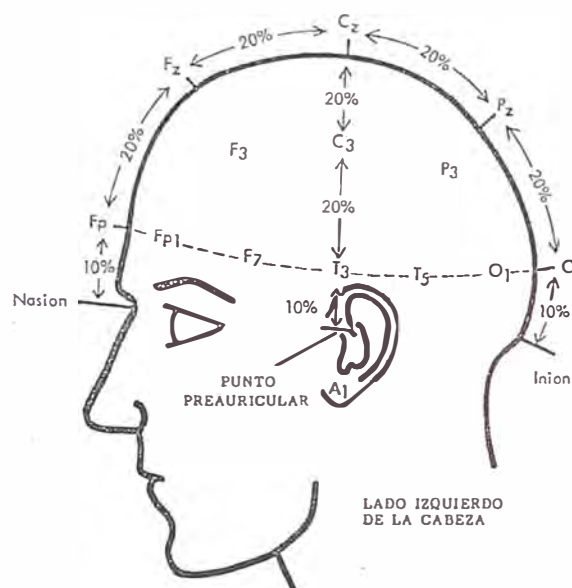
**FIG.2.27** Forma de onda en las fases del sueño  
Fuente: Anatomía y Fisiología-UPCH (Ítem 13)

### 2.5 Sistema 10-20

Es la colocación de electrodos en el cuero cabelludo, implantado en 1958 por electroencefalografistas de la Federación Internacional de Sociedades para EEG y Neurofisiología Clínica, Londres, quienes deseaban llegar a una forma estandarizada y una terminología común que describiera la colocación de electrodos en el cuero cabelludo con el fin de poder interpretarse los registros de electroencefalogramas.

Es un procedimiento para colocación, medida de posiciones a espacios iguales en el cuero cabelludo, usando marcas identificables en el cráneo, que sirven como puntos de referencia para su uso a nivel internacional.

El sistema se denomina 10-20 porque los electrodos se colocan espaciados ya sea 10% ó 20% de la distancia total entre determinado par de marcas en el cráneo, empleándose porcentajes en vez de distancias absolutas, para compensar las diferencias que normalmente existen en forma y tamaño de la cabeza; esto es las distancias absolutas varían entre paciente y paciente; en cambio los porcentajes son los mismos. (Fig.2.28)



**Fig.2.28**Sistema 10-20

Fuente: Manual de instrucción GRASS (Ítem 14)

### 2.5.1 Marcas sobre el cráneo

La nomenclatura del Sistema 10-20 se diseñó para dar a cada sitio del electrodo una abreviatura alfabética lógica que la identifique de inmediato con el lóbulo o el área del cerebro a que se refiere, con excepción de la "z", que se usa para el número cero o referencia cero de la línea media, que une el INION y el NASION.

Procediendo de adelante para atrás los sitios de electrodos sobre la línea media son:

- Fz = Frontal cero (Línea Media Frontal)
- Cz = Central cero (Vértice o Coronilla)
- Pz = Parietal cero (Línea Media Parietal)

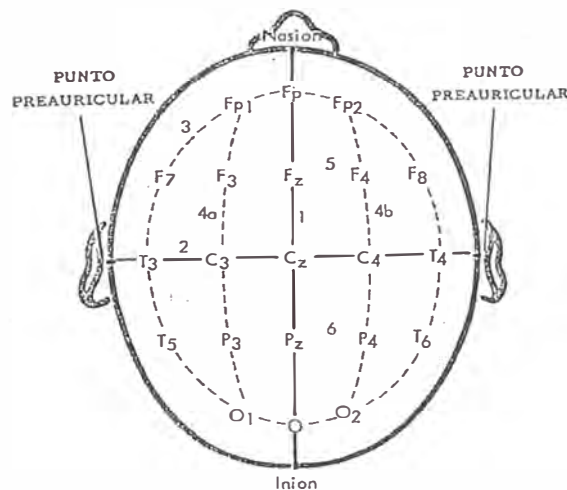
Todos los números pares por ejemplo Fp2, P4, T6, etc. Son las posiciones para los electrodos sobre la parte derecha de la cabeza, por lo tanto los impares son para posiciones de la parte izquierda de la misma. El valor de los números indican la ubicación del electrodo con respecto a la línea media; por ejemplo el número más bajo indica que la posición del electrodo está más cerca de la línea media y por ende el más alto indica que está más alejado de la línea media.(Fig.2.29)

La Abreviaturas diseñadas para el Sistema Básico 10-20 son las especificadas en la siguiente tabla:

AREA DEL CRÁNEO	HEM. IZQ.	LINEA MEDIA	HEM. DER.
Polo Frontal	Fp1		Fp2
Frontal	F3		F4
Frontal Inferior	F7		F8
Frontal Línea Media		Fz	
Temporal Línea Media	T3		T4
Temporal Posterior	T5		T6
Central	C3		C4
Vértice o Media Central		Cz	
Parietal	P3		P4
Parietal Línea Media		Pz	
Occipital	O1		O2
Auricular	A1		A2

**Tabla N°2.1** Disposición de Abreviaturas 10-20

Fuente: Electroencefalografía -Pag.3 (Ítem 15)



**Fig.2.29** Secuencia grafica de las mediciones 10-20

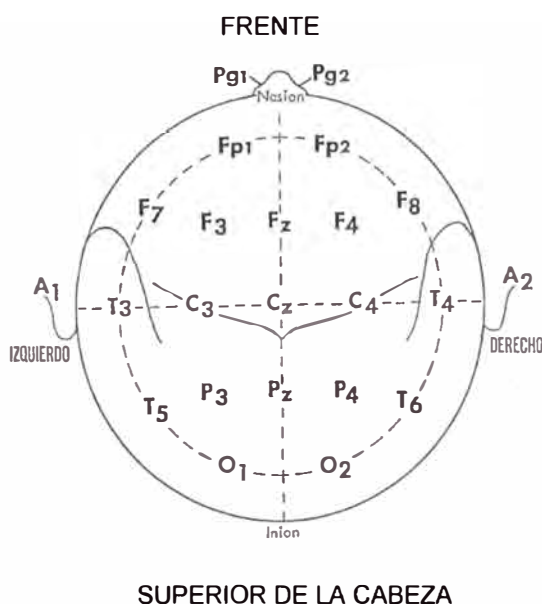
Fuente: Manual de instrucción Grass (Ítem 14)

### 2.5.2 Posiciones del Sistema 10-20

Sabiendo las posiciones básicas de cómo pegar momentáneamente los electrodos, untados con pasta conductiva especial para la toma de un estudio electroencefalográfico (Fig. 2.30), se puede interrelacionar cada posición con el potencial que existe en esos

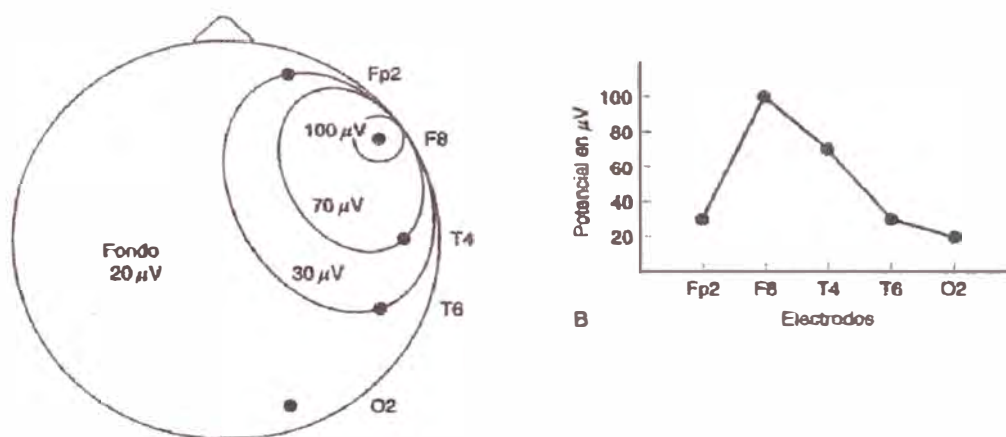
puntos del cerebro humano (Fig.2.31), por lo que se puede elaborar una serie de montajes o combinaciones de acuerdo al mal que presente el paciente.

Para este fin se unifico una cabeza universal 10-20 para la colocación de electrodos que todas las marcas a nivel universal lo usan en sus máquinas EEGs.



**Fig2.30**Sistema 10-20 Colocación de Electrodos

Fuente: Manual de Instrucción Grass (Ítem 16)



**Fig.2.31**Potenciales en el cerebro

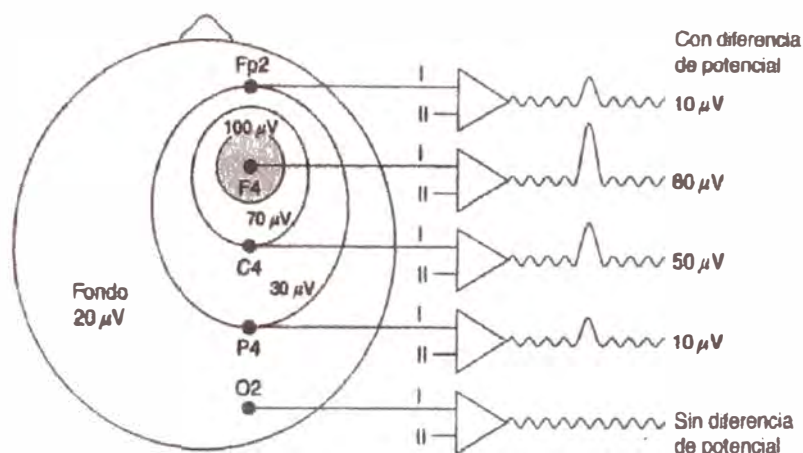
Fuente: Manual de instrucción Grass (Ítem 16)

## 2.6 Tipos de Registros

### 2.6.1 Registro Unipolar

Es cuando se considera la señal de cada uno de los electrodos, en el cual el electrodo que registra es el ACTIVO y el que no registra con un voltaje cerca a cero se le llama REFERENCIAL, el cual es colocado en la oreja o mentón.

Con este tipo de registro se puede confeccionar otras variaciones de acuerdo al criterio del neurólogo, el cual va a permitir observar al paciente con más profundidad. (Fig.2.32)

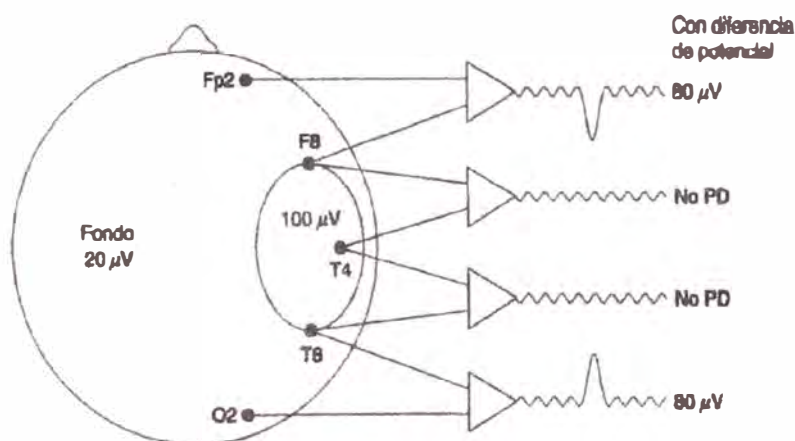


**FIG.2.32** Registro Unipolar

Fuente: Manual de Instrucción Grass (Ítem 16)

### 2.6.2 Registro Bipolar

Es cuando las señales procedentes de dos electrodos activos son conducidas hasta el amplificador, determinándose la diferencia de potencial entre ambas. En este caso cualquier señal que influye en ambos electrodos de manera idéntica (siendo el de 60 Hz de red el más influyente), da lugar a una diferencia de potencial nula, reduciéndose ostensiblemente (Fenómeno llamado cancelación por fase). (Fig.2.33)



**FIG.2.33** Registro Bipolar

Fuente: Manual de Instrucción Grass (Ítem 16)



## 2.7 Electrodo a usar en Electroencefalografía

Los electrodos deben ser diseñados y contruidos de tal manera que permitan registrar la actividad eléctrica con un mínimo de distorsión por lo que debe tener un determinado potencial.

El potencial del electrodo es valorado con respecto a la diferencia de potencial existente entre ese electrodo y el electrodo de hidrogeno reversible en condiciones estándar; por lo tanto cualquier tipo de electrodo, tendrá su propio potencial dependiendo del metal con que fue construido tal como se muestra en la siguiente tabla.

<b>MATERIAL DEL ELECTRODO EN VOLTIOS</b>	<b>POTENCIAL DEL ELECTRODO</b>
Aluminio	-1.66
Titanio	-1.63
Cromo	-0.7
Hierro	-0.44
Níquel	-0.14
Plomo	-0.13
Hidrógeno	0
Cobre	0.34
Plata	+0.80
Platino	+1.2
Oro	+1.7

**TablaNº2. 2** Potencial de Electrodo por el tipo de material

Fuente: Material de Electrodo para EEG (Ítem 17)

La actividad eléctrica del cerebro puede captarse sobre el cuero cabelludo y también en la base del cráneo o en las profundidades del mismo. Para todo ello existen distintos tipos de electrodos, diseñados de acuerdo con las dificultades y particularidades de cada forma de obtener un registro. Para tal fin los electrodos se dividen en tres tipos:

### 2.7.1 Electrodo de Superficie

Aplicables sobre el cuero cabelludo, indoloros y deben permanecer en sus lugares de colocación durante un tiempo prolongado sin dificultades, dividiéndose a su vez en adhesivos y de contacto; cuyo ohmiaje debe ser desde 0.1 a 1 ohmio. (Fig.2.34 a, b)

a) De Contacto



b) Adhesivos

**FIG.2.34** Tipos de Electrodo

Fuente: Electrodo Akonic (Ítem 7)

**2.7.2 Electrodo Basales.-** Son insertados en la base del cráneo sin la necesidad de procedimientos quirúrgicos. (Fig.2.35)

**Fig.2.35** Electrodo Basales

Fuente: Electrodo Akonic (Ítem 7)

**2.7.3 Electrodo Neuroquirúrgicos.-**

Por medio de la neurocirugía se introducen dentro del cuero cabelludo pudiendo ser Corticales (Electrocortigramas) o Intracerebrales,(Estereoelectroencefalograma).

Los electrodo corticales se dividen en dos grupos: Los que se insertan y luego se retiran al terminar el registro en un solo acto quirúrgico y los que se colocan y se dejan en el lugar durante varios días. (Fig. 2.36 a, b)



a) Corticales



b) Intracerebrales

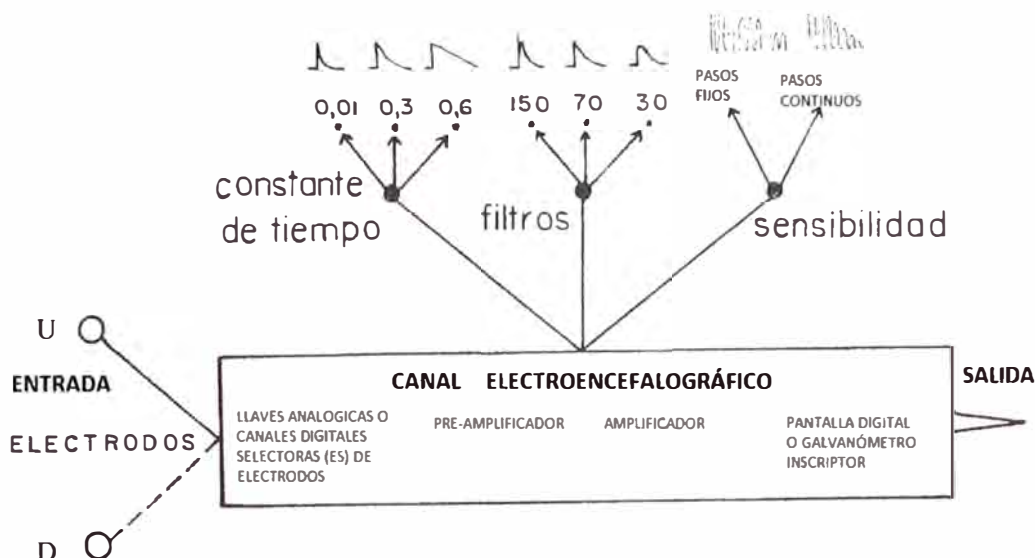
**FIG.2.36** Electrodo Neuroquirúrgicos

Fuente: Electrodo Akonic (Ítem 7)

Hasta finales de los 90 estos tipos de electrodo eran utilizados con más frecuencia, pero con la intrusión del tomógrafo y los resonadores se minimizó su uso.

## 2.8 Esquema de un canal Electroencefalográfico

Básicamente un canal electroencefalográfico (Fig.2.37) consta de llaves analógicas o canales digitales selectores de electrodos, Preamplificadores, Amplificadores, Pantallas digitales o galvanómetro e inscriptor analógicos.

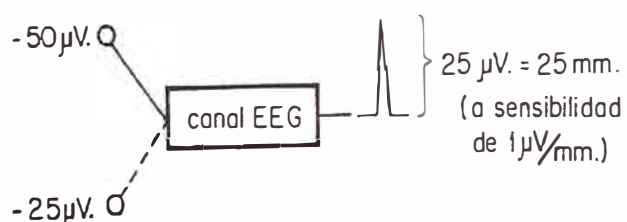


**Fig.2.37** Esquema de un Canal Electroencefalográfico

Fuente: Electroencefalografía, Pag.16 (Ítem 15)

Cada canal recibe 2 entradas y tiene una sola salida. La doble entrada a los amplificadores balanceados requiere que los voltajes de 2 electrodos sean comparados en cada canal, designados por "U" y "D", que por polaridad definen la deflexión de la señal hacia arriba o abajo. Cuando en ambas ingresa un mismo voltaje y polaridad no existe ningún tipo de deflexión.

Tomando en consideración que siempre la diferencia de potencial es un patrón electrónico que se puede medir, se prevalece que por convención en una representación gráfica la entrada "U" o G1 (Deflexión hacia arriba) dibujada con línea llena y la "D" o G2 (Deflexión hacia abajo) con línea entrecortada, proporcionan la negatividad o positividad de la descarga o de la actividad cerebral, la cual no necesita ser absoluta, ya que es suficiente que sea relativa para que el amplificador balanceado registre la diferencia. Así, por ejemplo (Fig.2.38), una descarga negativa de  $50\mu\text{V}$ , menos una descarga negativa de  $25\mu\text{V}$ , deja una diferencia negativa de  $25\mu\text{V}$ . Al utilizar una sensibilidad de  $1\mu\text{V}/\text{mm}$ , la altura de la onda registrada sería de 25mm.

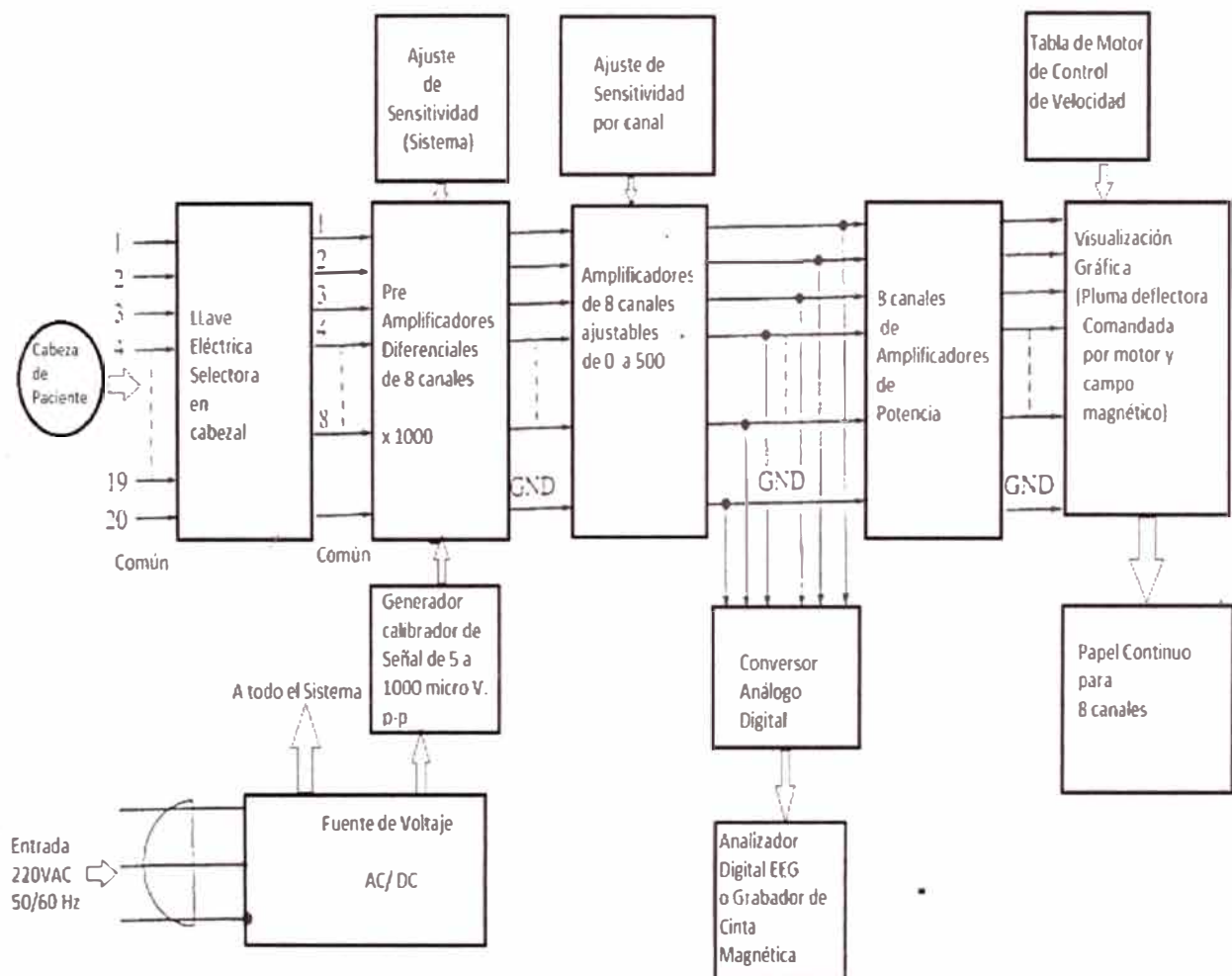


**Fig.2.38** Medición de una Onda Resultante

Fuente: Electroencefalografía pag.18 (Ítem 15)

## 2.9 Diagrama en Bloques de un Sistema EEG convencional de 8 canales

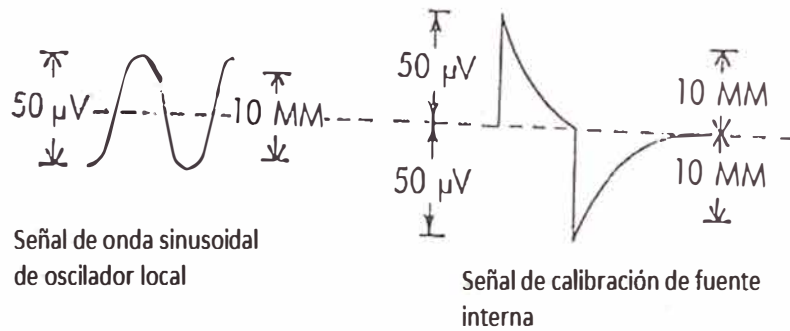
El funcionamiento del sistema se puede entender mediante el estudio de un diagrama de bloques simplificado (Fig.2.39), cuyas especificaciones y detalles varía de acuerdo al fabricante. Ocho electrodos se colocan en el cuero cabelludo del paciente y son seleccionados a la entrada de ocho preamplificadores diferenciales por medio de interruptores, cuyas salidas están conectadas a 8 amplificadores de potencia en la que sus salidas se amplifican más suministrando corriente suficiente para conducir el galvanómetro con sus respectivas plumas.



**Fig.2.39** Diagrama en Bloques de un EEG convencional de 8 canales

Fuente: Introduction to Biomedical Equipment Technology Pag.382 (Item 19)

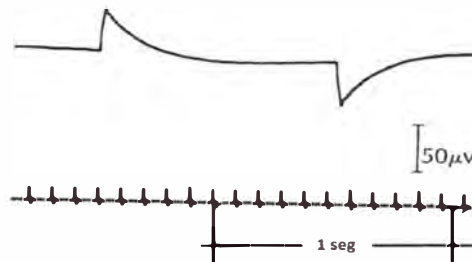
Una señal de calibración (Fig.2.40), normalmente en forma de pulso, es generada por una fuente interna que en si es un circuito oscilador y se aplican a las entradas de los preamplificadores para comprobar el correcto funcionamiento del sistema, cuya amplitud da una indicación del ajuste de la sensibilidad correcta y la respuesta de frecuencia.



**Fig.2.40** Obtención de la señal de calibración

Fuente: Manual de Instrucción Grass -3era. Edic.1980 Pag.2.5.9 (Ítem 16)

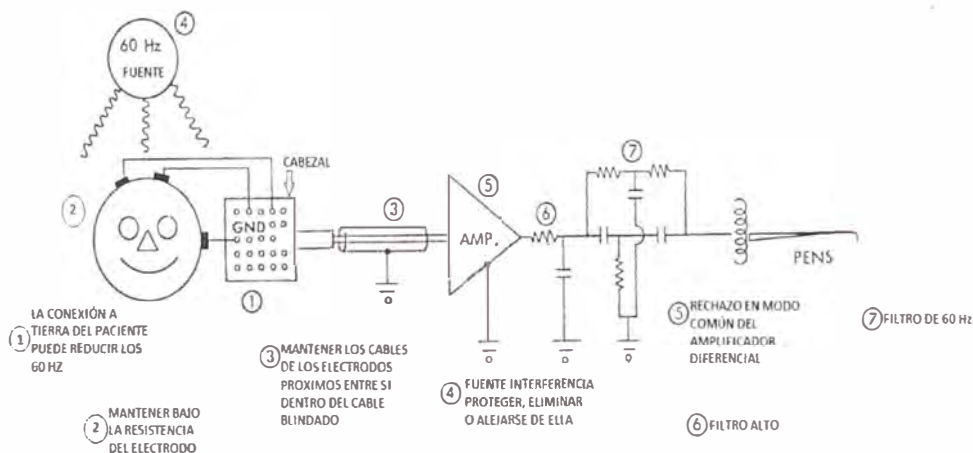
La medición de amplitud estándar universal de una señal de calibración se puede verificar con una señal CAL de  $50\mu\text{V}$ , con una sensibilidad de  $7\mu\text{V}/\text{mm}$ , obteniéndose una resultante con una deflexión de 7mm.(Fig.2.41)



**Fig.2.41** Señal de calibración estándar de  $50\mu\text{V}$ -Ganancia  $7\mu\text{V}/\text{mm}$

Velocidad de 30mm/seg. Fuente: Manual Grass 3era.Ed. Pag.2.5.8 (Ítem 16)

El siguiente diagrama pictográfico resume la relación entre una fuente de interferencia y la opción disponible en el sistema de registro de EEG para la eliminación de interferencias incluyendo los procedimientos de puesta a tierra. (Fig.2.42)



**Fig.2.42** Eliminación de interferencias

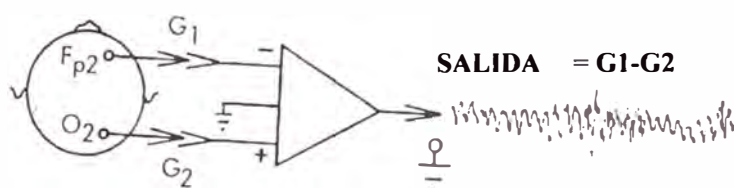
Fuente: Manual de operación Grass. 3era.Ed. Pag.3.5.2 (Ítem 16)

## 2.10 Parámetros y dispositivos de un EEG básico

Para poder determinar el circuito de 21 canales iguales que se necesita construir para activar la etapa de Amplificadores de Electroencefalografía, se utiliza amplificadores diferenciales del tipo instrumentación. Para esto se debe considerar los siguientes parámetros más importantes que determinan el accionar de un buen electroencefalógrafo:

- Relación de Rechazo en Modo común (CMRR)
- Ruido
- Sensibilidad
- Respuesta de Frecuencia
- Filtros

El amplificador diferencial se diferencia de los demás de su tipo por tener 2 entradas flotantes independientes, con una tierra independiente interna (No pertenece a la tierra del equipo), cuya característica en situación activa siempre debe estar cerca a los 0 voltios. Las dos entradas miden la diferencia de voltaje de las señales de dos electrodos conectados al cerebro. Por ejemplo: Se conecta un electrodo entre Fp2 a G1 y otro electrodo entre O2 a G2; la salida es la diferencia de voltaje entre estos dos electrodos. (Fig.2.43)



**Fig.2.43** Onda diferencial entre G1 Y G2

Fuente: Manual de Operación GRASS Mod.8 Pag.38 (Ítem 20)

### 2.10.1 Relación de Rechazo (CMRR)

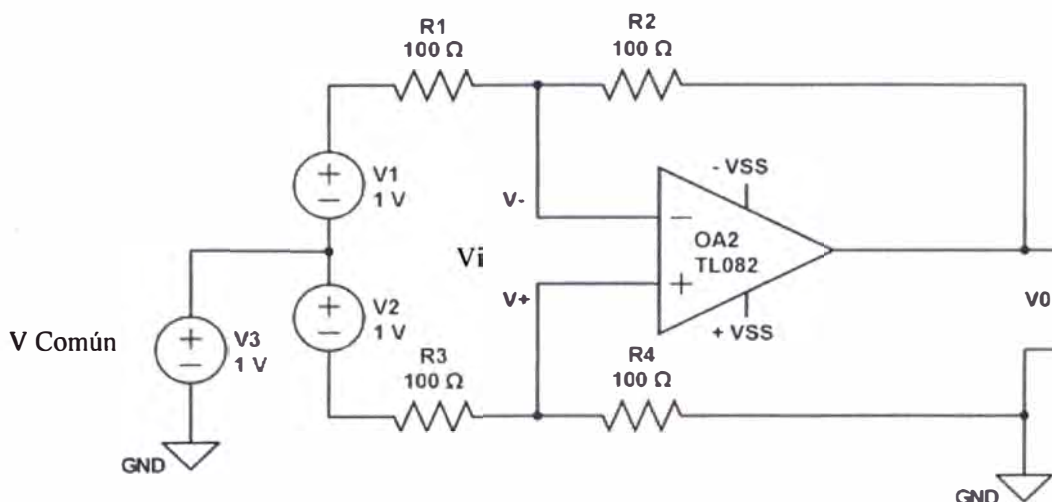
Esta característica se usa más con amplificadores diferenciales, ya que el rechazo de señales de interferencias no deseadas como el de 60 Hz no es posible realizarlo con amplificadores de un solo extremo. Para hallar el CMRR apropiado en una red de OP-AMPS, configurados como amplificadores de instrumentación, en principio se igualan las entradas G1 (-V) y G2 (+V), para que exista una pequeña señal de salida en el OP-AMP, cuando lo ideal sería que esto fuera cero.

Esto es:  $CMRR = (G1/G2) \dots (5)$

Expresado en db se le define como  $CMRR (db) = 20 \log (G1/G2) \dots (6)$

La relación salida/Entrada ( $V_o/V_i$ ) que multiplicada por un factor, determina la ganancia que tiene relación directa con el CMRR, se presenta de dos formas:

1) Amplificador en modo común (Fig.2.44)

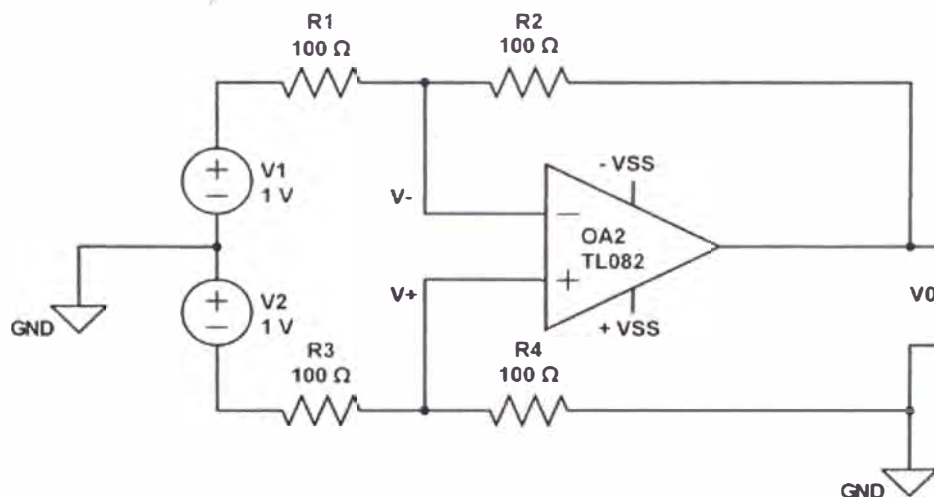


**Fig.2.44** OP-AMP en modo común con TL082 (Anexo1)

Fuente: Manual de Operación Grass pag.25 (Ítem 20)

Dónde:  $V_o/V_i = \frac{R_4(R_1+R_2) - R_2/R_1}{R_1(R_3+R_4)}$  = Ganancia en Modo Común (G.M.C)... (7)

2) Amplificador en modo diferencial (Fig.2.45)



**Fig.2.45** OP-AMP en Modo diferencial

Fuente: Manual de Operación Grass Pag.25 (Ítem20)

$V_o/V_i = - \frac{1}{2R_1} \frac{R_4(R_1 + R_2) + R_2}{(R_3 + R_4)}$  = Ganancia Diferencial (GD)...(8)

Para que la ganancia en Modo Común sea cero se debe cumplir con la siguiente relación:

G.M.C =  $\frac{R_4(R_1+R_2) - R_2}{R_1(R_3+R_4)} = 0$ ... (9)

Dando como resultado la relación:  $R2/R1 = R4/R3...$  (10)

Sustituyendo (6) en (3) y (4) respectivamente se obtiene:

G.M.C= 0 y G.D= - R2/R1... (11)

Deduciéndose que el CMRR en Modo Común tiende a infinito, degradándose, pero en Modo Diferencial sería cero.

### 2.10.2 Ruido

El nivel de ruido de un amplificador es generado por el movimiento aleatorio de los electrones dentro del amplificador reflejado en la Señal de Salida. Cuando estas variaciones aparecen en las ondas de calibración de un EEG, el ruido es considerado como parte del amplificador y no debe exceder de  $2\mu\text{v}$  pico a pico.

(FIG.2.46) Parámetros Técnicos predeterminados para ambos gráficos

Calibración =  $5\mu\text{v}$

Sensibilidad =  $1\mu\text{v}/\text{mm}$

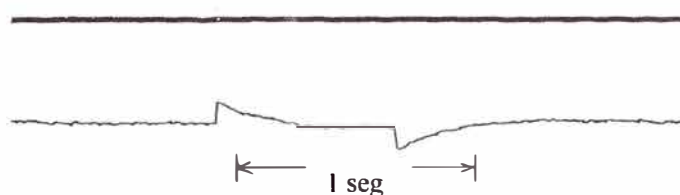
Filtro Bajo = 1.0 Hz

Filtro Alto = 70Hz

60 Ciclos

Velocidad de Toma= 30mm/seg

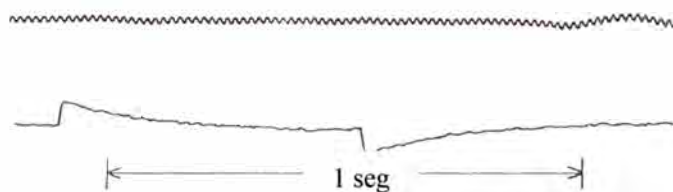
Ruido



60 Ciclos

Velocidad de Toma = 60 mm/seg

Ruido



**Fig.2.46** Grafico EEG a 2 velocidades

Fuente: Manual de Operación Grass Pag.26 (Ítem 20)

El Ruido interno de los componentes electrónicos determina la máxima sensibilidad de los amplificadores ya que cuando se amplifican pequeñas señales es necesario una buena interrelación entre la ganancia de amplitud y el ruido porque si el nivel del ruido es igual o mayor que la señal de entrada, el aumento de la amplitud no separa la señal del ruido inherente. Puesto que el ruido lo contienen todas las frecuencias, este se incrementa con el aumento del ancho de banda (Intervalo entre las frecuencias superior e inferior que delimitan



una gama de frecuencias). Por lo tanto es deseable limitar el ancho de banda o rango de frecuencias, para centrarse sólo en aquellas que se desea observar en un EEG clínico, cuyo intervalo es de 1.0 a 70 Hz para la mayoría de los casos.

### 2.10.3 Sensibilidad

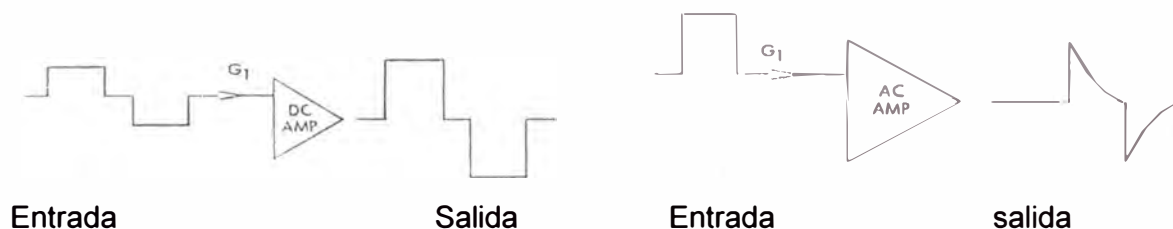
La Sensibilidad y la Ganancia o amplificación de un amplificador a menudo se confunden. La ganancia se refiere al aumento de tensión y/o nivel de potencia desde la entrada a la salida de un amplificador en valores que van desde 1 a 10, 100, etc. veces más; siendo importante para determinar su nivel de salida.

La Sensibilidad es un parámetro comúnmente usado en el EEG clínico. Es una señal en el orden de los  $\mu\text{v}$  o  $\text{mv}$ , para producir una respuesta en milímetros o centímetros, estableciendo la relación  $\mu\text{v}/\text{mm}$  o  $\text{mv}/\text{cm}$ .

### 2.10.4 Respuesta de Frecuencia

Es la respuesta de un amplificador a la gama de frecuencias de la señal entrante. Si el amplificador fuera ideal, al aplicarse a su entrada una onda cuadrada, tendría a su salida una onda amplificada idéntica en forma y frecuencia. Esto es cierto sólo en una amplia respuesta de frecuencia del amplificador de D.C. Sin embargo este no es el caso de un amplificador de AC o EEG, cuya salida da una imagen distorsionada de frecuencias muy bajas, tales como la onda cuadrada utilizada para la calibración en estudios de EEG (Cuyo Ancho de Banda por lo general es de 0.1 a 70 Hz), el cual es estrecho con el fin de eliminar tensiones altas no deseables, bajos potenciales frecuenciales, tales como la respuesta galvánica de la piel, desequilibrio DC del electrodo, etc. que pueden dificultar la baja tensión de las señales de EEG.

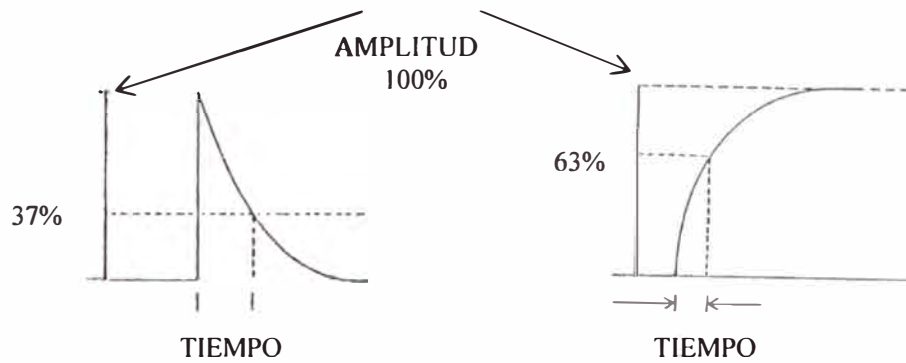
Por lo tanto los filtros de ALTA y BAJA FRECUENCIA en amplificadores de CA se utilizan para reducir el contenido de los potenciales no deseables que se encuentran fuera del rango de frecuencias del EEG y que a menudo son de una amplitud mucho mayor que la misma señal de EEG. (Fig.2.47)



**Fig.2.47** Respuesta de frecuencia en Amp.DC ideal y Amp. AC típico

Fuente: Manual de Operación Grass Pag.27 (Ítem 20)

La respuesta de baja y alta frecuencia está relacionada con la constante de tiempo que determinan los condensadores de derivación del amplificador. Para que trabaje como filtro de baja frecuencia la constante de tiempo se define como el tiempo en segundos para que una onda cuadrada decaiga a 37% de su amplitud inicial y para que trabaje como un filtro de alta frecuencia la constante de tiempo se define como el tiempo en segundos para que una onda cuadrada alcance el 63% de su amplitud completa. (Fig.2.48)



**FIG.2.48** Constante de tiempo en segundos para alta y baja frecuencia

Fuente: Manual de operación Grass Pag.32 (Ítem 20)

### 2.10.5 Filtros

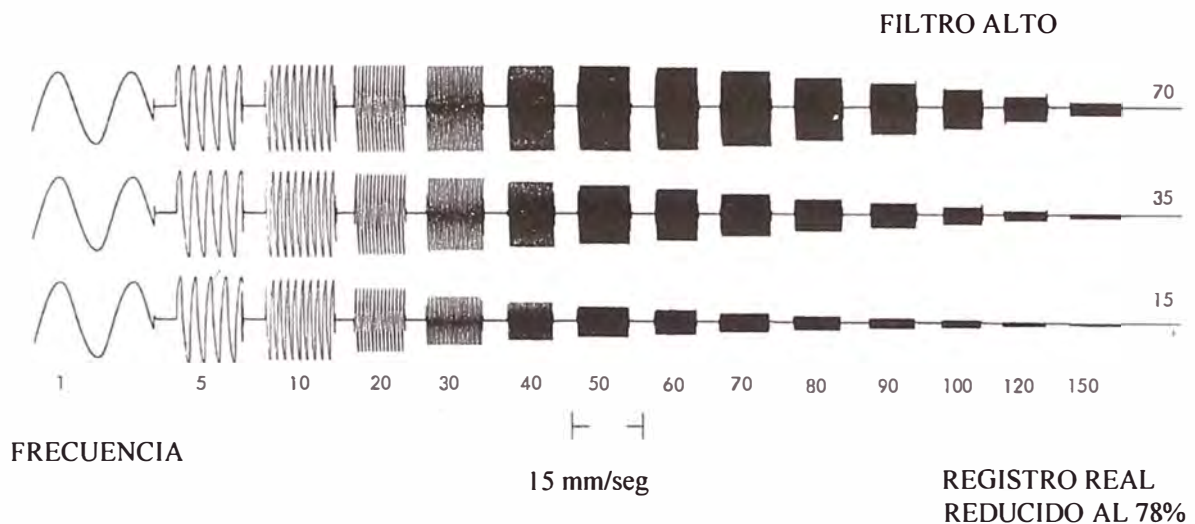
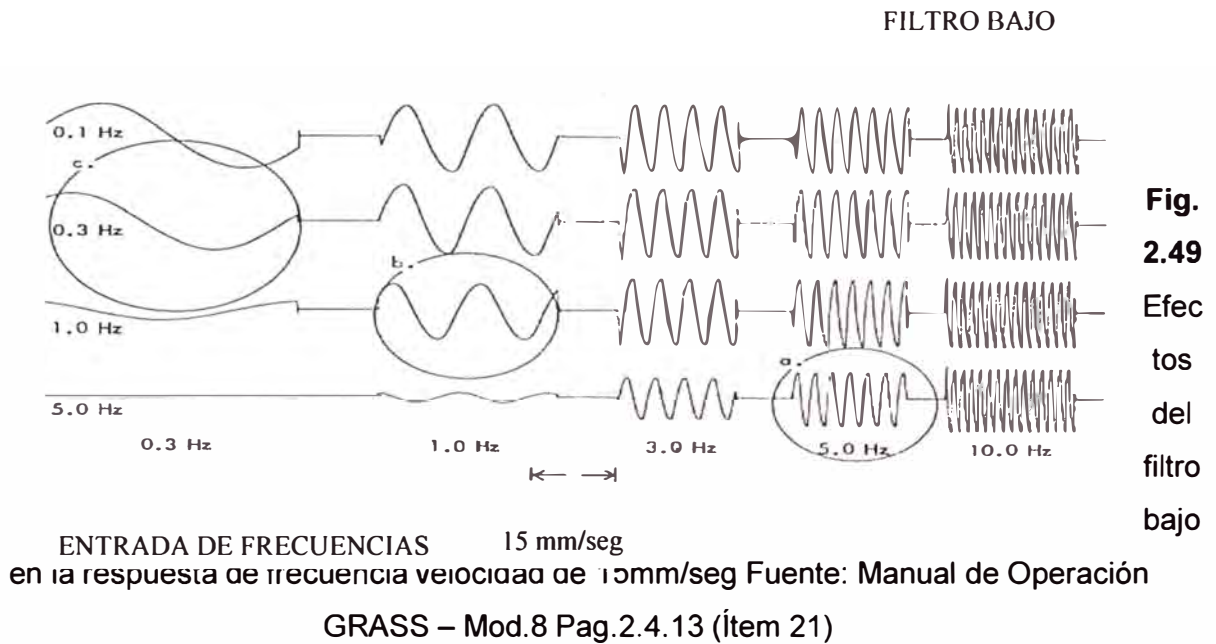
Son los que nos permite amplificar y seleccionar las frecuencias permitidas en la banda pasante; diseñándose para circuitos de acuerdo a la necesidad del sistema a aplicar, pudiendo ser activos y pasivos, por ejemplo los filtros Bessel, Butterworth, Chebyshev, Cauer, etc. En electroencefalografía los más usados son:

#### A.- Filtros Pasa Bajo

Son los que permiten el paso de las frecuencias bajas, atenuando las frecuencias altas a partir de la frecuencia de corte; cuyos efectos con respecto a la amplitud en un registro de EEG se muestra en la Fig.2.49 con 4 ajustes diferentes de una onda sinusoidal de frecuencias variables; en la cual se puede observar una reducción del 80% de su amplitud original comparado con la señal de 10 Hz para las ondas de 5 Hz, 1.0Hz y 0.3Hz respectivamente.

#### B.- Filtros Pasa Alto

Igualmente los filtros pasa alto, permiten el paso de las frecuencias altas atenuando las frecuencias bajas. Esto se puede observar en la Fig.2.50 cuyos efectos con filtros altos de 15, 35, 70, etc. Se nota una reducción de amplitud para frecuencias altas desde 20 hasta 150 Hz aproximadamente.



**Fig.2.50** Efectos de filtro alto en la respuesta de frecuencia -Velocidad de 15 mm/seg.

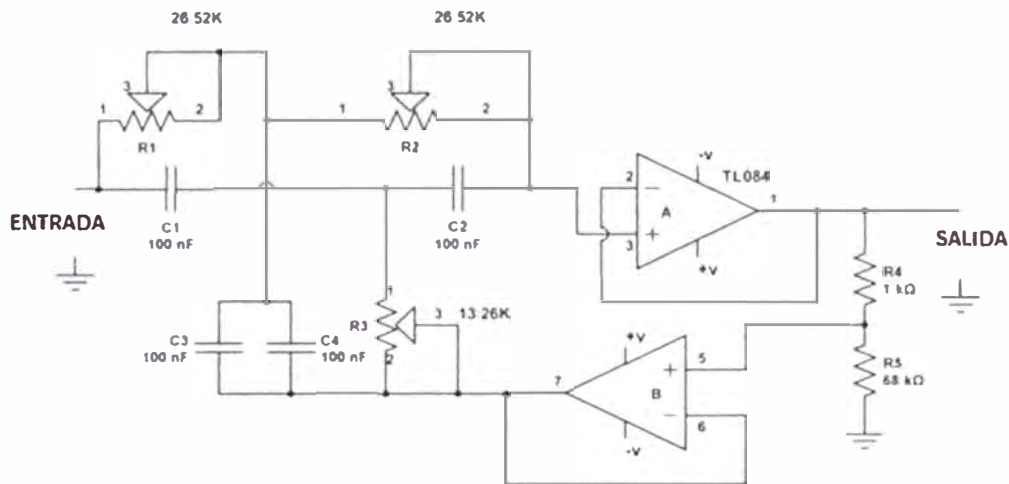
Fuente: Manual de Operación GRASS - Mod.8 - (21) Pag.2.4.14

### C.- Filtro de muesca (Notch Filter)

Fue creado para tener un punto de corte de la CA en las frecuencias de 50, 60 Hz a ambas a la vez, ya que puede ser filtrada con muy poca pérdida de frecuencias adyacentes. Su diseño es para uso de emergencia ya que está activo para cualquier tipo de EEG y no está destinado como un sustituto con una instalación adecuada para obtener una buena grabación en un estudio cualquiera de electroencefalografía.

Su circuito básico (Fig.2.51), se caracteriza por rechazar una frecuencia determinada que esté interfiriendo a un sistema o circuito que en ese mismo tiempo esté trabajando con otras

señales como la inducción eléctrica procedente del medio como son focos, lámparas, otros equipos médicos rotativos, artefactos domésticos que emitan ruido a través de las ondas de 60 Hz, la electrostática, etc. Por lo tanto la misión del filtro notch es rechazar y eliminar en su totalidad el ruido de 60 Hz con el fin de que a la salida de un circuito determinado exista una señal completamente pura sin distorsiones.



**Fig.2.51** Circuito Implementado de un Filtro Notch con TL084 (Anexo 2)

Fuente: Analog and Digital Filter Design Pag.32 (Ítem 22)

Considerando a R y C, se toma en cuenta que  $R=R_1$  y  $R_2$ ,  $R_3=R/2$   $C=C_1$  y  $C_2$ ,  $C_3+C_4=2C$  Para verificar valores existentes en el equipo se realizaron algunos análisis básicos. Por ejemplo la frecuencia de corte de un filtro Notch es:

$$f_z = 1 / 2\pi RC \dots (12)$$

Para hallar los valores prácticos de un filtro notch se utilizan datos que nos proporcionan los manuales de los fabricantes (Philips, RCA, Toshiba, etc.).

Por ejemplo para  $C=0.1\mu\text{f}$ ,  $Q=1.95$ ,  $R_1=78\text{K}\Omega$ . Se despeja R en (12)

$$R = 1 / 2\pi f_z C \dots (13)$$

$$K = 1 - 1/4Q \dots (14)$$

$$\text{Por lo tanto: } R = 1 / 2\pi f_z C = 1 / 2\pi 60 0.1\mu\text{f} = 26.52\text{K}\Omega \dots (15)$$

En la práctica con un trimpots comercial de  $27\text{K}\Omega$ , lineal al  $\pm 1\%$ , se puede obtener una resistencia cercana a  $26.52\text{K}\Omega$

$$K = 1 - 1/4(1.95) = 0.87179 \dots (16)$$

Cálculos de  $R_2$  y  $R_3$ :

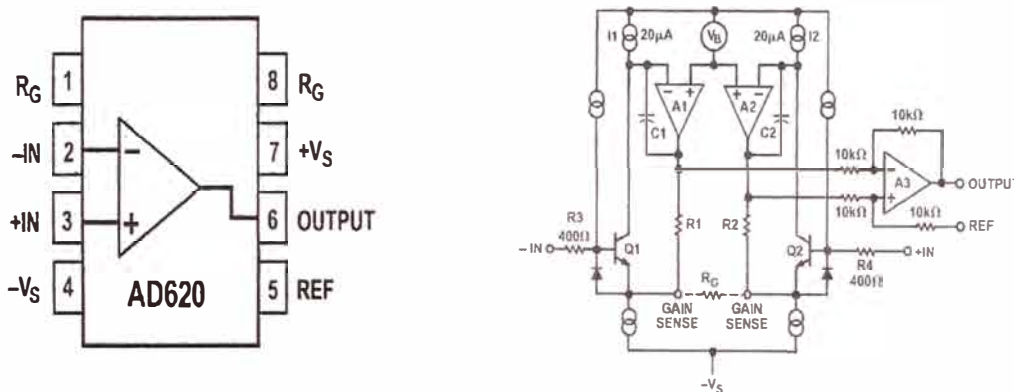
$$R_2 = K R_1 = 0.87179(78\text{K}\Omega) = 68\text{K}\Omega \dots (17)$$

$$R_3 = (1-K) R_1 = (1 - 0.87179)78\text{K}\Omega = 10\text{K}\Omega \dots (18) \quad (\text{Comercialmente } 15\text{K})$$

Al calibrar y obtener los valores deseados, por ser un filtro es necesario sellarlo para evitar futuras variaciones de medida y físicas.

## 2.11 Amplificador Operacional AD620

En todo amplificador de instrumentación se puede hallar su ganancia obteniéndose valores de resistencias  $R_g$  en función a la magnitud del voltaje con que se desea trabajar. Utilizamos el Op-Amp de instrumentación, encapsulado AD620AN (Fig.2.52), el cual es un amplificador monolítico de instrumentación, basado en una modificación de tres op-amp clásicos, que le permite trabajar con valores absolutos precisos con respecto a una ganancia determinada, desde 0.15%, a  $G=100$ , solo con una resistencia ( $R_G$ ).



**Fig.2.52** OP-AMP AD 620 Encapsulado con Estructura Interna (Anexo 4)

Fuente: Manual de Semiconductores GE (Ítem 23)

Visto como un amplificador de alta sensibilidad (Fig.2.53) el AD 620 internamente se diferencia de un OP-AMP común por las siguientes características:

- El amplificador AO3 es un restador de ganancia única que elimina cualquier señal en modo común, produciendo a la vez una salida externa única conocida como potencial REF, que al no ser usado (Pin 5) se le conecta a tierra.

- Las resistencias internas ( $R_1$  y  $R_2$ ) están ajustadas con una precisión alta a  $24.7K\Omega$ , con  $\pm 0.05\%$  de tolerancia, lo cual va a permitir programar la ganancia del OP-AMP con una sola resistencia externa.

- En la fig.2.53 se presentan los dispositivos internos de Entrada y Salida para poder observar que tanto a través del bucle  $Q_1$ -AO1- $R_1$  y el bucle  $Q_2$ -AO2- $R_2$  mantienen la corriente de colector constante con respecto a la corriente variable de los dispositivos de entrada  $Q_1$  y  $Q_2$ , transistores de alta precisión diferencial debido al lazo de realimentación existente entre ambos.

- Se crea una tensión de entrada a través de  $R_G$  para poder ajustar (Calibrar) una ganancia diferencial de las entradas a las salidas entre AO1 / AO2 como:  $G = (R_1 + R_2) / R_G + 1 \dots (19)$

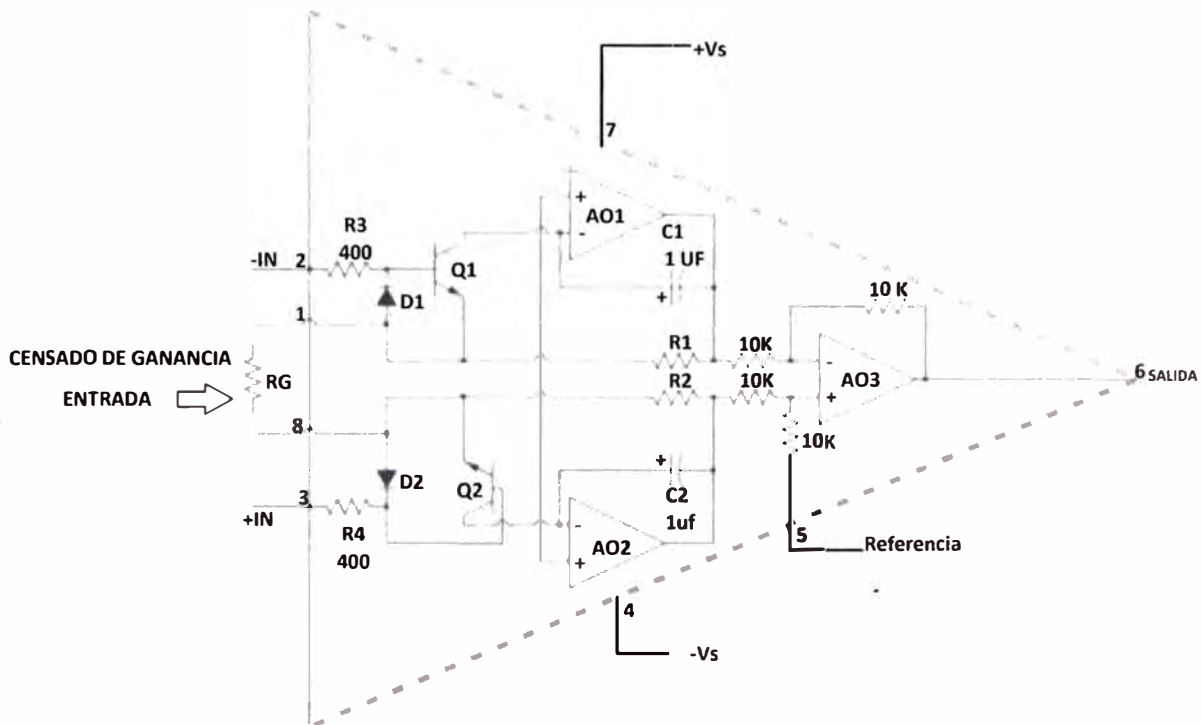


Fig.2.53 Disposición interna IN/OUT - AD620

Fuente: Introduction to Biomedical Equipment Technology pag.320 (Item 19)

-Por medio de la resistencia  $R_G$  externa se puede calcular la ganancia que se desea, y también porque que su valor determina la transconductancia de la etapa de preamplificación, esto es como la  $R_G$  se reduce para mayores ganancias, la transconductancia aumenta asintóticamente a la de los transistores de entrada.

Esto tiene tres ventajas importantes:

- 1) La ganancia en bucle abierto se aumenta para aumentar la ganancia calculada, reduciendo la ganancia relacionada con errores.
- 2) El producto de la ganancia de ancho de banda (Determinado por  $C_1$ ,  $C_2$  y la transconductancia de los amplificadores), aumenta con la ganancia calculada, optimizando de esta manera la respuesta de frecuencia.
- 3) El ruido de la tensión de entrada se reduce a un valor de  $9\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ , determinada principalmente por la resistencia de la corriente de colector-base de  $Q_1$  y  $Q_2$  y los dispositivos de entrada.

Por lo tanto las resistencias de ganancia interna  $R_1$  y  $R_2$  adquieren un valor absoluto de  $24.7\text{K}\Omega$ , permitiendo calcular la ganancia con precisión con una sola resistencia externa, dando como consecuencia que la ecuación de ganancia y la  $R_G$  es:

$$G = (49.4 \text{ K}\Omega / R_G) + 1 \dots (20) \quad \text{y} \quad R_G = 49.4 \text{ K}\Omega / (G-1) \dots (21)$$

## **CAPITULO III METODOLOGÍA PARA LA SOLUCIÓN DEL PROBLEMA**

### **3.1 Reconstrucción de la Arquitectura del Hardware**

En ésta etapa se esbozalas partes principales y básicas de un electroencefalógrafo analógico, con el fin de que nos sirva de partida para focalizar los circuitos principales y dispositivos faltantes con la idea de reponerlos para el arranque del equipo en la práctica.

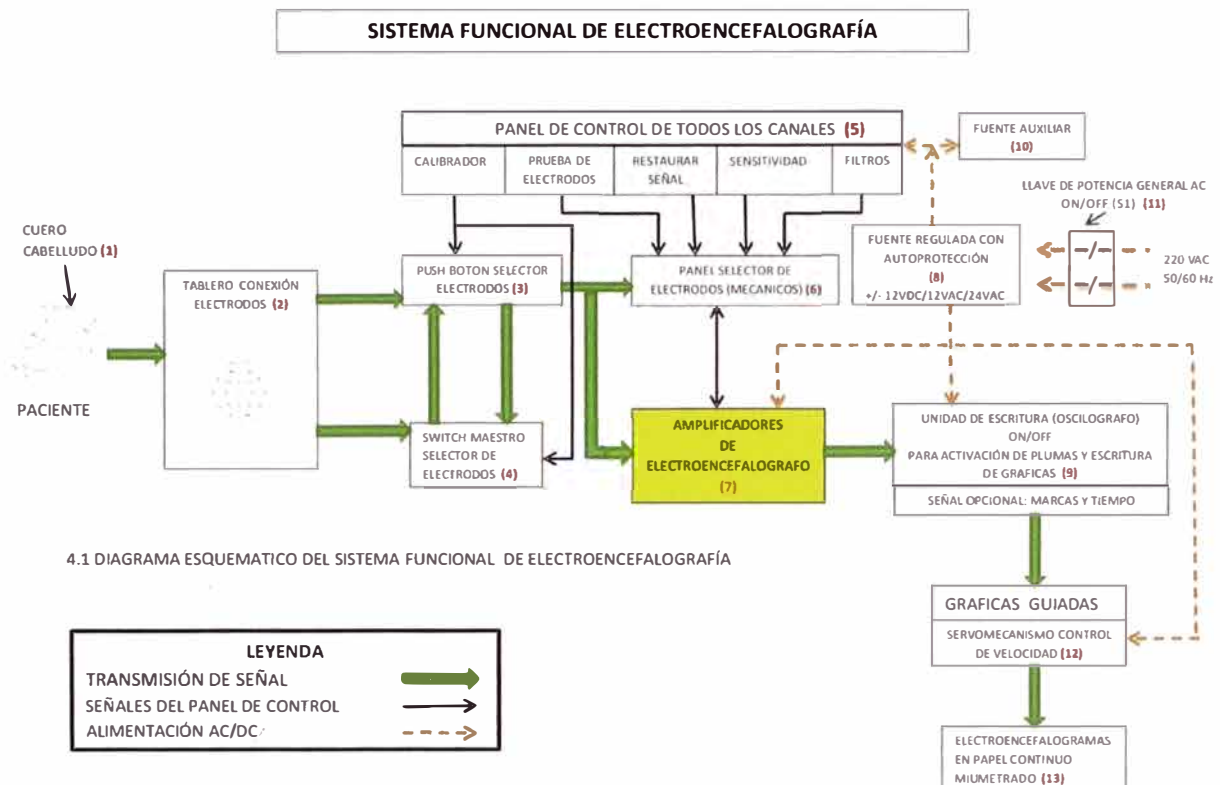
Se ejecutan cambios sustanciales de circuitos electrónicos con el apoyo de manuales técnicos de operación y uso de electroencefalógrafos de otras marcas, seleccionando dispositivos electrónicos afines a los componentes existentes en el equipo siniestrado; realizándose un mantenimiento correctivo acucioso para obtener un equipo médico cuya interrelación eléctrica - electrónica con el paciente sea eficaz y capaz de trabajar en forma regular como si fuera el que fue diseñado para tal fin.

Ubicación de las partes más importantes del EEG, esbozándose parte del circuito fenestrado, estudiando, armando y probando nuevos amplificadores de instrumentación para que trabajen con los filtros, circuitos de calibración, restauradores de señal, sensibilidad, fuente reguladora unidades de escritura y los circuitos de graficas guiadas, para obtener resultados que satisfagan las expectativas del médico usuario, teniendo especial cuidado en recalcular y probar los parámetros principales de la nueva circuitería, para obtener un buen acoplamiento de señal y adaptación del nuevo hardware.

Pruebas del electroencefalógrafo repotenciado con y sin paciente, tomando en cuenta su temperatura de trabajo, influencia de la humedad en el trabajo de los componentes electrónicos implantados al utilizarlos en periodos largos y la incidencia e interrelación de estos sobre los dispositivos electrónicos en buen estado del circuito agregado.

### 3.2 Partes básicas de un EEG analógico de 21 canales

En la Fig.3.54 se muestra un diagrama en bloques de las partes y controles del EEG analógico en la cual observamos que el equipo en si no requiere ninguna instalación especial, permitiéndonos deducir que en antes de cada procedimiento o estudio es necesario la revisión de todos los controles y partes que lo conforman.



**Fig.3.54** Diagrama en bloques de un EEG análogo-digital

Fuente: Elaboración propia

Descripción:

#### 3.2.1 Cuero cabelludo del paciente (1).-

Se insertan en el cuero cabelludo los electrodos en función al Sistema Internacional 10/20 (Hoy en día 10/10); empleándose porcentajes en vez de distancias absolutas para compensar las diferencias que existen en forma y tamaño de la cabeza; ya que estas varían de un paciente a otro, siendo los porcentajes los mismos. La conexión de cada electrodo es un pegado momentáneo siguiendo el proceso siguiente:

- a) Limpieza del cuero cabelludo con alcohol, bencina o Gel abrasivo, éste último usado para este tipo de pegado.
- b) Untar cada electrodo con pasta conductiva para pegarlo uno por uno en los espacios indicados por el método 10/20.
- c) Encendido del equipo.

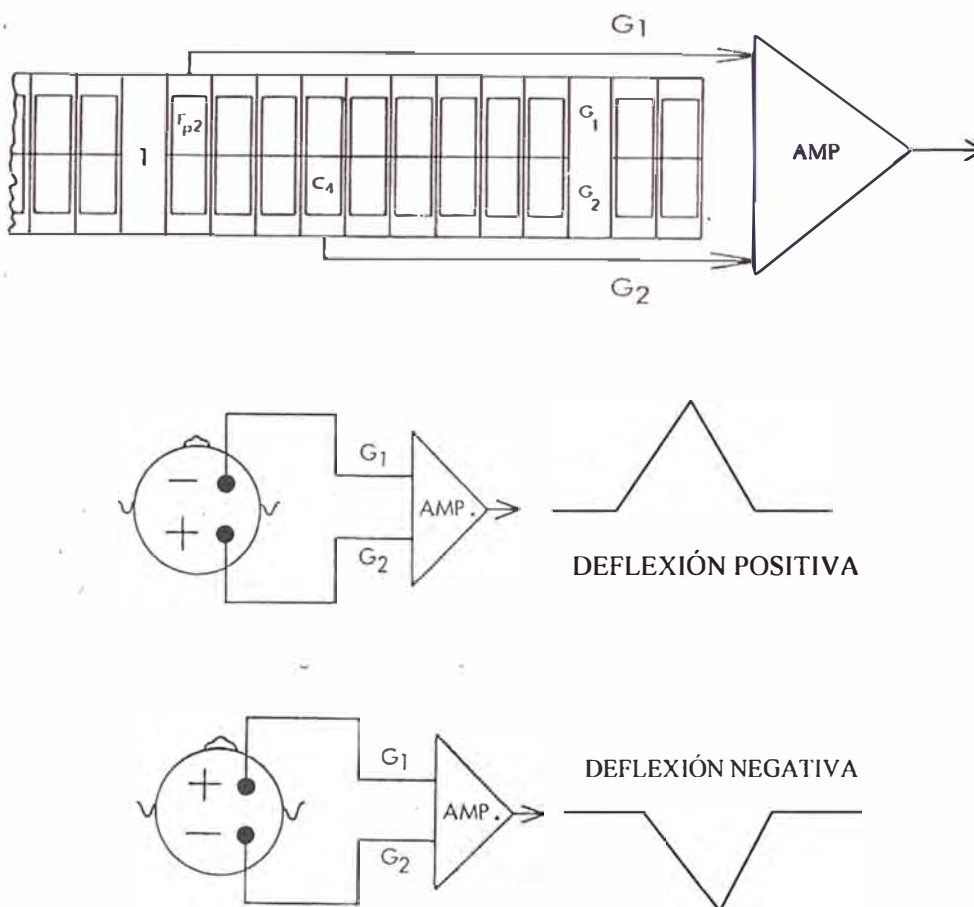


### 3.2.2 Tablero conexión de electrodos (2).-

Se seleccionan los electrodos hasta 21 canales para diversos estudios de dos maneras:

#### A.-Forma manual

El pase de señal es gobernada por el Selector de Electrodos (Push Boton) (3), hacia el Panel Selector de Electrodos (6) (Fig.3.55). Pulsando teclas mecánicas, permite al usuario modificar el tipo de estudio en forma manual, por medio de un código numérico que indica el canal de amplificación correspondiente.



**Fig.3.55** Panel Selector de Electrodos

Fuente: Manual de Instrucción – GRASS – Parte II 2da. Ed.1974 (Ítem 2)

#### B.- Forma automática

Por medio del switch maestro(4) se selecciona un estudio determinado; ya que la misma está configurada para cada estudio una posición establecida.

### 3.2.3 Panel de Control para todos los canales(5).-

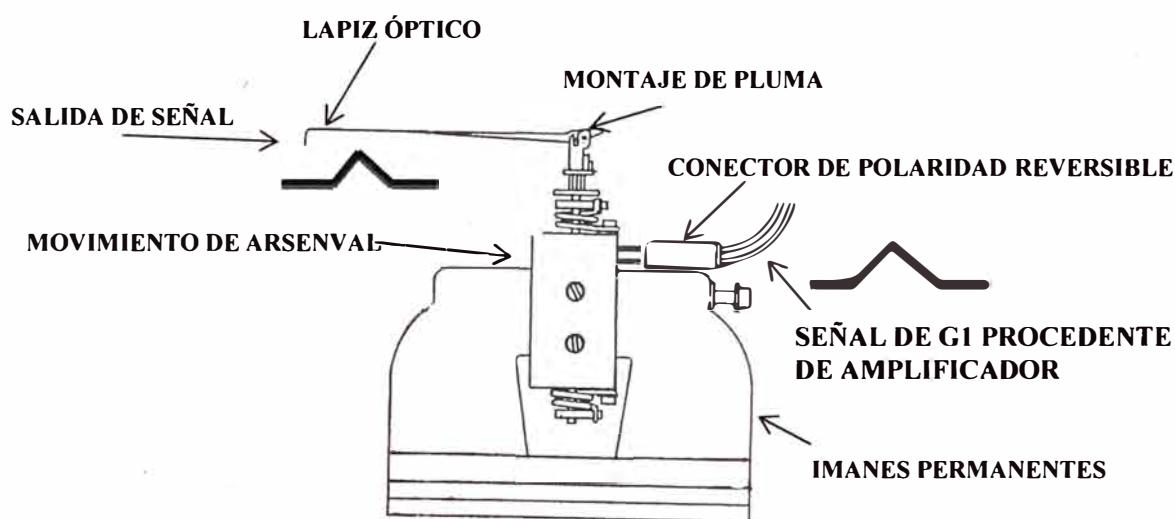
Tiene relación directa con el banco de amplificadores de instrumentación del Electroencefalógrafo, el cual suponíamos eran Diferenciales y que estaban relacionados

por medio de unos Push Boton para la selección de electrodos con su respectiva plumilla o lapicero marcador. Este Panel controla al Panel Selector de Electrodo (Que es netamente mecánico) (6) y al banco de los Amplificadores de EEG(7), para calibrarlos, probarlos, restaurarlos, filtrarlos y controlar su sensibilidad.

### 3.2.4 Fuente(8).-

Consta de una fuente regulada con autoprotección (Apagándose automáticamente ante una alta temperatura o un cortocircuito externo o interno), no necesitando de ventiladores para regular su propia temperatura de trabajo. Su abastecimiento de energía es controlada con una Llave de Potencia General AC(S1) (11) cuya función es convertir 220VAC a  $\pm 12$  VDC con una salida auxiliar de 24VAC, necesarios para operar todo el sistema. El  $\pm 12$  VDC es un voltaje regulado para variaciones de VAC entre 105a 260, suficiente para no causar irregularidades en la amplitud y registro de la señal; alimentando al banco de los Amplificadores de EEG(7), Oscilógrafo(9)(Fig.3.56) y al Panel de Control de Todos los Canales(5).

Los 24 VAC alimenta al motor del servomecanismo de arrastre(12), voltaje que puede ser regulado y controlado para acelerar o disminuir la velocidad del papel (Control de velocidad), obteniéndose electroencefalogramas en papel continuo(13).

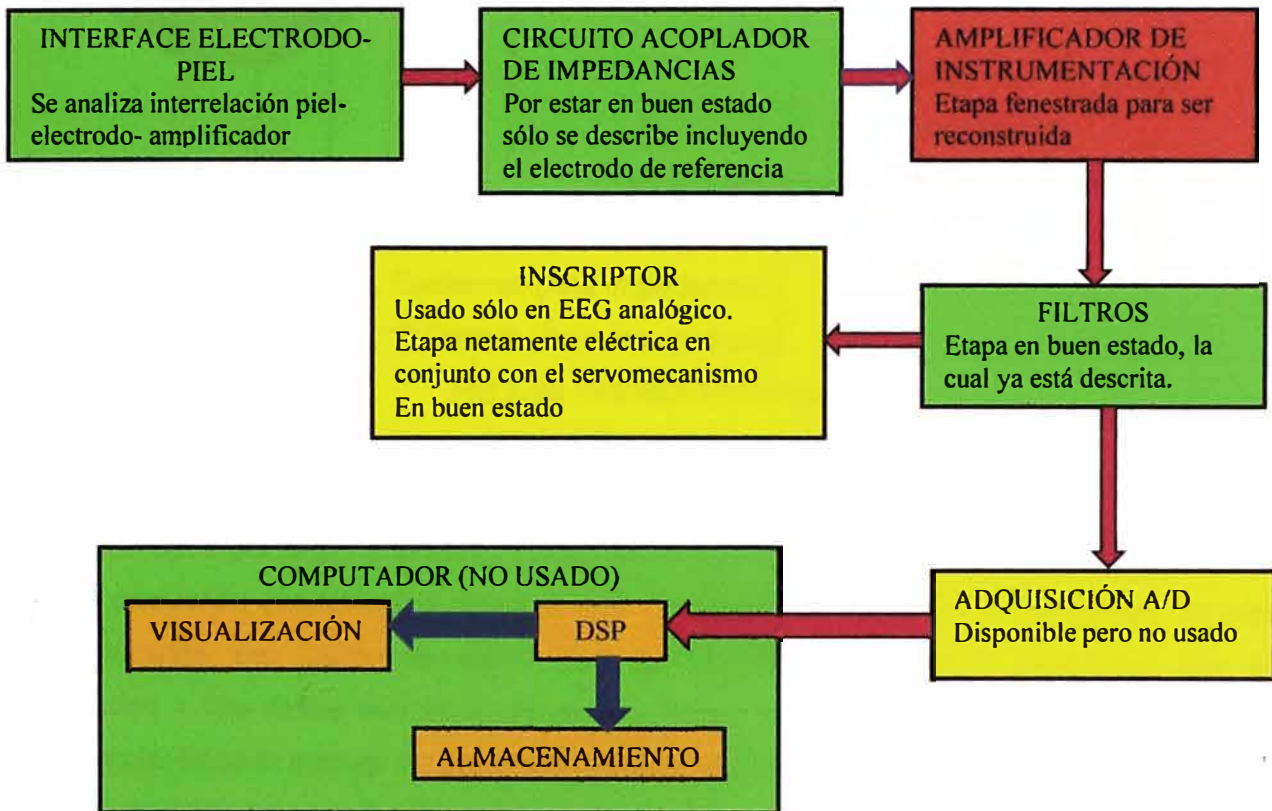


**Fig.3.56** Componente del Oscilógrafo

Fuente: Manual de Operación GRASS Mod.8 Pag.32 (Ítem 20)

### 3.3 Circuitos complementarios del EEG a repotenciar

El trabajo consiste en analizar el EEG problema por medio de un Diagrama de Bloques Descriptivo de Mantenimiento y Servicio (Fig.3.57), cuyo fin es para identificar y centrarse con más precisión en el bloque siniestrado, tratando superficialmente las etapas en buen estado y profundizando en el circuito problema con la siguiente disposición:



**Fig.3.57** Mantenimiento y Servicio

Fuente: Elaboración Propia

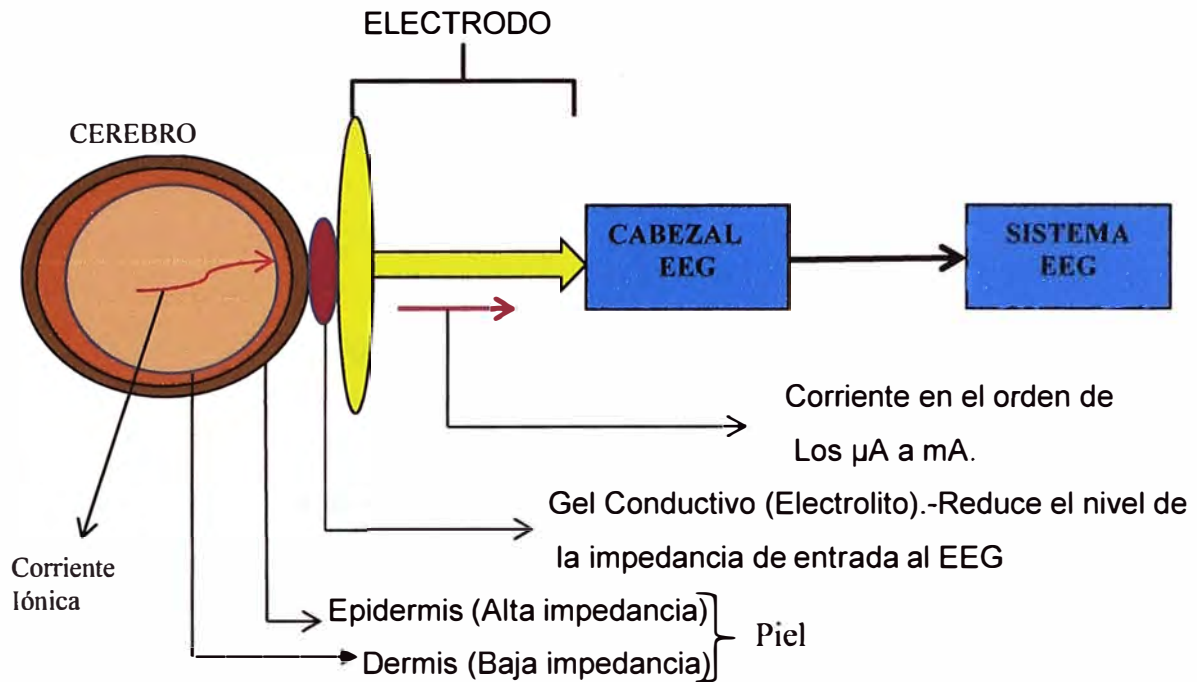
Cuadros verdes ayudan a analizar el problema en forma externa. No es el problema.

Cuadros amarillos permiten centralizar el problema

Cuadro rojo es donde se centraliza el problema a resolver.

#### 3.3.1 Interface Electrodo-Piel

El electrodo acopla las señales bioeléctricas haciendo de interface de transducción entre el cerebro y el electroencefalógrafo, en la cual a través del mismo fluye una corriente de naturaleza iónica muy pequeña. En si un electrodo de EEG tiene la función de ser transductor porque convierten las corrientes iónicas que aparecen en los fluidos orgánicos en corrientes eléctricas para medirse en forma adecuada, aplicándose un electrolito (Gel o pasta conductiva) entre el electrodo y la piel con el fin de ofrecer una baja impedancia del electrodo la epidermis hacia la dermis. (Fig.3.58)



**Fig.3.58** Interface Electrodo-Piel

Fuente: Elaboración Propia

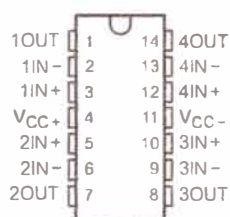
### 3.3.2 Circuito acoplador de impedancias

Estas etapas por lo general están conformadas por circuitos que permiten procesar señales muy pequeñas provenientes directamente de los electrodos para amplificarlas, filtrarlas, digitalizarlas, etc. Como es sabido que los OPAMP son circuitos integrados con dos entradas y una salida que es la diferencia de las entradas multiplicada por un factor de ganancia; tiene la ventaja de presentar una impedancia de entrada alta y la salida baja, nos da la posibilidad de leer la tensión de un sensor con una corriente muy pequeña.

Sabemos también que el Factor de Rechazo (CMRR) en Modo Común tiende a infinito, pero se degrada; en cambio en amplificadores diferenciales puede alcanzar un valor máximo. Por lo tanto tomando en consideración que en un acoplamiento de impedancias entre el electrodo que tiene relación y conexión directa con la dermis y para que el amplificador trabaje como un acoplador de impedancias debe cumplir requisitos básicos y fundamentales para que pueda responder las exigencias mínimas que necesita este tipo de equipos en la transmisión de una señal; por lo que se desea un Op-Amp con las siguientes características técnicas:

- Debe tener como mínimo una impedancia de entrada alta de 20 Mohms y una impedancia mínima de salida baja de 30 Hz
- Ganancia de tensión elevada hasta 10,000 veces la señal de entrada, ya que en la práctica además de la mayor o menor rapidez-frecuencia, nos interesa el tamaño de la amplitud de las ondas que puede oscilar de unos pocos  $\mu\text{v}$  hasta los  $\text{mv}$ .

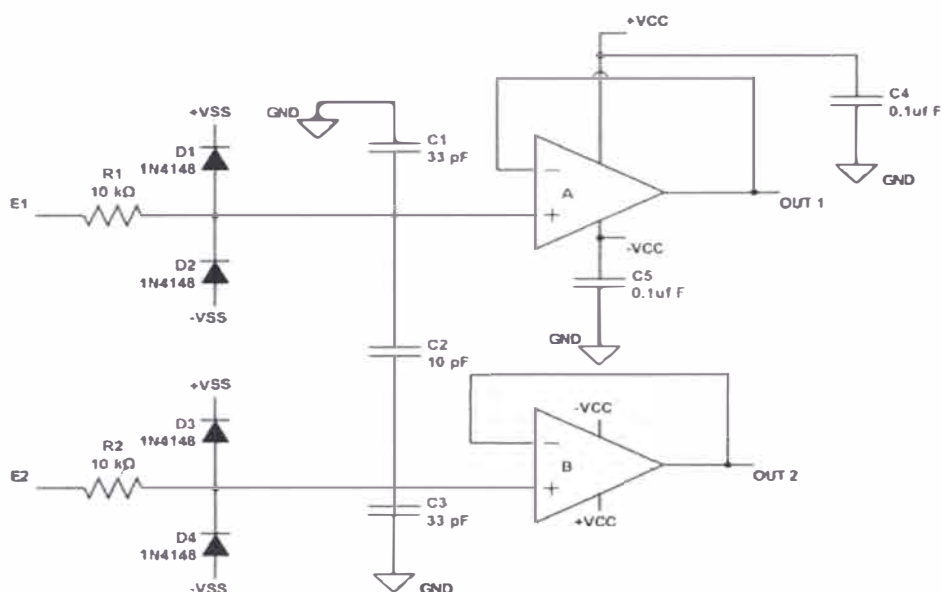
Con estas características se escogió el Op-Amp TL084 de la familia JFET (Fig.3.59).



**Fig. 3.59** Op-Amp JFET TL084 (ECG 859)

Fuente: Master replacement guide Philips ECG semiconductors (Anexo2)

Se elige la configuración en modo seguidor (Fig.3.60)



**Fig. 3.60** Circuito Acoplador de impedancias con A.O TL048 y Diodo 1N4148 (Anexo 3)

Fuente: Introduction to Biomedical Equipment Technology pag.282 (Item 19)

Funcionamiento:

- Las resistencias de entrada R1 y R2 de  $10\text{K}\Omega$  -  $\frac{1}{4}\text{w}$  c/u, sirven para limitar las corrientes de entrada.
- Los capacitores C1 y C3 de 33pf (Cerámicos) forman un filtro pasa bajo para frecuencias de hasta 100Khz.
- Los diodos D1, D2, D3 y D4, son los que reciben las diversas señales de los electrodos conectados en E1 y E2, cuya función es recortarlos diversos voltajes de entrada evitando que pasen al circuito y lo dañen, descargándose a su respectiva fuente Vssa través de los mismos.

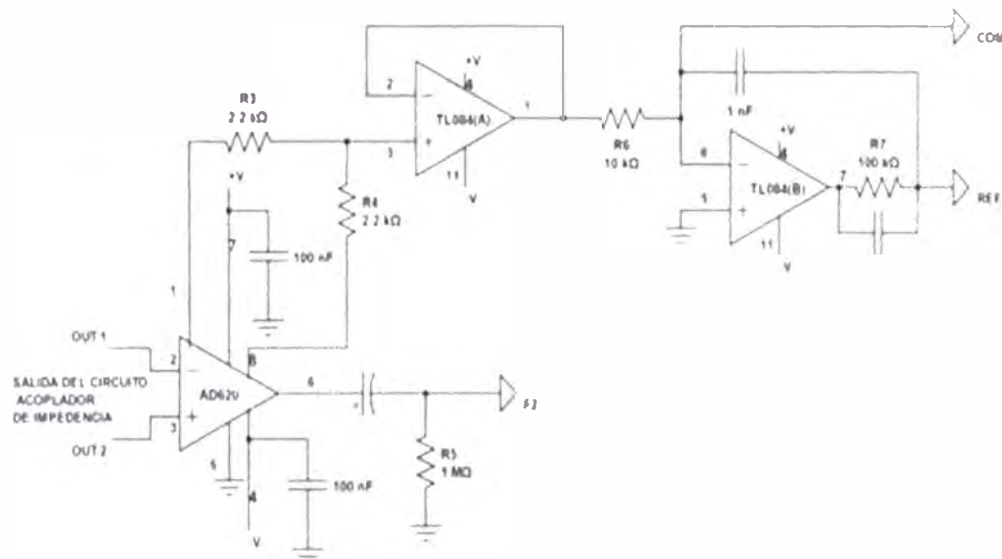
Este circuito básico permite acoplar las señales provenientes del cerebro con cada amplificador del EEG, ya que su ganancia es unitaria, sin inversión de fase o polaridad,

actuando como un circuito ideal por tener una impedancia de entrada muy alta y una impedancia de salida casi nula, cumpliéndose:

$$V_i = V_o \dots (22)$$

### 3.3.3 Circuito Electrodo de referencia

Se usa para elevar el CMRR del amplificador de instrumentación, para lo cual se toma la señal de salida del AD620, cuyas resistencias R3 y R4 de 2.2 K $\Omega$  c/u son las resistencias de ganancia, permitiendo reducir el offset de CD y el ruido en general del sistema. En la salida COM (Común) se pueden interconectar los demás canales; permitiendo tener un solo circuito de electrodo común referencial. La conexión de referencia (REF) se coloca en el hueso mastoides detrás de la oreja mediante una resistencia de 100K $\Omega$ - 1/4w, para proteger al paciente y limitar cualquier corriente de fuga que pueda producirse en cualquier canal. (Fig.3.61).



**Fig. 3.61** Electrodo de Referencia con AD620 (Anexo 4)

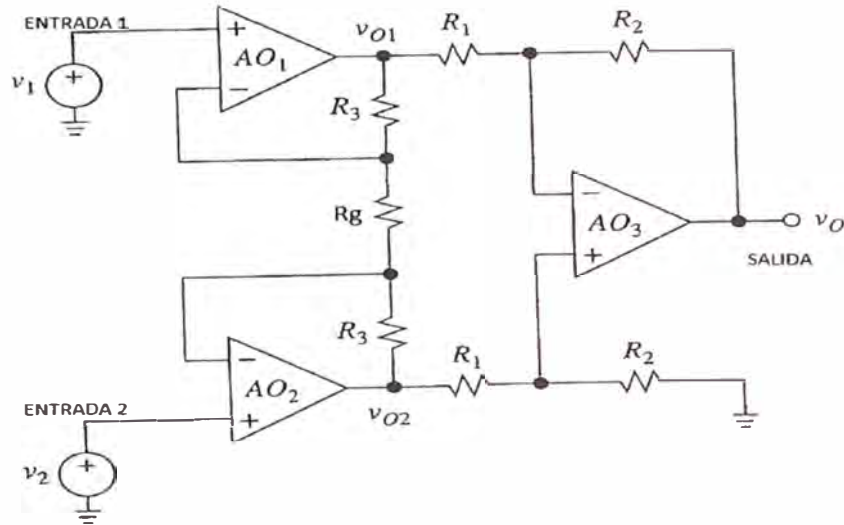
Fuente: Introduction to Biomedical Equipment Technology pag.290 (Item 19)

### 3.4.4 Circuito Amplificador de Instrumentación

Esta es la etapa malograda en la que se desea instalar un amplificador básico de instrumentación (Fig.3.62) con un OPAMP que tenga una alta impedancia de entrada y un alto rechazo al modo común (CMRR), cuyas resistencias deben relacionarse potencialmente para obtener una ganancia:

En Modo Diferencial.-  $G_D = -R_3/R_2 (1+2R_1/R_g) \dots (23)$

En modo Común=  $G_{mc}=0 \dots (24)$



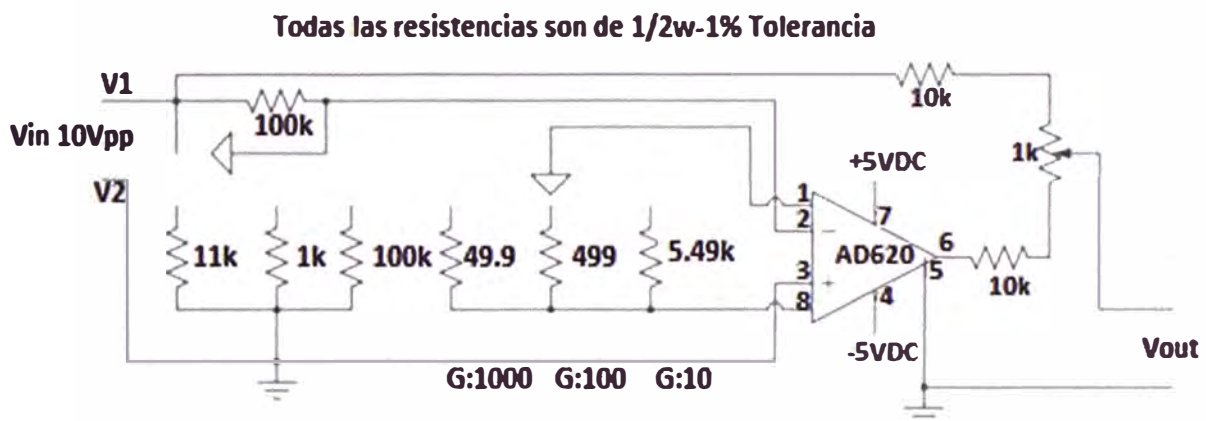
**Fig.3.62** Amplificador de Instrumentación Básico

Fuente: Introduction to Biomedical Equipment Technology pag.298 (Ítem 19)

### 3.4 Circuito de prueba con valor establecido para $R_G$ y ganancia

Con este tipo de circuito se puede hallar valores de resistencia  $R_G$  para establecer una ganancia determinada o para verificar el funcionamiento de un Op-Amp con una carga instalada variable.

A su entrada se puede establecer un voltaje de trabajo muy pequeño de 10 a 15Vpp, alimentando al amplificador con un  $\pm 5$ VDC constante. Con resistencias de valores característicos para este tipo de pruebas con errores de  $\pm 1\%$  como máximo. Este circuito (Fig.3.63) nos permite establecer en forma práctica el circuito final del amplificador de instrumentación a emplear en un EEG.



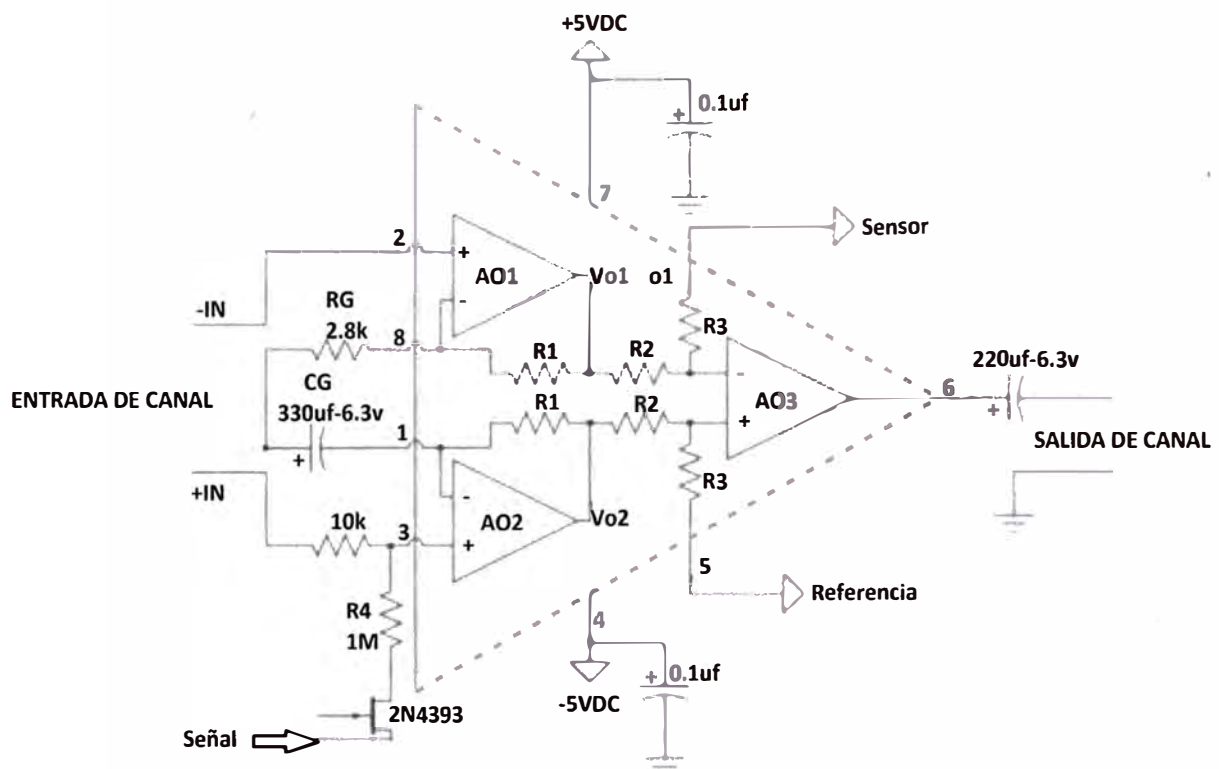
**Fig.3.63** Circuito de prueba con el AD620

Fuente: Analog Devices USA REV.E Pag.10 (Ítem 25)

### 3.5 Acondicionando el AD620 como amplificador de instrumentación

El AD 620 (Fig.3.64) tiene además las siguientes características:

- Se puede restar sus dos entradas multiplicadas por un factor relacionadas con las resistencias de la estructura del amplificador para una buena amplificación.
- Anulación de efecto del ruido al 100% y utilización de señales muy pequeñas.
- Minimización del error de medida de los electrodos (Por ser estos portadores de ruido).
- Puede ser usado específicamente en equipos médicos de diagnóstico tales como los ECG, EEG, EMG, etc.
- Este es un amplificador que va a conformar una estructura de 21 circuitos iguales permitiendo una alta impedancia de entrada y un alto rechazo al modo común (CMRR), porque su ganancia tiende a cero.
- Para EEG Algunos fabricantes utilizan la resistencia de realimentación de salida (Bucle AO3- 10K) como una conexión externa a un sensor determinado, que en cierta medida mejora el funcionamiento del amplificador en forma integral, reforzando la polarización constante del colector de ambos transistores.



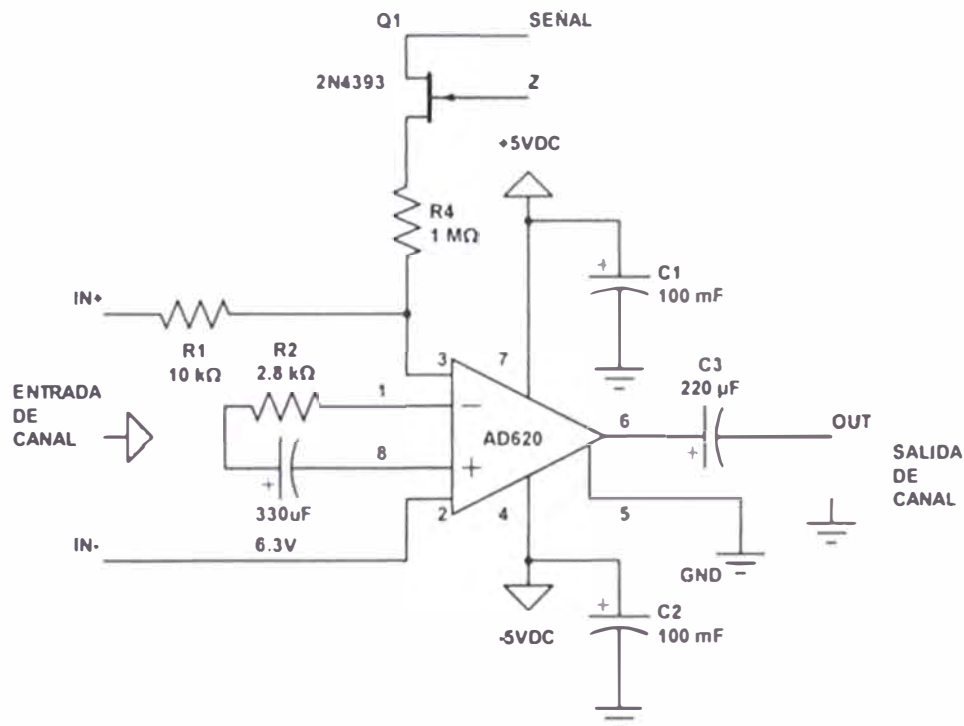
**FIG.3.64** AD620 Implementado visto interno y externamente

Fuente: Introduction to Biomedical Equipment Technology pag.322 (Item 19)



### 3.6 Implementación final del AD620

En la Fig.3.65 se toma en consideración sólo los dispositivos externos de polarización y protección al margen de la RG ya calculada y probada.



**FIG.3.65**AD620 implementado. Fuente: Elaboración Propia

Funcionamiento:

- C1 y C2 son condensadores que mandando a tierra del equipo todas las frecuencias espurias, estática, etc. que pueden fluir a través de +/- 5VDC.
- A través del Fet 2N4393 se puede incrementar y estabilizar la impedancia de entrada frente a cualquier variación de señal provenientes de +IN.
- El condensador de 330uf es un filtro de alta selectividad asegurando la selección de frecuencias que no desestabilicen el funcionamiento del mismo AO a través de R2 (RG), cuyo valor es exacto, con una tolerancia de 1%, para que trabaje con frecuencias altas o bajas establecidos en un rango determinado.
- R1 y R4 polarizan adecuadamente a AD620 con el 2N4393, para asegurar el buen funcionamiento del Fet cuando se requiera la asistencia del mismo.
- El condensador C3 asegura la salida de la señal sin ninguna intromisión DC, asegurando una buena disponibilidad de señal con respecto a tierra.
- El trabajo de este circuito fue muy estable, sirviéndonos posteriormente para otros propósitos semejantes en la aplicación del mantenimiento correctivo en equipos médicos.

## CAPITULO IV

### PRESENTACIÓN DE RESULTADOS

#### **4.1 Logísticos**

El periodo aproximado que se tomó para realizar este trabajo fue de 11 meses con una proyección de tiempo de vida útil de 10 años para el Electroencefalógrafo repotenciado.

Costo por repotenciación incluyendo mano de obra, repuestos y equipamiento de apoyo técnico represento aproximadamente el 20% del costo total que represento su importación, ya que uno de los motivos y tal vez el principal fue por el alto precio que represento su adquisición.

Por ser un equipo de especialidad es más beneficioso poder recuperarlos por medio de una repotenciación, que tramitar una nueva adquisición por el alto costo que representa su proceso y la infructuosa labor de conseguir un profesional de la especialidad para sitios alejado

Con esta metodología de trabajo aplicado al EEG ha servido como base para diseñar diferentes tipos de circuitos concerniente a otros equipos médicos fenestrados o en desuso para poderlos recuperar, ampliar su vida útil de trabajo y menos costo en su repotenciación.

La intención de recuperar este tipo de equipos fue por el alto costo que represento su adquisición, ya que por ser de especialidad es más beneficioso poder recuperarlos por medio de la tecnología en función a la electrónica y la informática que tramitar una nueva adquisición por el alto costo que representa su proceso.

Siendo un equipo netamente analógico se estableció que podía trabajar en situaciones extremas con un máximo de 20 pacientes por día con un recalentamiento regular sin desdibujamiento de ondas al momento de realizar un estudio electroencefalográfico y sin apagarse precipitadamente. Con este factor se lograba bajar el costo de estudio por paciente, haciéndose éste servicio asequible a la población de los segmentos D, E de provincia, aumentando al mismo tiempo el porcentaje de ingreso al centro hospitalario que lo brindaba

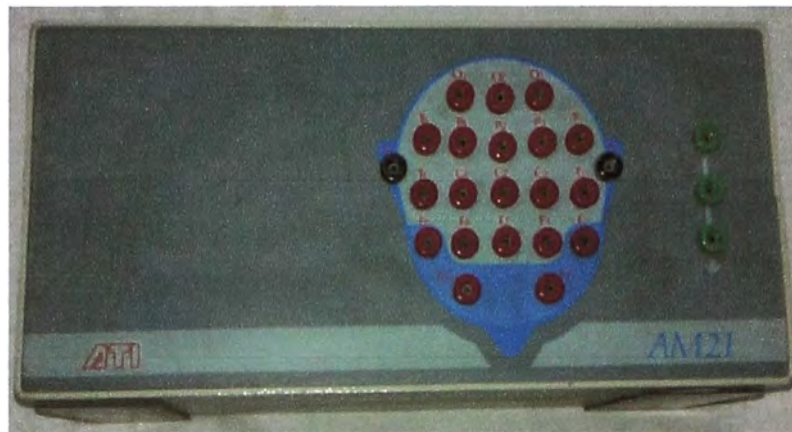
#### 4.2 Técnicos

Presentación de resultados con nuevas características técnicas del equipo repotenciado y norma ambiental con respecto al sitio en que va a funcionar:

- Construcción artesanal de 21 circuitos con las mismas características, distribuidos en cinco tarjetas electrónicas de sustrato de resina de vidrio (Color verde) de una superficie (Cuatro de cuatro canales y una de cinco canales) con su respectivo amplificador de Instrumentación que representan los canales a reconstruir; debidamente polarizados y adaptados para realizar su debida amplificación en función a la ganancia estipulada.
- Para poder realizar una buena intervención técnica se confecciono un Manual Técnico de Operatividad y un manual de manejo para el usuario, con la intención de asegurar el buen manejo del equipo tanto a nivel de usuario como de apoyo técnico.
- Se estableció una frecuencia de trabajo de 60Hz, ya que en principio estuvo diseñada para trabajar con frecuencias 50/60 Hz, porque al hacerlo trabajar con menos de 60 Hz se apagaba. Con VAC de 178 a 245 voltios.
- Podía trabajar regularmente desde  $-7^{\circ}$  a  $42^{\circ}$  C (Trabajaba con y sin paciente con Temperaturas menores de  $40^{\circ}$ C), sin deformar las ondas características del sueño. Esto trajo como consecuencia una alta estabilidad de funcionamiento con temperaturas altas (Que es lo que se deseaba)
- Humedad relativa de trabajo sin condensación hasta 97% aproximadamente ya que originalmente estaba establecida a menos del 90%.
- Se construyó un nuevo pozo de tierra solo para el equipo EEG, que mantenga un Ohmiajemenor a  $5\Omega$  para asegurar su buen funcionamiento y evitar así la intromisión de estática o señales espurias.
- Considerando que en condiciones normales un equipo médico debe rendir un aproximado a los 10 años; el rendimiento del EEG repotenciado duró más de 12 años; dándole de baja el 2010 no por inoperativo sino por cambio de tecnología.

#### 4.3 Presentación del equipo

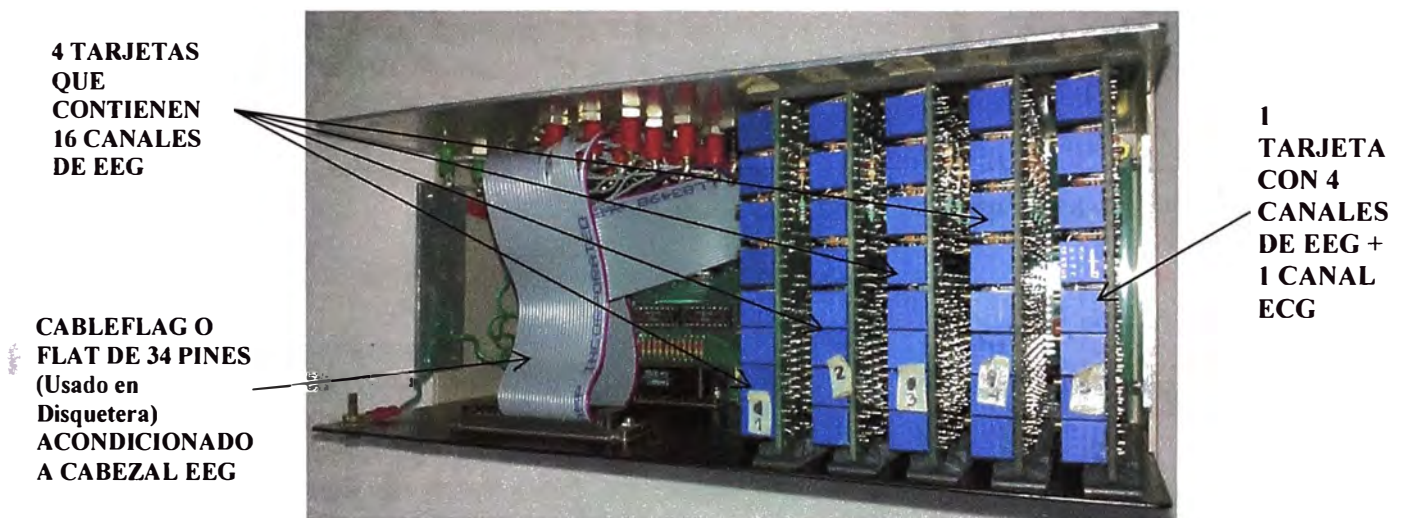
Se muestra por medio de vistas externa e internamente. Actualmente se encuentra dado de baja por patrimonio en un hospital del MINSA en provincia el cual por ley no permite que se brinde el nombre. (Fig. 4.66)



**VISTA FRONTAL O ANTERIOR (Carcasa original semiquemada)**



**VISTA POSTERIOR (Con salida EEG habilitada y salidas: Auxiliar y PE anuladas)**



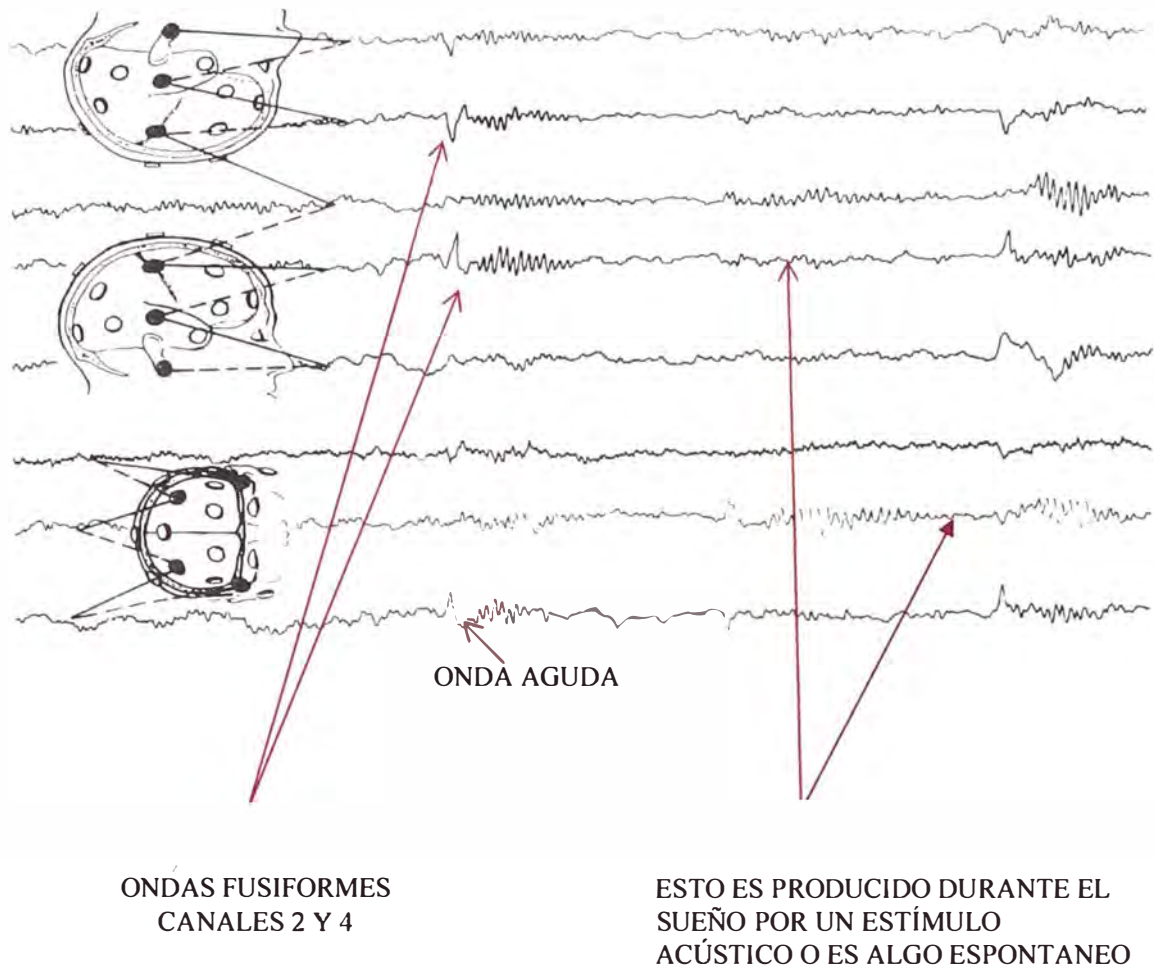
**VISTA INTERNA: CON DISPOSICIÓN DE 5 TARJETAS CONSTRUIDAS**

**FIG.4.66 Electroencefalógrafo Repotenciado Final**

Fuente: Elaboración Propia

#### 4.4 Comparación de estudios EEG: Convencional vs. Repotenciado

##### 4.4.1 Estudio electroencefalográfico convencional (2003) de un electroencefalógrafo analógico (8 canales) (Fig.4.67)



**Fig. 4.67** La Actividad Sigma combinada con una onda aguda se denomina complejo-K. Es un ritmo episódico de 14c/seg. No se observa somnolencia ni sueño profundo. Fusiforme en canales 2 y 4. Sensibilidad de 7uv/mm.

Fuente: Electroencefalografía (15)

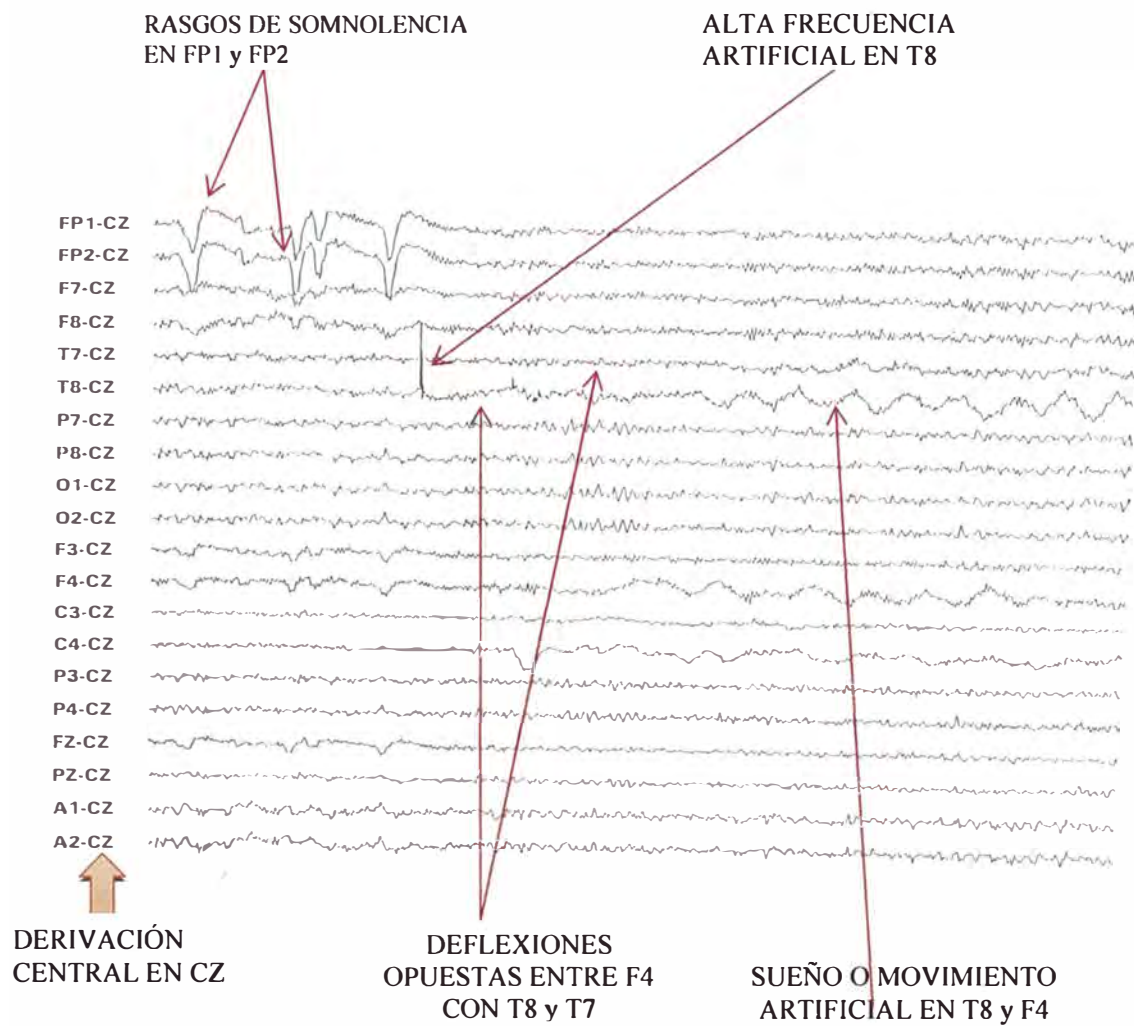
##### 4.4.2 Estudio del electroencefalógrafo analógico repotenciado (20 canales)

Estudio completo de EEG de 20 canales.(2005) (Fig.4.68)

Análisis:

- Con derivación central CZ
- Presenta deflexiones simultaneas opuestas entre F4 con T8 y T7 (Posible onda aguda)
- Rasgos de somnolencia en FP1 y FP2
- Sueño posterior en T8 y F4 o movimiento artificial
- El paciente está en movimiento, haciendo que se note alta frecuencia artificial en el electrodo T8 (Por el tocamiento del mismo)
- Después aumenta o disminuye rítmicamente las ondas lentas que aparecen en los electrodos T8, C4, F4 y T7.
- Es notorio que el paciente es una persona joven (Niño) ya que todo el exámen presenta intromisión de frecuencias que indican mucho dinamismo interno.

-Es un exámen sacado de archivos del servicio de Neurología Clínica en papel simple, con suministro de tinta negra muy pobre e intrusión de ruido de electrodos, tinteros y mangueras por encontrarse sucios.



**Fig.4.68** EEG normal de 20 canales sin uso de ECG tomado con el Electroencefalógrafo Repotenciado (Tomado en Octubre del 2009- Paciente con indicios de epilepsia)

Fuente: Investigación Propia

Observaciones:

- El ohmiaje de tierra había aumentado a  $+6\Omega$  y más del 25% de electrodos superaba  $1\Omega$  (Siendo necesario su cambio)
- Se había consumido el 85% de tinta.
- Se estaba utilizando papel corriente y no el milimetrado
- El equipo en si tenía necesidad de un mantenimiento preventivo, debiendo utilizarse con papel electroencefalográfico milimetrado, aunado a una limpieza general integral.

## **CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES**

### **Conclusiones:**

1.- Al repotenciar un equipo biomédico se puede obtener uno con las mismas características y especificaciones técnicas normadas internacionalmente en concordancia con los parámetros básicos de funcionamiento.

2.-Se pudo recuperar un equipo médico por medio de la repotenciación con un costo del orden de 15% de un equipo nuevo.

3.-Al usarse el equipo diariamente por el espacio de 8 horas continuas se concluyó que debe mantenerse apagado unos 15 minutos después de haberse realizado 3 estudios continuos para un enfriamiento leve de plumillas, servomecanismo (arrastre de papel) y sobre todo de los amplificadores de instrumentación y potencia.

### **Recomendación:**

1.-Para un buen mantenimiento preventivo o correctivo de un EEG es recomendable el uso de dispositivos electrónicos de marcas de reconocido prestigio; de preferencia, los empleados por la mayoría de fabricantes de equipos médicos.

**ANEXO A**  
**CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS**  
**DE DISPOSITIVOS ELECTRÓNICOS**



## ANEXO 1

### TL081, TL081A, TL081B, TL082, TL082A, TL082B TL082Y, TL084, TL084A, TL084B, TL084Y JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS

SLOS081E – FEBRUARY 1977 – REVISED FEBRUARY 1999

- Low Power Consumption
- Wide Common-Mode and Differential Voltage Ranges
- Low Input Bias and Offset Currents
- Output Short-Circuit Protection
- Low Total Harmonic Distortion . . . 0.003% Typ
- High Input Impedance . . . JFET-Input Stage
- Latch-Up-Free Operation
- High Slew Rate . . . 13 V/ $\mu$ s Typ
- Common-Mode Input Voltage Range Includes  $V_{CC+}$

#### description

The TL08x JFET-input operational amplifier family is designed to offer a wider selection than any previously developed operational amplifier family. Each of these JFET-input operational amplifiers incorporates well-matched, high-voltage JFET and bipolar transistors in a monolithic integrated circuit. The devices feature high slew rates, low input bias and offset currents, and low offset voltage temperature coefficient. Offset adjustment and external compensation options are available within the TL08x family.

The C-suffix devices are characterized for operation from 0°C to 70°C. The I-suffix devices are characterized for operation from –40°C to 85°C. The Q-suffix devices are characterized for operation from –40°C to 125°C. The M-suffix devices are characterized for operation over the full military temperature range of –55°C to 125°C.

#### symbols



Please be aware that an important notice concerning availability, standard warranty, and use in critical applications of Texas Instruments semiconductor products and disclaimers thereto appears at the end of this data sheet.

PRODUCTION DATA information is current as of publication date. Products conform to specifications per the terms of Texas Instruments standard warranty. Production processing does not necessarily include testing of all parameters.

 **TEXAS  
INSTRUMENTS**

POST OFFICE BOX 655003 • DALLAS, TEXAS 75265

Copyright © 1999, Texas Instruments Incorporated  
On products compliant to MIL-PRF-38535, all parameters are tested unless otherwise noted. On all other products, production processing does not necessarily include testing of all parameters.

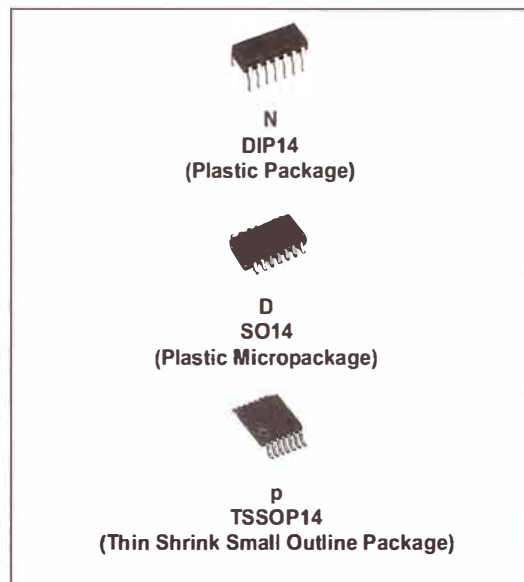
## ANEXO 2



# TL084 TL084A - TL084B

## GENERAL PURPOSE J-FET QUAD OPERATIONAL AMPLIFIERS

- WIDE COMMON-MODE (UP TO  $V_{CC}^+$ ) AND DIFFERENTIAL VOLTAGE RANGE
- LOW INPUT BIAS AND OFFSET CURRENT
- OUTPUT SHORT-CIRCUIT PROTECTION
- HIGH INPUT IMPEDANCE J-FET INPUT STAGE
- INTERNAL FREQUENCY COMPENSATION
- LATCH UP FREE OPERATION
- HIGH SLEW RATE :  $16V/\mu s$  (typ)



### DESCRIPTION

The TL084, TL084A and TL084B are high speed J-FET input quad operational amplifiers incorporating well matched, high voltage J-FET and bipolar transistors in a monolithic integrated circuit.

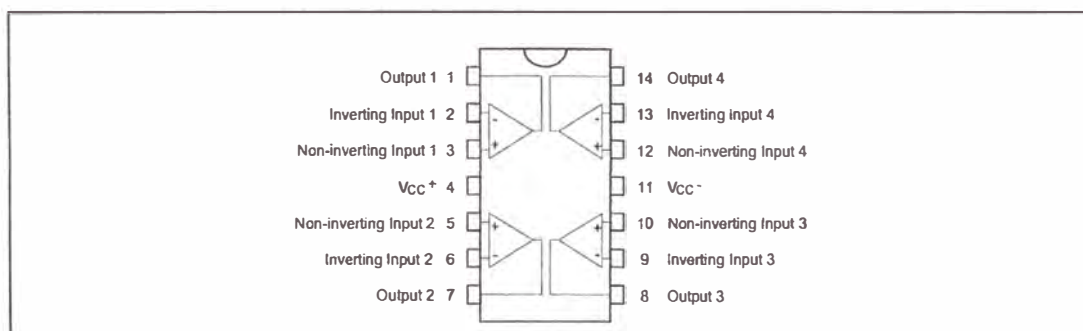
The devices feature high slew rates, low input bias and offset currents, and low offset voltage temperature coefficient.

### ORDER CODE

Part Number	Temperature Range	Package		
		N	D	P
TL084M/AM/BM	-55°C, +125°C	•	•	•
TL084I/AI/BI	-40°C, +105°C	•	•	•
TL084C/AC/BC	0°C, +70°C	•	•	•
<b>Example : TL084CN, TL084CD</b>				

N = Dual In Line Package (DIP)  
D = Small Outline Package (SO) - also available in Tape & Reel (DT)  
P = Thin Shrink Small Outline Package (TSSOP) - only available in Tape & Reel (PT)

### PIN CONNECTIONS (top view)



## ANEXO 3

### 1N4148 / 1N4150 / 1N4448 / 1N914B

#### Diodes

# Switching diode

## 1N4148 / 1N4150 / 1N4448 / 1N914B

\*This product is available only outside of Japan.

#### ●Applications

High-speed switching

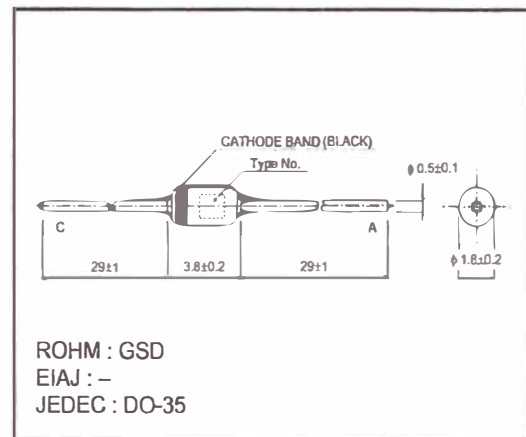
#### ●Features

- 1) Glass sealed envelope. (GSD)
- 2) High speed.
- 3) High reliability.

#### ●Construction

Silicon epitaxial planar

#### ●External dimensions (Units : mm)



#### ●Absolute maximum ratings (Ta = 25°C)

Type	V <sub>RM</sub> (V)	V <sub>R</sub> (V)	I <sub>FM</sub> (mA)	I <sub>o</sub> (mA)	I <sub>F</sub> (mA)	I <sub>FSM</sub> 1μS (A)	P (mW)	T <sub>j</sub> (°C)	Topr (°C)	Tstg (°C)
1N4148	100	75	450	150	200	2	500	200	-65~+200	-65~+200
1N4150	50	50	600	200	250	4	500	200	-65~+200	-65~+200
1N4448 (1N914B)	100	75	450	150	200	2	500	200	-65~+200	-65~+200

#### ●Electrical characteristics (Ta = 25°C)

Type	V <sub>F</sub> (V)											BV (V) Min.		I <sub>R</sub> (μA) Max.				C <sub>r</sub> (pF)	I <sub>n</sub> (ns) V <sub>R</sub> =-6V I <sub>F</sub> =10mA R <sub>L</sub> =100Ω	
	@ 0.1mA	@ 0.25mA	@ 1mA	@ 2mA	@ 5mA	@ 10mA	@ 20mA	@ 30mA	@ 50mA	@ 100mA	@ 200mA	@ 250mA	@ 25°C		@ 150°C		V <sub>R</sub> =0 f=1MHz			
													5μA	100μA	V <sub>R</sub> (V)	V <sub>R</sub> (V)				
1N4148	/	/	/	/	/	1.0	/	/	/	/	/	/	75	100	0.025 5.0	20 75	50.0	20	4	4
1N4150	/	/	0.54 0.62	/	0.66 0.74	/	/	0.76 0.86	0.82 0.92	0.87 1.0	/	/	-	50	0.1	50	100.0	50	2.5	4
1N4448 (1N914B)	/	/	/	0.62 0.72	/	/	/	/	/	1.0	/	/	-	100	0.025 5.0	20 75	50.0	20	4	4

The upper figure is the minimum V<sub>F</sub> and the lower figure is the maximum V<sub>F</sub> value.



## Low Cost, Low Power Instrumentation Amplifier

### AD620

#### FEATURES

##### EASY TO USE

Gain Set with One External Resistor  
(Gain Range 1 to 1000)

Wide Power Supply Range ( $\pm 2.3$  V to  $\pm 18$  V)  
Higher Performance than Three 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

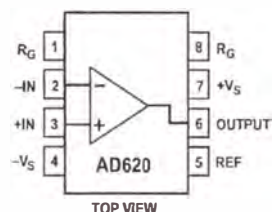
Weigh Scales  
ECG and Medical Instrumentation  
Transducer Interface  
Data Acquisition Systems  
Industrial Process Controls  
Battery Powered and Portable Equipment

#### PRODUCT DESCRIPTION

The AD620 is a low cost, high accuracy instrumentation amplifier that requires only one external resistor to set gains of 1 to

#### CONNECTION DIAGRAM

8-Lead Plastic Mini-DIP (N), Cerdip (Q)  
and SOIC (R) Packages



1000. 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, 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.

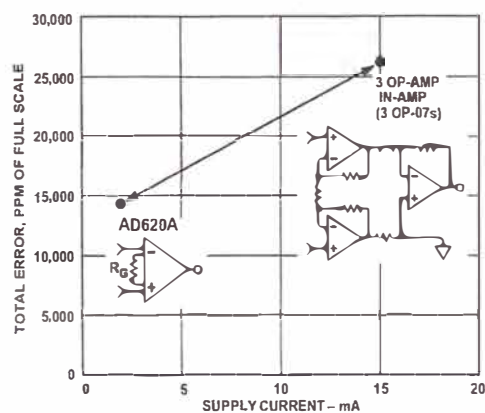


Figure 1. Three Op Amp IA Designs vs. AD620

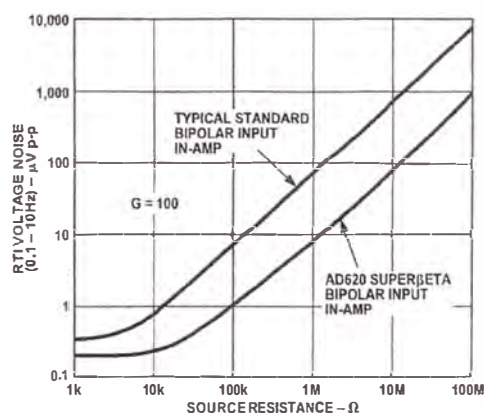


Figure 2. Total Voltage Noise vs. Source Resistance

#### REV. E

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 which may result from its use. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices.

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.  
Tel: 781/329-4700 World Wide Web Site: <http://www.analog.com>  
Fax: 781/326-8703 © Analog Devices, Inc., 1999

## BIBLIOGRAFÍA

- [1] String – Galvanometer – 2010
- [2] Grass – Manual de Instrucción – 2da.Edición – 1974
- [3] Electromedicinacr.wordpress.com – Historia de la Ing. Biomédica – 1999
- [4] Grass – Manual de Instrucción – 2da.Edición – 1982
- [5] Blogspot.com – Mindmachines.html – 2012
- [6] Grass – Manual de Instrucción Mod.8 – 3era.Edición – 1979
- [7] Akonic – www.akonic.com – 2013
- [8] ATI – Manual de Operación – 3era.Edición – 1983
- [9] ATI Lermed – www.ati.medical.com – 1983
- [10] Akonic – www.akonic.com – 2012
- [11] La República – Atlas Visual del Cuerpo Humano – 2006
- [12] Goggles – Estructura Encefalográfica – 2012
- [13] UPCH – Atlas de Anatomía y Fisiología – 2003
- [14] Grass – Manual de Instrucción – 2da.Edición - 1978
- [15] Enrique A. Delamonica – Electroencefalografía – 3ra.Edición – 1973
- [16] Grass – Manual de Instrucción – 3ra.Edición – 1980
- [17] Cooper - Electrodes EEG Technol - 3ra.Edición - 1964
- [18] Tecsup – Electrónica Avanzada – 1990
- [19] Carrand Brown – Introduction to Biomedical Equipment Technology – 3ra.Edición
- [20] Grass – Manual de Operación Modelo 8 – 2da.Edición - 1976
- [21] Grass – Manual de Operación Modelo 8 - 3ra.Edición – 1988
- [22] Bayley – Analog and Digital Filter Desing – 4ta.Edición - 1999
- [23] GE – Manual de Semiconductores – 3ra.Edición – 1989
- [24] Sergio Franco – Diseño de Amplificadores Operacionales - 3ra.Edición
- [25] Tech USA – Analog Devices – 1999