

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



**“SISTEMAS DE ADQUISICION Y PROCESAMIENTO DE LAS  
SEÑALES DEL CEREBRO”**

**INFORME DE SUFICIENCIA**

PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE:

**INGENIERO ELECTRÓNICO**

**PRESENTADO POR:  
ALEXANDER RAFAEL COTRINA GUZMAN**

PROMOCIÓN  
1989-2  
LIMA-PERÚ  
2006

**SISTEMAS DE ADQUISICION Y PROCESAMIENTO DE LAS SEÑALES DEL  
CEREBRO**

## **DEDICATORIA**

A mis padres por toda la dedicación que tuvieron en mi formación.

## **SUMARIO**

El presente trabajo trata básicamente de los electroencefalógrafos digitales, equipos médicos que sensan la actividad bioeléctrica cerebral. Se presentan los conceptos básicos del área, de cómo se adquieren estas señales del cerebro, como se procesan y finalmente se hace una simulación en MATLAB para mostrar los controles básicos de un equipo de Electroencefalografía digital tales como variar el número de canales de adquisición, mostrar su espectro en frecuencia, entre otros.

En el primer capítulo se presenta una breve reseña histórica de la Electroencefalografía (EEG). Luego, en el segundo capítulo, se hace un repaso de la terminología utilizada en este campo, sin entrar demasiado en los términos muy especializados.

A continuación se explica detalladamente como se hace un examen de EEG típico desde la colocación de unos electrodos en el cuero cabelludo del paciente, como colocarlos, donde colocarlos, como se registran, hasta la obtención del registro que será interpretado por el especialista.

En seguida, en el capítulo IV se presenta un diagrama de bloques básico de un equipo de EEG digital. Se explica cada bloque.

Finalmente en el quinto capítulo se presenta una simulación en MathLab de un programa que intenta presentar los controles más típicos de todo equipo de EEG digital.

## INDICE

<b>INTRODUCCIÓN</b>	1
<b>CAPITULO I</b>	
<b>BREVE RESEÑA HISTÓRICA DE LA ELECTROENCEFALOGRAFÍA</b>	3
<b>CAPITULO II</b>	
<b>TERMINOLOGÍA BÁSICA</b>	6
2.1 Electroencefalograma	6
2.2 Electrodo	6
2.3 Registro típico de EEG	6
2.4 Bandas de frecuencia	7
2.5 Anatomía del cerebro	11
2.6 Sistema internacional 10-20	12
2.7 Registro monopolar y bipolar	12
2.8 Artefacto	13
<b>CAPITULO III</b>	
<b>MÉTODO DE UN EXAMEN TÍPICO DE EEG</b>	14
3.1 Encendido del equipo	15
3.2 Preparación del paciente	15
3.3 Sistema de posicionamiento de los electrodos superficiales	16
3.4 Chequeo de las impedancias de los electrodos	21
3.5 El examen propiamente dicho	21
3.6 Montajes	22
3.7 Registro con activación	24
<b>CAPITULO IV</b>	
<b>DIAGRAMA DE BLOQUES DE UN EQUIPO DE EEG DIGITAL</b>	27
4.1 Electrodo y sus aplicaciones	27
4.2 Artefactos : Definición, fuentes, identificación y eliminación	29
4.3 El amplificador	31
4.4 El computador	34
<b>CAPITULO V</b>	
<b>SIMULACIÓN EN MATLAB PARA EL PROCESAMIENTO DE SEÑALES DE EEG</b>	37
5.1 Procedimiento de diseño de programa	37

5.1.1.	Identificar la información de interés de la señal estudiada	37
5.1.2	Definir la pantalla de presentación del programa de aplicación	37
5.1.3	Desarrollar las partes de programa	38
5.1.4	Subrutina de carga de Datos	39
5.1.5	Subrutina de selección de número de canales	40
5.1.6	Subrutina de variación de escalas en ambos ejes	42
5.1.7	Subrutina de filtros	44
5.1.8	Subrutina de presentación de Espectro	49
<b>CONCLUSIONES</b>		<b>52</b>
<b>BIBLIOGRAFIA</b>		<b>54</b>

## INTRODUCCION

Es conocido que el cerebro presenta actividad eléctrica. Esta puede ser espontánea o provocada. En ambos casos los niveles son del orden de menos de 10  $\mu\text{V}$  a más de 100  $\mu\text{V}$  y existe toda una teoría de biopotenciales para explicar su origen como potenciales de reposo y potenciales de acción. En el primer caso, de potenciales de reposo, esta señal se registra como señal EEG y en el segundo caso, de potenciales de acción, la señal eléctrica se provoca por estímulos externos tales como un destello de luz o un clic acústico se registra como potenciales evocados.

La Electroencefalografía como expresión de la función cerebral tiene un invaluable apoyo en el diagnóstico de afecciones del SNC (sistema nervioso central) que comprometen la estructura de las neuronas.

Una de las patologías en que la electroencefalografía tiene mayor utilidad es en el estudio de la Epilepsia, expresión de excitabilidad anormal de las neuronas.

Igualmente con el auge del trasplante de órganos es imprescindible el EEG en el protocolo de muerte cerebral; condición legal para proceder a donación de órganos.

En el presente trabajo se hace un desarrollo de la teoría en la que se basa los equipos de EEG, terminología asociada para comprender el campo y finalmente se simula la parte de tratamiento de señal en MathLab.

## **CAPITULO I**

### **BREVE RESEÑA HISTÓRICA DE LA ELECTROENCEFALOGRAFÍA**

Fue una guerra lo que brindó la oportunidad de explorar el cerebro humano por vez primera, en 1870, Fritsch y Hitzig, médicos militares del ejército prusiano, observaron que al estimular, mediante corriente galvánica, determinadas áreas laterales de cerebros descubiertos (de algunas bajas de la batalla de Sedán) se producían movimientos en el lado opuesto del cuerpo, cinco años más tarde Richard Caton confirmó que el cerebro es capaz de producir corrientes eléctricas. Ferrier, siguiendo con la misma línea experimentó con la corriente farádica, como resultado de todo ello, hacia finales del siglo se tenían suficientes pruebas, de que el cerebro de los animales poseía propiedades eléctricas comparables a las encontradas en el nervio y en el músculo. En 1913, Pradwdwicz –Neminski registró lo que se llamó electrocerebrograma de un perro, siendo el primero en intentar clasificar tales observaciones. Hay que puntualizar, sin embargo, que todos los experimentos se hacían sobre cerebros descubiertos. Al ser los cambios eléctricos muy pequeños y sin procedimientos de amplificación, era imposible registrar los impulsos que alcanzaran el exterior del cráneo, aún de haberse sospechado su existencia.

Fue en 1928 cuando Hans Berger ideó un método que prometía una investigación de la actividad eléctrica cerebral, descubriendo lo que se conoció como el ritmo de Berger. Sin embargo debido a su falta de conocimientos técnicos, no fue hasta algunos años después que se conoció su importancia. Mientras tanto las posibilidades de la encefalografía clínica se discutían, por primera vez, en una reunión en el laboratorio Central de Patología del hospital Maudsley de Londres, en 1929. A pesar de que el grupo de investigadores intentara obtener registros del ritmo de Berger usando amplificadores y un galvanómetro vetusto, sin embargo no se tomaba en serio el estudio del cerebro, ni con los descubrimientos de Berger. Fue en 1934 cuando a raíz de una demostración pública ante un auditorio británico en una reunión de la sociedad de

Fisiología, en Cambridge, Adrián y Matthews verificaron por primera vez el ritmo de Berger. Berger, utilizando las mejoras introducidas por Adrián, siguió avanzando hasta donde le permitía su técnica defectuosa, observando por ejemplo que cuando el sujeto abría los ojos resolvía algún problema mentalmente se alteraba el ritmo amplio y regular, esto fue verificado posteriormente por Adrián y Matthews quien al tener mejores conocimientos científicos y mejores técnicas avanzaron incluso mucho más, demostrando que el ritmo regular y amplio de diez ciclos por segundo surgía de las áreas visuales de asociación y no de todo el cerebro. Años mas tarde se apreció la importancia de tal descubrimiento. Posteriormente la electropatología del cerebro creció en importancia, confirmando las predicciones de Golla, sobre las alteraciones de las oscilaciones rítmicas en las enfermedades. Se avanzó mucho en este campo, comenzando a interesar, entre los investigadores del EEG, el estudio de la epilepsia y otras enfermedades mentales, poniendo de relieve la complejidad del tema y la imposibilidad de aislamiento de funciones simples, siendo necesario estudiar al cerebro como un órgano total. A partir de estos comienzos con el paso de los años y mediante evaluaciones sucesivas, se han llegado a conocer otros aspectos del EEG como la conocemos hoy en día.

En los Estados Unidos el estudio de la electroencefalografía se inició en 1935 cuando Jasper y Carmichael publicaron sus trabajos donde verificaban las observaciones de Berger. Ellos encontraron que con un sistema basado en dos canales podían registrar y diagnosticar ciertos tipos de desordenes en la conducta y esta fue, una de las primeras aplicaciones clínicas de la electroencefalografía.

## **CAPITULO II BREVE TERMINOLOGÍA BÁSICA**

En esta parte del presente trabajo se hace un listado breve de la terminología frecuentemente utilizada en el area de la electroencefalografía.

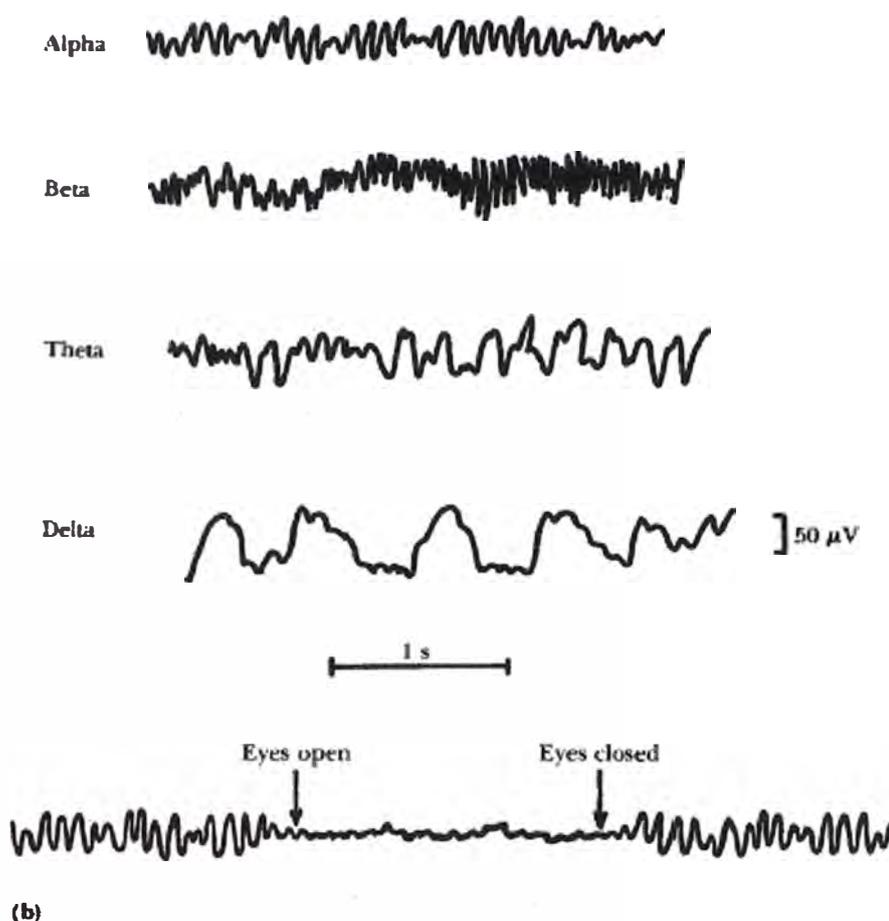
### **2.1. Electroencefalograma :**

El Electroencefalograma es la expresión gráfica de la diferencia de voltaje que existe entre 2 puntos sobre el cuero cabelludo. El origen de esta diferencia de voltaje no está claramente determinada pero es evidente que es la sumatoria de la actividad eléctrica de los billones de neuronas que contiene el cerebro. Actualmente se acepta que el origen de las ondas del EEG se generan en la corteza cerebral.

### **2.2. Electrodo**

Actúan como transductores de la actividad iónica que aparece en los fluidos orgánicos del cerebro convertidas en corrientes eléctricas y puedan ser medidas adecuadamente. El electrodo suelen ser un dispositivo metálico que se pone en contacto con la piel o con el medio interno del cuerpo.

### **2.3. Registro típico de EEG :**



(b)

**Fig.2.1. Ritmos normales en Electroencelegrafía.**

## 2.4. Bandas de frecuencia :

Las señales EEG se pueden clasificar de acuerdo a su frecuencia.

**2.4.1. Ritmo delta (1-4Hz):** Este tipo de ondas aparece en estados de coma, trance o en la fase de sueño no-REM.

**2.4.2. Ritmo theta (4-8Hz):** Tiene una distribución regional usualmente en el area temporal. Se observa especialmente en niños de 5 a 7 años aunque también pueden presentarlas los adultos ocasionalmente.

**2.4.3. Ritmo alfa (8-13Hz):** Se registran en sujetos normales despiertos, y con los ojos cerrados. Predomina especialmente en las regiones occipital. Su amplitud está comprendida entre 20 y 50 μV.

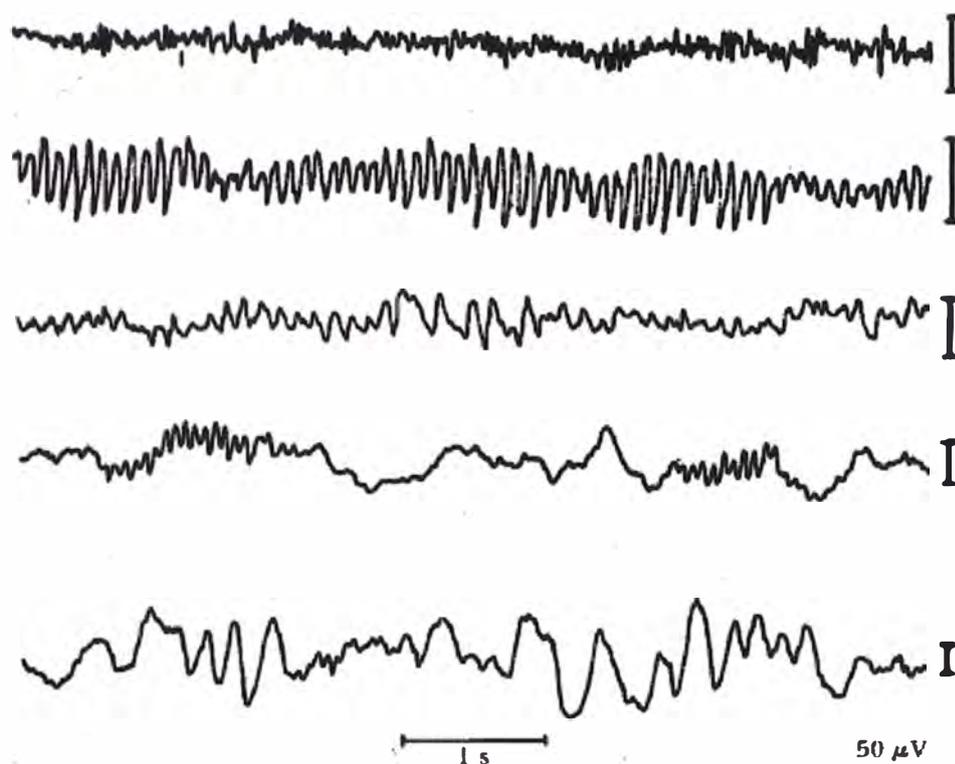
**2.4.4. Ritmo beta (13-30Hz):** El ritmo beta se suele localizar en los lóbulos frontal. Puede venir en estados de tensión.

**2.4.5. Ritmo gamma (30-50 Hz):** Este ritmo no tiene utilidad en la clínica.

**Tabla 2.1. Resumen de ondas EEG.**

<b>Delta</b>	<b>Theta</b>	<b>Alfa</b>	<b>Beta</b>	<b>Gamma</b>
1-4 Hz	4-8 Hz	8-13 Hz	13-30Hz	30-50 Hz

La actividad cerebral es diferente en vigilia y en el sueño. En la siguiente figura (FIG2) se distinguen distintas fases del sueño que corresponden sucesivamente a los estados de alerta, de relajación, de somnolencia, de sueño y, finalmente, de sueño profundo. Obsérvese que la frecuencia de las ondas del EEG va disminuyendo progresivamente, aunque pueden aparecer ondas transitorias rápidas. Además del EEG se suelen registrar conjuntamente otras variables fisiológicas como el EOG (electrooculograma), el ECG (electrocardiograma), el EMG (electromiograma) y la frecuencia respiratoria, que ayudan a determinar la profundidad del sueño del sujeto en observación. Así por ejemplo, el EOG permite determinar las fases REM (rapid eye movement) del sueño, el EMG el grado de relajación muscular etc.



**Fig.2.2. EEG durante distintas fases del sueño.**

**Vigilia tensa; Vigilia en reposo; Somnolencia; Sueño superficial; Sueño profundo.**

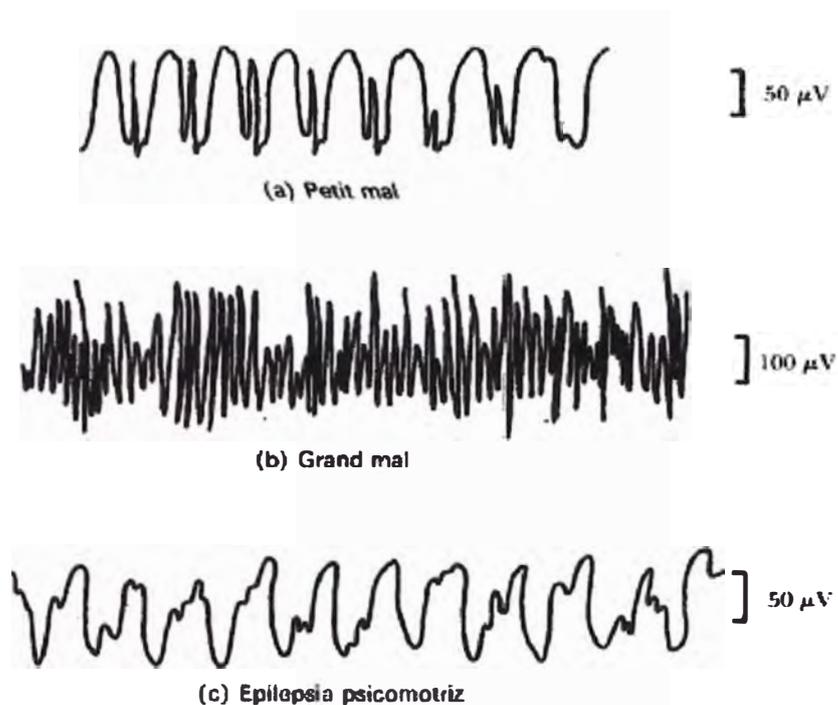
Por último señalaremos que las distintas fases del sueño se suelen repetir de forma cíclica durante la noche. Uno de los usos fundamentales del EEG está en el diagnóstico y localización de epilepsia, que tiene su origen en una activación excesiva de parte o de todo el SNC. Existen tres grupos básicos de epilepsia: la epilepsia generalizada- que abarca todo el cerebro- la parcial- que solo lo hace en parte- y la de difícil clasificación- que no corresponde a ninguno de los tipos anteriores.

Algunos ejemplos de crisis más frecuentes que presentan sujetos con epilepsia generalizada son las crisis tónico-clónicas (grand mal), las crisis mioclónicas y las crisis de ausencia. Las crisis tónico-clónicas parecen tener origen en la hiperexcitabilidad o anomalía de las neuronas de activación reticular. Las descargas se expanden por todo el sistema nervioso dando lugar a

las convulsiones del cuerpo entero que duran desde algunos segundos hasta 3 o 4 minutos.

Después del ataque el sujeto puede permanecer inconsciente bastantes a minutos ( hasta una hora).

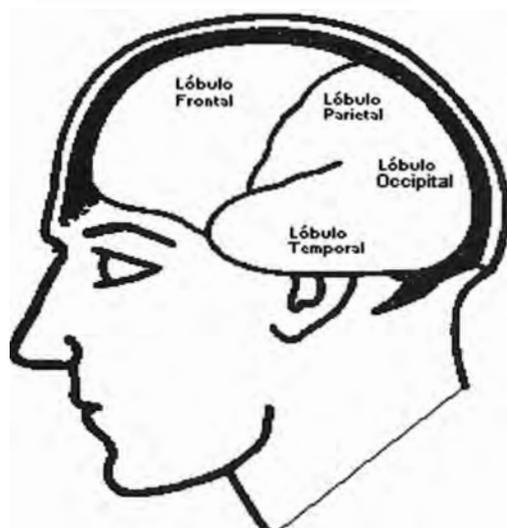
Durante las crisis mioclónicas el sujeto experimenta un ataque parecido al “grand mal” pero el proceso termina muy rápidamente sin que el sujeto pierda la conciencia ni cese su actividad. En las crisis de ausencia del sujeto presenta de 5 a 20 segundos de inconsciencia, volviendo a continuación a la actividad que estaba desarrollando antes del ataque. El EEG muestra puntas y ondas características. Las epilepsias parciales suelen ser causadas por lesiones cerebrales orgánicas focales (tumores, traumatismos, tejido destruido,.....) Las crisis parciales pueden ser con síntomas motores (posturales, jacksonianas, afásicas,..) con síntomas sensoriales (visuales, auditivos,..), con trastorno de la conciencia (automatismos, crisis de angustia, de risa,....), etc.



**Fig.2.3. EEG correspondiente a distintos tipos de epilepsia.**

**(a) Petit Mal Ausencia; (b) Grand mal Fase tónica; (c) Grand Mal Fase clónica**

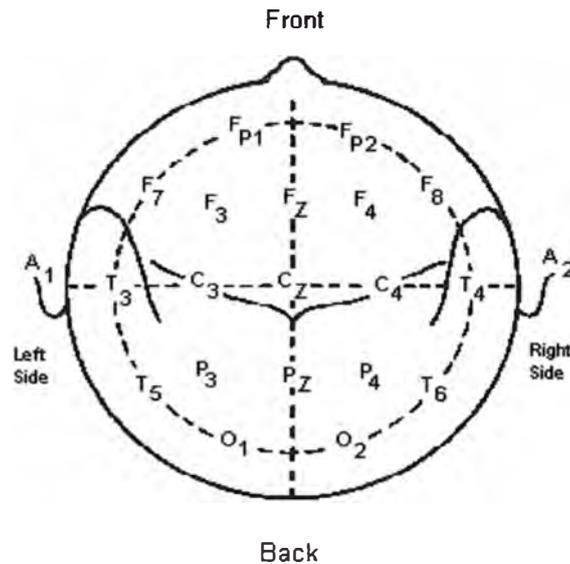
## **2.5. Anatomía del cerebro :**



**Fig 2.4. Localización de los distintos lóbulos en el cerebro.**

## 2.6. Sistema Internacional 10-20

Sistema creado por la Federación Internacional de Sociedades para la Electroencefalografía. Es la distribución de donde colocar los electrodos sobre el cuero cabelludo:



**Fig 2.5. Vista superior del sistema 10-20.**

Como se observa, los números impares se asignan al lado izquierdo, y los números pares al lado derecho

## 2.7. Registro monopolar y bipolar :

El registro o derivación monopolar (fig. 1.4ii) es aquel en el que todos los electrodos tienen la misma referencia y el bipolar (fig. 1.4i) se obtiene cuando se colocan los electrodos por pares y se mide la diferencia de potencial entre ellos.

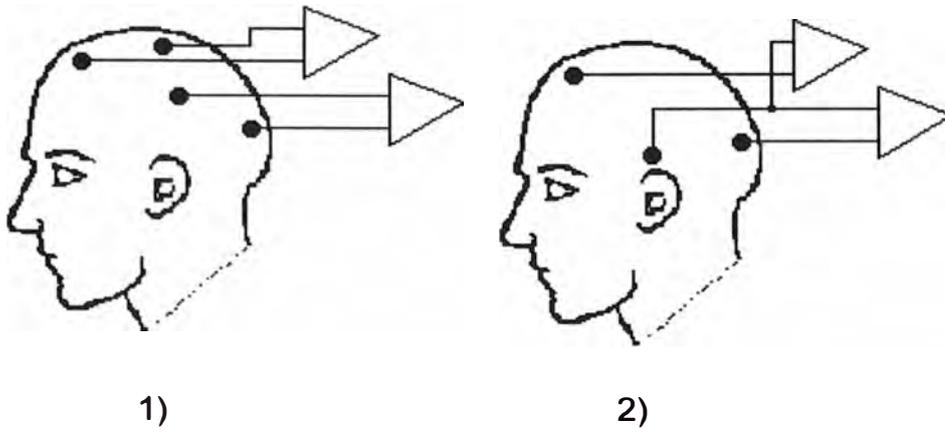


Fig 2.6. 1) Registro bipolar.

2) Registro monopolar.

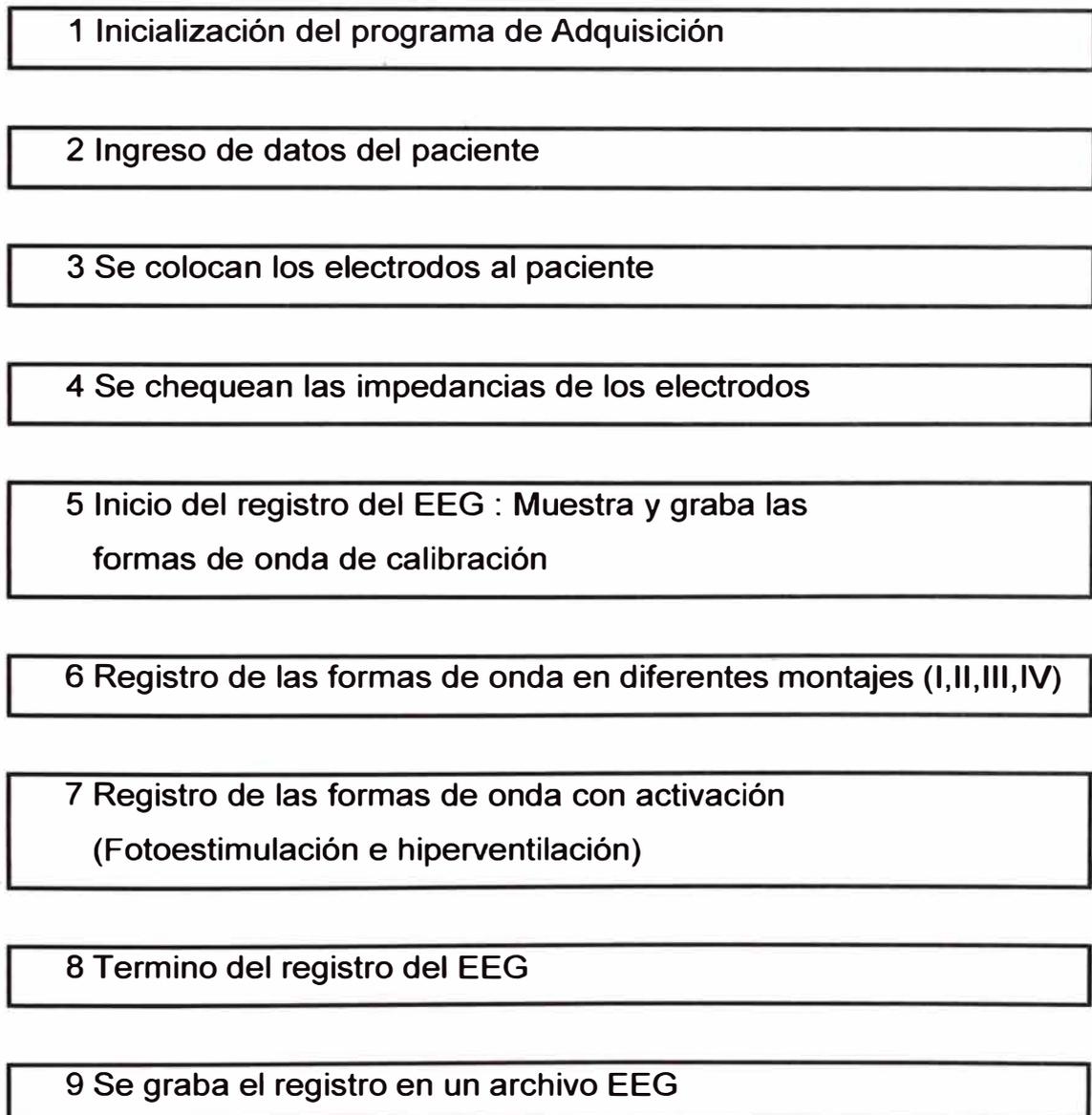
### 2.8. Artefacto

En EEG, cualquier señal eléctrica no generada por el cerebro es un artefacto.

### **CAPITULO III METODO DE UN EXAMEN TIPICO DE EEG**

Generalmente se aplica al paciente 22 electrodos distribuidos según el sistema 10-20. Esto generalmente para paciente adultos. En niños se colocan menos electrodos. En general el siguiente diagrama de flujo muestra la secuencia de un registro de EEG digital:.

**Tabla 3.1. Diagrama de Flujo para la Adquisición de un EEG digital.**



10 Fin del programa de Adquisición
------------------------------------

### **3.1. Encendido del Equipo :**

El equipo se enciende con el switch de Power. Aquí existen una variedad de equipos desde los más antiguos que utilizan agujas galvanométricas para registrar el EEG hasta los más modernos basados en PC. Estos últimos generalmente utilizan una computadora comercial basada en Pentium. Se inicia el programa de Aplicación que generalmente opera en ambiente Windows. Enseguida se ingresan los datos del paciente

### **3.2. Preparación del Paciente – Captación del EEG :**

La actividad bioeléctrica cerebral puede captarse por diversos procedimientos:

- Sobre el cuero cabelludo. EEG de superficie.
- En la base del cráneo. Electrodo Nasofaríngeo.
- En la superficie del cerebro.
- En localizaciones cerebrales profundas.

Generalmente se aplica sobre el cuero cabelludo, que es el que detallaremos: El paciente debe venir con el cabello lavado y seco. No es necesario que este en ayunas.

Luego el paciente descansa sobre una camilla o en un sillón con los brazos a los costados, con las piernas distendidas, sin cruzarlas. El paciente deberá estar relajado durante todo el tiempo que dure la prueba que generalmente varía entre 15 a 20 minutos.

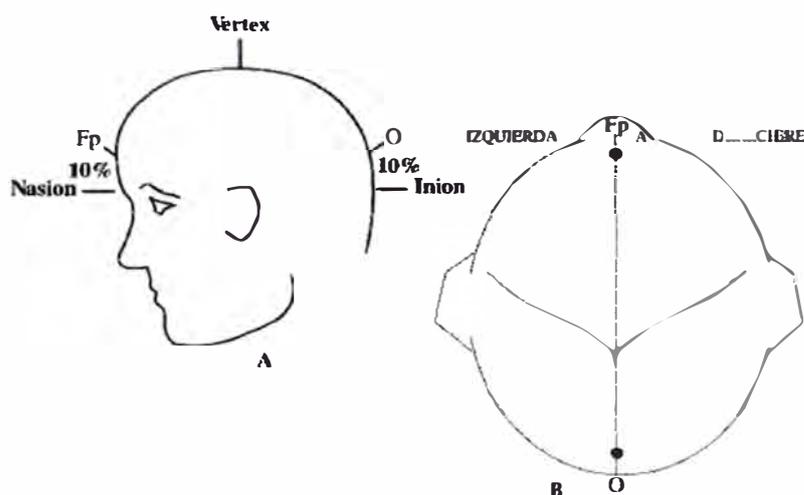
Se utiliza una pasta conductora en los electrodos. Se colocarán los electrodos de acuerdo al Sistema Internacional 10-20

### **3.3. Sistemas de Posicionamiento de Los Electrodo Superficiales**

Aunque hay varios sistemas diferentes (Illinois, Montreal, Aird, Cohn, Lennox, Merlis, Oastaut, Schwab, Marshall, etc), el sistema internacional 10-20 es el más

utilizado en el momento actual. Para situar los electrodos según este sistema se procede de la forma siguiente:

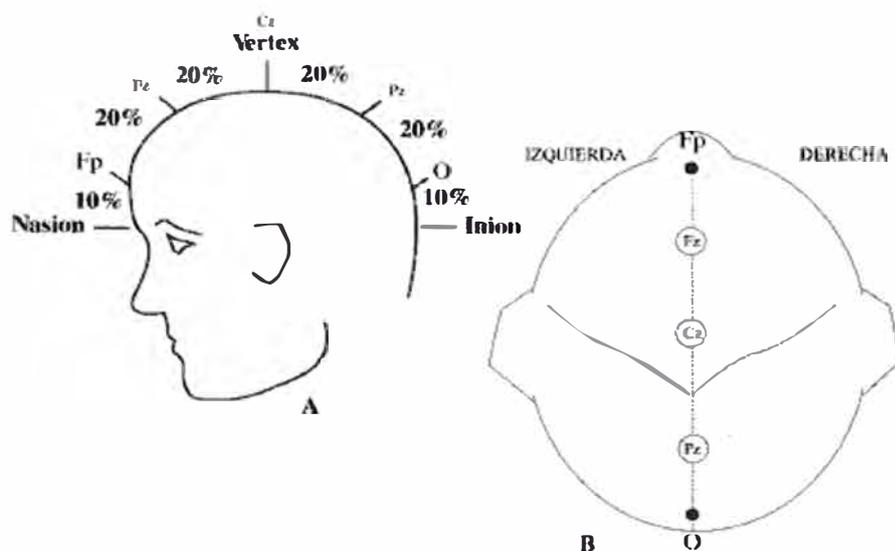
Se mide la distancia entre el nasion y el inion pasando por el vertex. El 10% de esta distancia sobre el nasion señala el punto Fp (Frontal Polar) . El 10% de esta distancia sobre el inion señala el punto O (Occipital).



**Fig 3.1. A. Vista de perfil. B. Vista Superior.**

**Fp, punto frontal polar; O, punto occipital**

Entre los puntos FP y O se sitúan otros tres puntos espaciados a intervalos iguales (entre cada dos el 20% de la distancia nasion-inion). Estos tres puntos son, de delante hacia atrás, el Fz (Frontal) el Cz (Central o Vertex) y el Pz (Parietal). No deben confundirse Fz, Cz o Pz cuyos subíndices significan cero (zero en inglés) con la letra O referente a los electrodos occipitales.



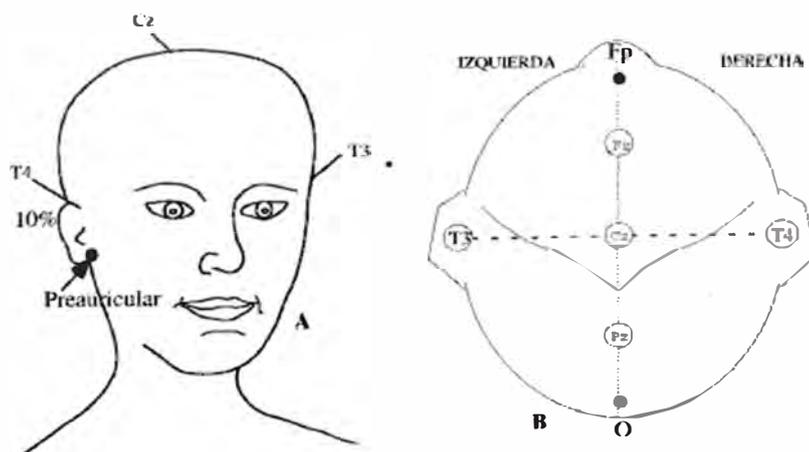
**Fig. 3.2. A. Vista perfil. B. Vista superior.**

**Fz, punto frontal; Cz, punto central; Pz, punto parietal**

Se mide la distancia entre los puntos preauriculares (situados por delante del pabellón auditivo) pasando por el vertex (Cz). El 10% de esta distancia marca la posición de los puntos temporales mediales, T3 (izquierdo) y T4 (derecho).

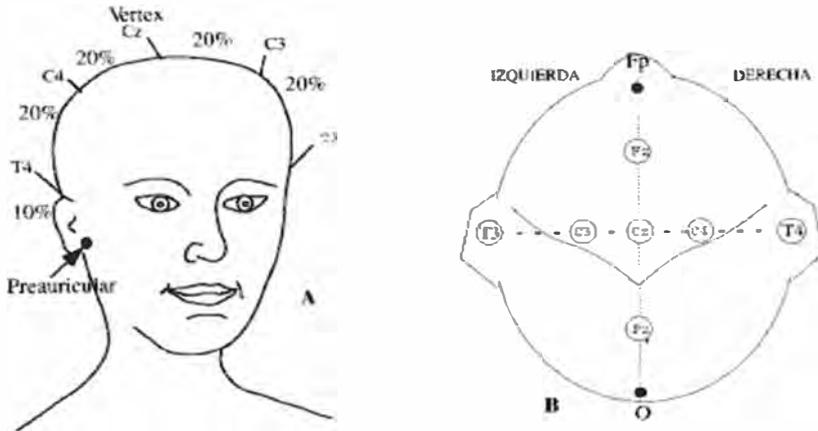
**Fig. 3.3. Medición coronal lateral. A. Vista frontal. B. Vista superior.**

**Situación de los electrodos T3 y T4**



Un 20% de la medida por encima de los puntos temporales medios se colocan los electrodos C3 ( izquierda) y C4 (derecha). El vertex es ahora el punto de intersección entre la línea anteroposterior y la línea coronal lateral.

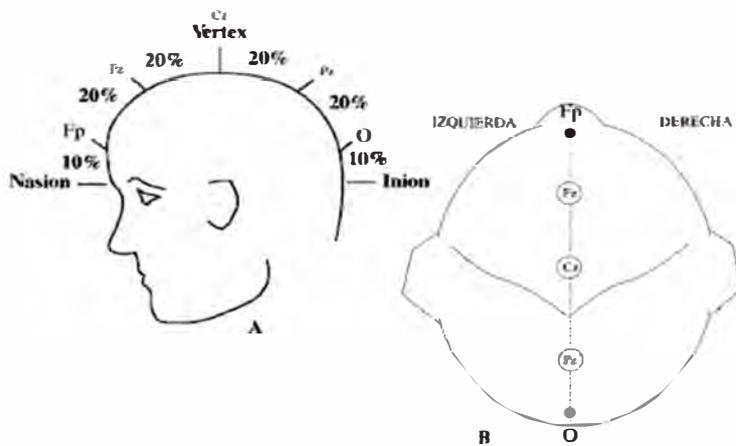
**Fig. 3.4. A. Vista de frente. B. Vista superior. Situación de los electrodos C3**



**y C4.**

Los electrodos F3 y F4 (Izquierda y derecha, respectivamente) están situados de forma equidistante entre el punto frontal medio (Fz) y la línea de electrodos temporales.

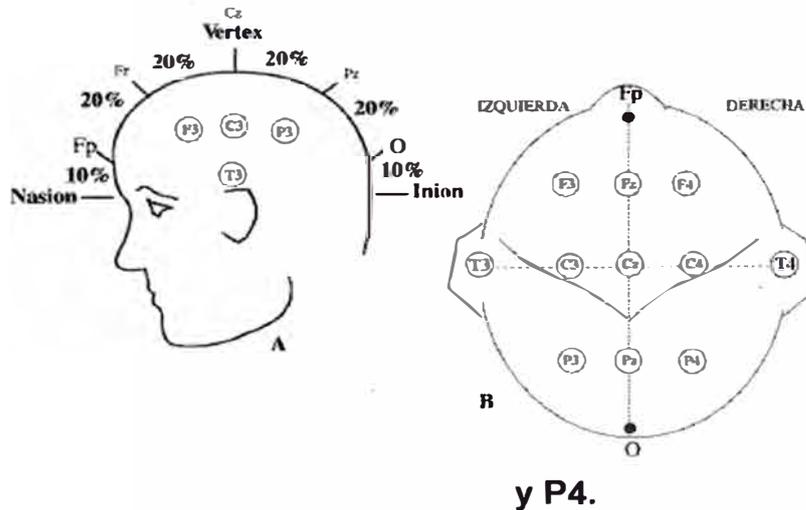
**Fig. 3.5. A. Vista de perfil. B. Vista superior. Situación de los electrodos F3**



**y F4.**

Los electrodos P3 y P4 (izquierda y derecha, respectivamente) equidistan entre el punto P medio y la línea de los electrodos temporales.

**Fig. 3.6. A. Vista de perfil. B. Vista superior. Situación de los electrodos P3**

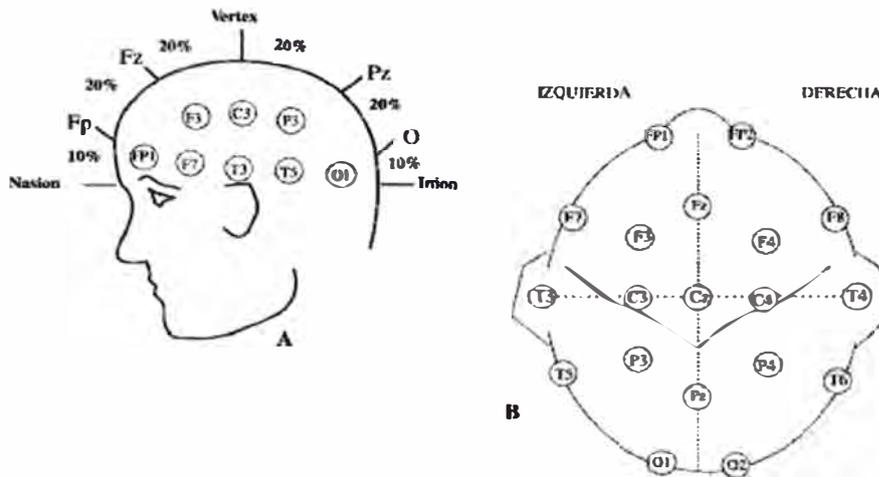


**y P4.**

Se mide la distancia entre el punto medio Fp y el punto medio O a través de T3. El 10% de esta distancia a través de Fp corresponde a los electrodos FP1 y FP2. El 10% de esta distancia a través de O corresponde a los electrodos O1 y O2.

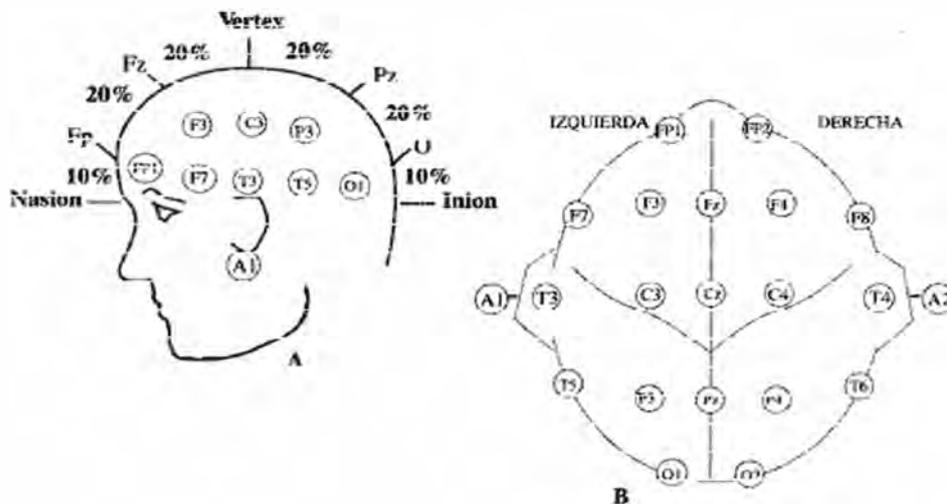
El electrodo F7 ( y el F8) se sitúa equidistante entre los puntos FP1 (ó FP2) y quote T3 (ó T4).

El electrodo T5 (y el T6) se sitúa en la línea media entre T3 (ó T4) y O1 (ó O2) .



**Fig. 3.7. A. Vista de perfil. B. Vista superior. Situación de los electrodos F7, F8, T5, T6, FP1, P2, O1 y O2.**

A un 10% de los temporales T3 y T4 se sitúan los electrodos auriculares A1 y A2 respectivamente.



**Fig. 3.8. A. Vista de perfil. B. Vista superior. Situación de los electrodos A1 y A2.**

Como regla general, los electrodos del lado izquierdo llevan numeración impar mientras que los del lado derecho la llevan par. Además, como ya se dijo, los electrodos de la línea media reciben el subíndice z ( por zero, cero en inglés).

### 3.4. Chequeo de las Impedancias de los Electrodos

Mientras se colocan los electrodos, el operador puede ir verificando visualmente si los electrodos están colocados correctamente. Los 22 electrodos se conectan a un módulo preamplificador, en cuyo panel de control tiene dibujados todos los terminales del sistema 10-20, de modo que en caso de estar mal colocados, se enciende un led rojo, de ser así el operador tendrá que colocar nuevamente el electrodo (de preferencia volverá a limpiar el cuero cabelludo del paciente).

Paralelamente el Doctor desde la consola del computador puede asimismo estar verificando la impedancia de los electrodos. Sobre la pantalla del computador aparecerá dibujado el mismo módulo preamplificador con la ubicación de los electrodos así como el valor de la impedancia. Este valor debe ser alrededor de  $1k\Omega$ , recomendable menor de  $2k\Omega$  y nunca mayor de  $10k\Omega$ .

### **3.5. El Examen Propiamente Dicho**

Se instruye al paciente a permanecer relajado, con las piernas y los brazos distendidos a lo largo de ellos mismos, con los ojos cerrados.

Es posible realizar un número enorme de registros bipolares diferentes, tantos como parejas diferentes de electrodos, tomadas en grupos de 8, de 12, de 16. (Según el número de canales disponibles para registro simultaneo). Por supuesto, este número de combinaciones es enorme y por otra parte, muchas de las combinaciones posibles no rendirían información de interés. Por esta razón es preciso seleccionar, de entre todas las posibles, las combinaciones más interesantes. Cada una de las combinaciones seleccionadas se llama un Montaje.

El examen dura aproximadamente entre 15 a 20 minutos. Un examen típico consta de 3 partes principales

En la primera parte el paciente permanece con los ojos cerrados y se registran 3 montajes típicos (montaje unipolar o referencial, montaje bipolar longitudinal y montaje bipolar transversal).

La segunda parte se efectúa con activación mediante fotoestimulación. En este caso sólo se registra el II montaje.

Finalmente en la tercera parte se efectúa una activación con hiperventilación instruyendo al paciente a respirar por la boca como agitado, registrándose también en el II montaje. En ambos registros con activación puede

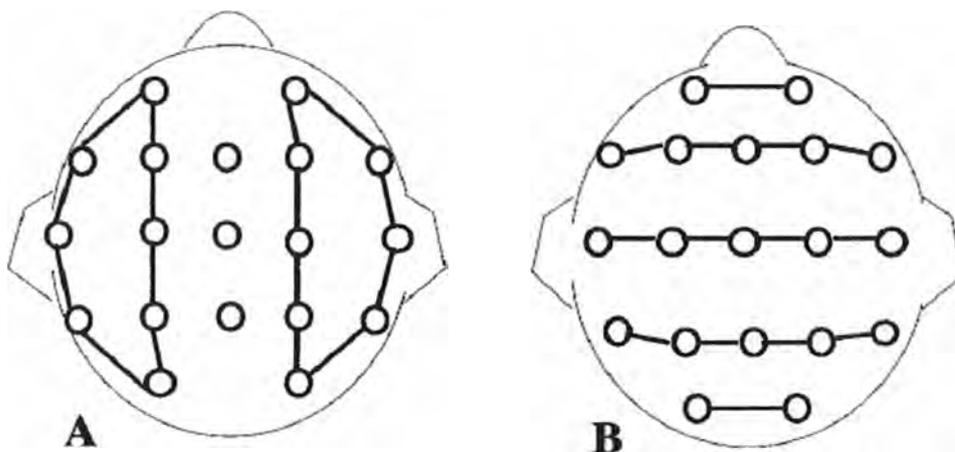
opcionalmente registrarse con el III montaje, dependiendo del criterio del médico y de cual dé mayor información clínica.

### 3.6. Montajes

Se utilizan Montajes a Largas Distancias, cuando se registra entre electrodos no contiguos. Por el contrario, en los montajes a distancias cortas se hacen registros entre electrodos vecinos.

Por otra parte, los montajes también han sido clasificados por la Federación Internacional de EEG y Neurofisiología en Longitudinales y Transversales.

En los montajes longitudinales se registra la actividad de pares de electrodos dispuestos en sentido anteroposterior de cada mitad del cráneo. En los montajes transversales se realizan registros de pares de electrodos dispuestos transversalmente según los planos sagitales anterior, medio y posterior :



**Fig .3.9. Esquemas de un montaje :A. Longitudinal bipolar, B. Transversal bipolar. Cada segmento situado entre dos puntos representa un canal de registro.**

Además de estos montajes, existen otros muy usados, como las Zetas de Standard Cero, o las triangulaciones, pero no están normalizados por la Federación Internacional.

Se recomienda, además, seguir las siguientes directrices en el diseño de montajes para registro del EEG:

- Registrar como mínimo 8 canales.
- Utilizar el Sistema 10-20 para colocación de electrodos.
- Cada sesión rutinaria de registro EEG debe incluir como mínimo un montaje de los tres tipos principales: referencial, longitudinal bipolar y transversal bipolar.

Los 16 recomendados por la American Electroencephalographic Society (1986) para cada uno de los tipos de montajes utilizados en adultos están representados en la siguiente tabla

Los canales adicionales pueden utilizarse para registrar otras funciones biológicas como ECG, movimientos oculares, respiración, EGM,.....

**Tabla 3.2. Montajes recomendados para EEG.**

**LB : Montaje Longitudinal; TB: Montaje Transversal Bipolar; R: Montaje Referencial.**

Canales	LB	TB	R
1	FP1-F3	FP1FP2	FP1-A1
2	F3-C3	F7-F3	FP2-A2
3	C3-P3	F3-FZ	F3-A1
4	P3-O1	FZ-F4	F4-A2
5	FP2-F4	F4-F8	C3-A1
6	F4-C4	A1-T3	C4-A2
7	C4-P4	T3-C3	P3-A1
8	P4-O2	C3-CZ	P4-A2
9	FP1-F7	CZ-C4	O1-A1
10	F7-T3	C4-T4	O2-A2
11	T3-T5	T4-A2	F7-A1
12	T5-O1	T5-P3	F8-A2
13	FP2-F8	P3-FZ	T3-A1
14	F8-T4	PZ-P4	T4-A2
15	T4-T6	P4-T6	T5-A1
16	T4-O2	O1-O2	T6-A2

### 3.7. Registro con Activación

Se indica al paciente que permanezca con los ojos cerrados y se le excita con luz a diferentes frecuencias. El registro se efectúa por 3 minutos aproximadamente.

**Tabla 3.3. Activación con luz. Frecuencias de activación.**

Paso	Frecuencia		
	AUTO 1	AUTO 2	AUTO 3
1	3Hz	1Hz	0.5Hz
2	6	3	
3	9	5	
4	12	7	
5	15	11	
6	18	13	
7	21	15	
8	24	17	
9	27	19	
10	30	21	
11	33	23	
12	---	25	
13	---	27	
14	---	29	
15	---	31	
16	---	33	
17	---	---	
18	---	---	
19	---	---	
20	---	---	
21	---	---	
22	---	---	
23	---	---	

24	---	---	
25	---	---	
26	---	---	
27	---	---	
28	---	---	
29	---	---	
30	---	---	

Esto pone de manifiesto algún problema como por ejemplo Epilepsia que se genera por excitación de luz. Finalmente se examina al paciente por excitación de Hiperventilación, que consiste en indicar al paciente que respire por la boca como agitado por 3 minutos y se registra el EEG en el montaje II. Esto aumenta el anhídrido carbónico que va hacia el cerebro y también es causal de por ejemplo epilepsia en algunos casos.

## **CAPITULO IV**

### **DIAGRAMA DE BLOQUES DE UN EQUIPO DE EEG DIGITAL**

Esquemáticamente puede considerarse como elementos básicos:

Los electrodos,  
El Amplificador,  
El Computador.

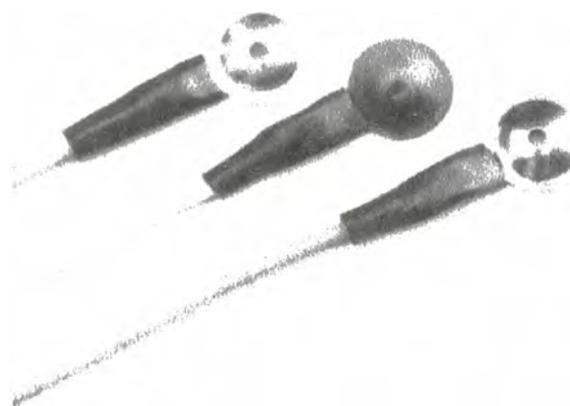
Aquí se desarrolla más ampliamente cada uno de los bloques. Así, al tratar los electrodos se analizan sus tipos y aplicaciones y luego los artefactos típicos. Luego se detallan algunas características típicas del amplificador y se mencionan contactos en Internet para seleccionar algunos.

#### **4.1. Electrodos y sus Aplicaciones**

Los más utilizados son los electrodos superficiales, aunque también existen los de aplicación subcutánea y electrodos nasofaríngeos.

Los electrodos varían en tamaño y forma. Usualmente fabricados de metales activos, tales como oro o plata, cuyo cloruro de plata son buenos conductores. cloruro plata-plata son electrodos no polarizables que reducen potenciales de polarización que pueden causar fluctuaciones en los niveles DC.

Toda la superficie del electrodo debe aplicarse con una crema o gel electrolítico para asegurar un buen contacto eléctrico y obtener una baja resistencia entre el cuero cabelludo y el electrodo, además debe fijarse firmemente con algún adhesivo. La resistencia entre un par de electrodos debe ser tan bajo como 1Kohmio y deberá ser menor que 10Kohmios. Un valor aceptable es 2Kohmios.



**Fig. 4.1. Electrodo de uso más frecuente.**

#### **4.1.1. Electrodo de superficie de oro :**

Preferidos para muchas pruebas regulares de EEG. Su ventaja es que pueden utilizarse con equipos modernos de alta impedancia de entrada. El voltaje de polarización es alta pero estable y existen pocos artefactos, por tanto se necesitan menos cuidados de mantenimiento.

#### **4.1.2. Electrodo de superficie de plata y cloro :**

Preferido para registros de DC y baja frecuencia. Para mejorar la estabilidad los electrodos de plata pueden ser clorados. Se recomienda que los electrodos de Ag-AgCl se almacenen en una sal (NaCl).

Estos tipos de electrodos son ideales para registros de DC. Mejores para registros de DC son los electrodos de Hg-HgCl los cuales se utilizan solamente en aplicaciones experimentales y no son generalmente útiles para registros de EEG.

### **4.2. Artefactos : Definición, Fuentes, Identificación y Eliminación.**

#### **4.2.1. Definición :**

En EEG, cualquier señal eléctrica no generada por el cerebro es un artefacto.

#### **4.2.2. Fuentes de Artefacto :**

- a) Artefactos inducidos por el paciente, tales como ECG, artefacto muscular, parpadeo de los ojos, movimiento, sudoración, etc.
- b) Artefactos inducidos por los electrodos, los cuales son causados por inapropiada aplicación de los electrodos o electrodos defectuosos.
- c) Artefactos que vienen por vía aérea, tales como interferencia de frecuencia causados por proximidad de estaciones de TV, diatermia o equipos con mecanismos de switcheo.
- d) Interferencia de línea AC, (60 Hz) causado por línea de tierra inadecuada.
- e) Otros instrumentos conectados al paciente, tales como respiradores, marcapasos, etc.

**f) Tipos de artefactos musculares :**

Los más conocidos son el frown, el teeth griting. Reposicionando la cabeza del paciente, o haciendo que el paciente abra ligeramente la boca, con frecuencia ayuda a relajar los músculos tensionados. Conversar con el paciente también ayuda a disminuir la tensión del paciente. Un rollo de papel higiénico también ayuda a relajar los músculos.

**g) Parpadeo de los ojos**

El movimiento de los ojos o el parpadeo causan ondas lentas de alto voltaje, siendo más notorios en los terminales frontales. Con frecuencia una gaza o esponja colocada sobre los ojos ayuda a eliminar éstos movimientos.

**h) Electrocardiograma :**

Con frecuencia se registra el ECG si el paciente accidentalmente ha sido conectado a tierra vía la camilla, una silla, etc. Los potenciales de ECG son con frecuencia registrados en pacientes obesos o cuando se utiliza el pecho como referencia o tierra. Con frecuencia la reposición del electrodo elimina éste artefacto.

**i) Artefactos de movimiento**

Movimientos del paciente, objetos que vibran cerca del paciente o excesiva sudoración pueden causar ondas lentas de alto voltaje en uno o más canales. Estos pueden eliminarse reacomodando al paciente, alejando el objeto de influencia o tomando la prueba en un ambiente con aire acondicionado.

**j) Artefactos inducidos por los electrodos :**

Inapropiada colocación de los electrodos así como electrodos defectuosos pueden causar ligeros ondeos ó rápidos disparos a máximos. Si al inicio se detectan éstos rápidos movimientos del registro y no se corrigen volviendo a colocar el(los) electrodo(s), reemplazarlo(s). La pérdida de contacto del electrodo con el cuero cabelludo aparece en el registro como ligeros ondeos.

#### **k) Artefactos que vienen por vía aérea :**

La mejor cura para los artefactos de ésta naturaleza es la prevención. Para ello, la elección de la ubicación del equipo de EEG tiene una importancia crítica. El equipo no debería colocarse a menos de 15 mt. de motores elevadores, transformadores grandes, etc. El campo magnético generado por la corriente que circula puede causar artefactos. Interferencias de RF pueden deberse a estaciones de TV, Diatermia, lámparas fluorescentes, etc. El ruido semeja al de 60 Hz. Si la interferencia es demasiado alto y no se puede mover el equipo, es necesario blindar el ambiente.

#### **l) Interferencia de 60 Hz**

Para comprobar que el artefacto se debe a 60 Hz de la línea

### **4.3. El Amplificador :**

Las señales de EEG requieren un amplificador con respuesta en frecuencia relativamente plana entre 0.1 y 100 Hz. Cuando se utilizan electrodos de superficie, como en EEG clínico, las amplitudes de las señales van desde 25 a 100 microVolts. Por ello, son necesarios amplificadores de relativamente alta ganancia.

Los electrodos de EEG son de menor tamaño que los utilizados en ECG, entonces aquellos llevaran a una mayor impedancia vista por la entrada del amplificador. Los amplificadores utilizados en la adquisición de señales de EEG deben poseer alta impedancia de entrada para que el voltaje a medir caiga principalmente en la impedancia interna del amplificador.

Como los niveles de señal son muy pequeños, los voltajes de modo común pueden aportar serios efectos. Entonces, deben tomarse las precauciones necesarias para reducir los artefactos de modo común; por ejemplo, utilizando amplificadores con altas relaciones de rechazo de modo común y bajo ruido.

#### **4.3.1 Amplificadores Comerciales :**

A continuación se brinda un listado de algunos amplificadores de instrumentación de alta precisión que pueden utilizarse en la adquisición de EEG.

**a) Fabricante: MAXIM --> [www.maxim-ic.com](http://www.maxim-ic.com)**

MAX4194, MAX4195, MAX4196, MAX4197

- Admiten alimentación simple! y dual
- Consumo: 93 microamperes!
- CMRR: 95 db
- G: 1-10000

**b) Fabricante: LINEAR TECHNOLOGY --> [www.linear-tech.com](http://www.linear-tech.com)**

LT1167, LT1168

- CMRR: 90 db
- G: 1-10000

**c) Fabricante: BURR BROWN --> [www.burr-brown.com](http://www.burr-brown.com)**

INA 101

- CMRR: 106 db (a 60Hz)
- G: 1-1000

ISO 175: Amplificador de instrumentación aislado internamente.

**d) Fabricante: ANALOG DEVICES --> [www.analog.com](http://www.analog.com)**

AD620, AD623

Puede obtenerse mas opciones y detalles ingresando a los sitios web de los fabricantes y colocando "instrumentation amplifiers" en los cuadros de búsqueda.

Un factor importante a considerar en la adquisición de todo tipo de señales biológicas es la eliminación de ruidos. Como generalmente la mayor fuente de estos es el tendido de cables de corriente eléctrica de 50-60 Hz, surge aquí un problema ya que estas frecuencias coinciden con la propia señal de EEG, e intentar eliminarlas mediante filtrado acarrearía perdida de una porción de la señal que queremos medir.

Por esto, debe tratar de aislarse el sistema de medición de toda fuente de ruido electromagnético (Ej. Jaula de Faraday) y utilizarse amplificadores con una elevada relación de rechazo de modo común (CMRR). Si aún así el ruido de 50-60 Hz es apreciable, recién ahí se debe optar por la utilización de filtros

electrónicos rechaza-banda (Notch) centrados a la misma frecuencia de la corriente alterna local (en el Perú es 60Hz).

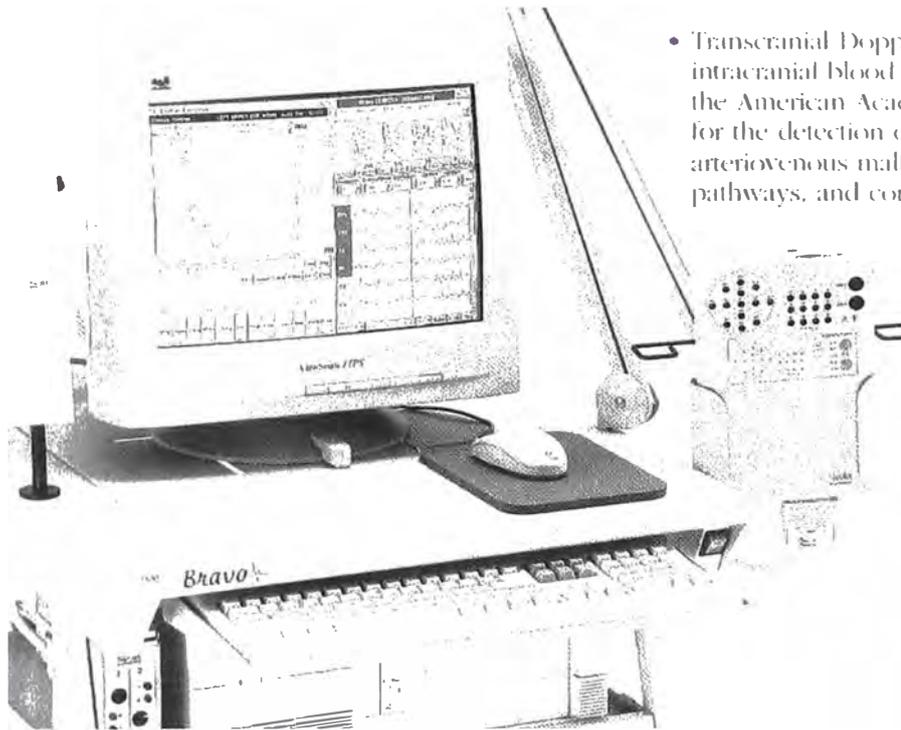
#### 4.4. El Computador :

Hasta hace poco tiempo los registros de EEG se realizaban mediante electrónica puramente analógica y los resultados se presentaban a través de un sistema de impresión sobre papel térmico mediante agujas.



**Fig. 4.2. Ejemplo de un equipo con Galvanómetro y papel térmico.**

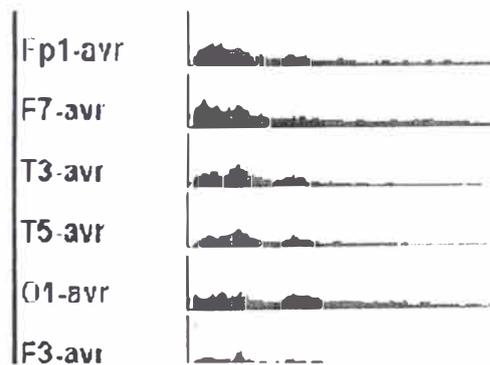
Con el advenimiento de nuevas tecnologías digitales y, más precisamente, de la PC, estas se han implementado en el desarrollo de los equipos de EEG digital. Contan solo una interfase amplificadora al computador personal, todo el posterior tratamiento de señales, visualización y registro del EEG es sencillo. A continuación vemos un equipo moderno que utiliza una computadora personal aunque también existen versiones con laptops.



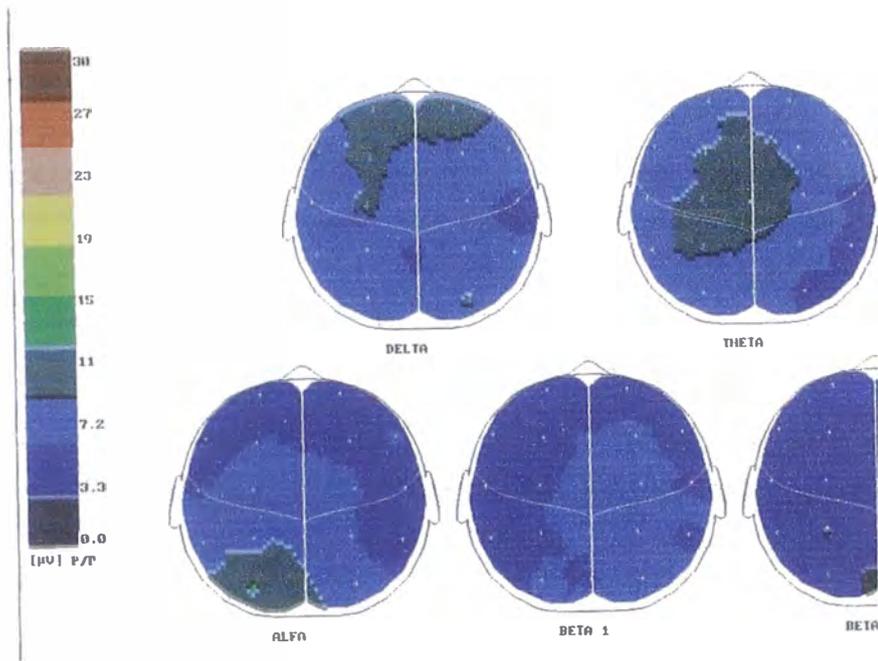
- Transcranial Doppler  
intracranial blood  
the American Acad  
for the detection o  
arteriovenous mal  
pathways, and cor

**Fig. 4.3. Equipo moderno de EEG digital.**

Asimismo podemos observar los resultados del procesamiento tales como espectro en frecuencia de las señales de EEG y mapeo del mismo. Todo este procesamiento se conoce con el nombre de EEG digital Cuantitativo.



**Fig. 4.4. Ejemplo de un análisis de espectro de una señal de EEG.**



**Fig. 4.5. Ejemplo de un resultado de mapeo del cerebro utilizando EEG digital Cuantitativo.**

## **CAPITULO V**

### **SIMULACION EN MATLAB PARA EL PROCESAMIENTO DE SEÑALES DE EEG**

Se trabajó con muestras tomadas en un equipo de EEG digital marca Nihon Khoden mod. EEG-2100. Las señales estaban en formato \*.avr que fácilmente se leyeron con el MatLab y luego se procesaron, se visualizaron, se aplicó tratamiento de señal mas frecuente utilizado por los doctores, tales como variación de escala en ambos ejes, filtraje, pasabajo, pasaalto, y obtención de espectro en el dominio de la frecuencia.

#### **5.1. Procedimiento de Diseño del Programa**

##### **5.1.1. Identificar la información de interés de la señal estudiada.**

Definir parámetros genéricos : se parte del conocimiento de que las señales de EEG son de frecuencia baja no mayores a 100Hz (rango entre 0.1 a 100Hz), por lo que se utilizó una frecuencia de muestreo  $F_s = 200\text{Hz}$ . Las amplitudes son variables y generalmente se presentan a 1uV pico pico, pudiendo variarlas el operador..

##### **5.1.2. Definir la pantalla de presentación del programa de aplicación.**

Se toma como referencia el equipo de EEG digital marca Nicolet, mod. Bravo. Se eligen los controls mas representativos y que es común en los diferentes equipos que existen en el mercado independientemente de la marca. Los controles seleccionados son

Sens uV/mm (con opciones 0.5, 0.7, 1, 1.5, 2, 2.5)

FiltroBajo (con opciones No, 0.05Hz, 0.1Hz, 0.5Hz, 1Hz, 3Hz, 5Hz)

FiltroAlto (con opciones No, 10Hz, 15Hz, 35Hz, 50Hz, 70Hz, 100Hz).

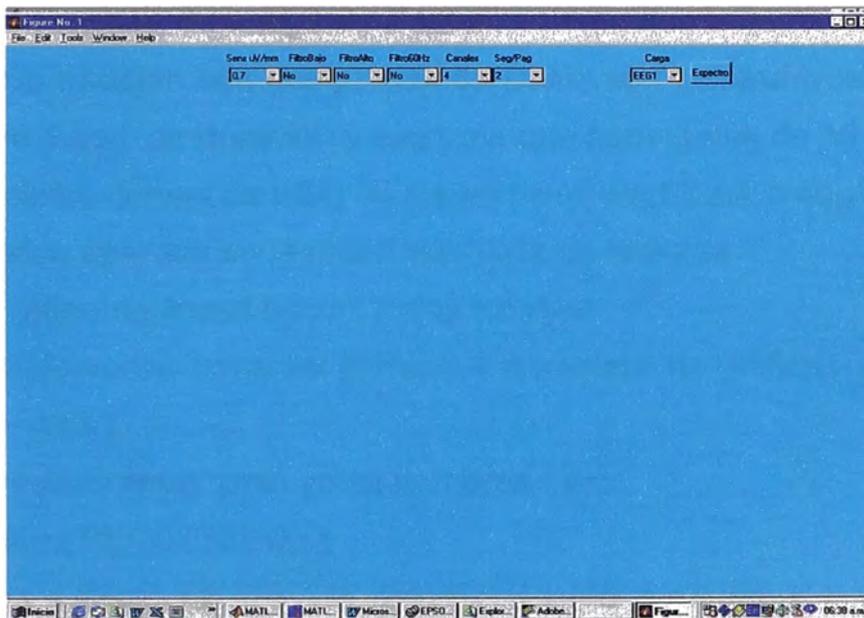
Filtro60Hz (con opciones No, Si).

Canales (con opciones 1,2,4,8,12,16,22).

Seg/Pag (con opciones 0.125, 0.25, 0.5, 1, 2, 4, 10).

Carga (con opciones a cargar 2 juegos de datos SEG02, EEG1).

Espectro (que muestra el espectro en frecuencia de las señales EEG).



**Fig. 5.1. Presentación de la pantalla menu del programa de aplicación.**

### 5.1.3. Desarrollar las partes del programa.

Programa principal eeg.m

```
%Programa principal
```

```
clear all;
```

```
close all;
```

```
clc;
```

Menu

Se limpia la memoria de la computadora así como cualquier figura que este activa. Luego se carga la pantalla Menu vista anteriormente en la Fig. 20.

La estructura de los controles es a través de subrutinas.

Sens uV/mm	rut2.
FiltroBajo	rut3
FiltroAlto	rut4
Filtro60Hz	rut5
Canales	rut6
Seg/Pag	rut7
Carga	rut8
Espectro	rut9

#### 5.1.4. Subrutina de carga de Datos.

Se trabajan con dos juegos de Datos con los archivos seg02.avr que tiene datos de 1 seg de duración y eeg1.avr que tiene datos de 10 segundos.

*%Grafica las curvas de EEG de los archivos seg02.avr ó eeg1.avr*

*%la grafica aparece en la mitad izquierda de la figura*

*%las 2 primeras lineas borran todos los ejes*

*%graficados anteriormente: blanquea la pantalla de graficas*

**function** rut8()

**global** N xmin xmax ymin ymax nombres t s

cmaps8 = {'SEG02';'EEG1'};

nombres = {'Fp1' 'F3' 'C3' 'P3' 'O1' 'F7' 'T3' 'T5' 'Fp2' 'F4' 'C4' 'P4' 'O2' 'F8' 'T4' 'T6'  
'Fz' 'Cz' 'Pz' 'F9' 'T9' 'P9' 'F10' };

H = findobj('Type','Axes');

delete(H);

Fs = 200;

Value = get(gcbo,'Value');

*%clear all*

**switch** Value

**case** {1}

load seg02.avr

set(gcf,'UserData',seg02);

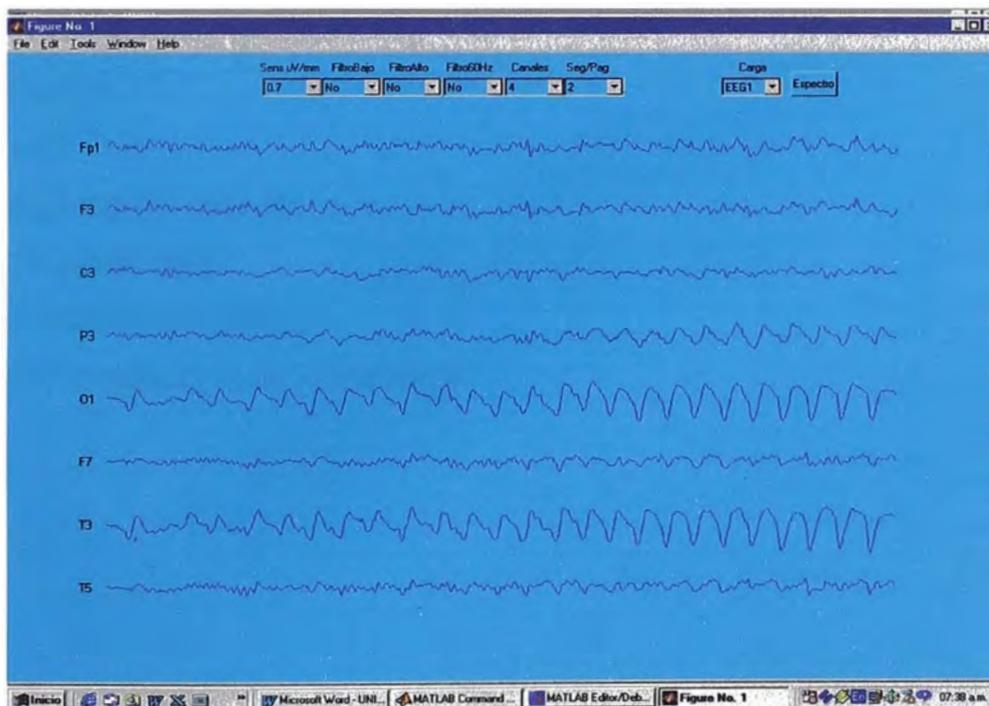
t = (1:200)/Fs;

**case** {2}

```

load eeg1.avr
    set(gcf,'UserData',eeg1);
t = (1:1991)/Fs;
end
N = 8;
s = get(gcf,'UserData');
for i = 1:8
P =[0.1,(0.9 - (0.8/N)*i),0.8,0.8/N];
axes('Position',P);
plot(t,s(i,:))
text(-0.35,0,nombres(1,i));
set(gca,'Visible','off')
axis([0, 10 -100 100])
end

```



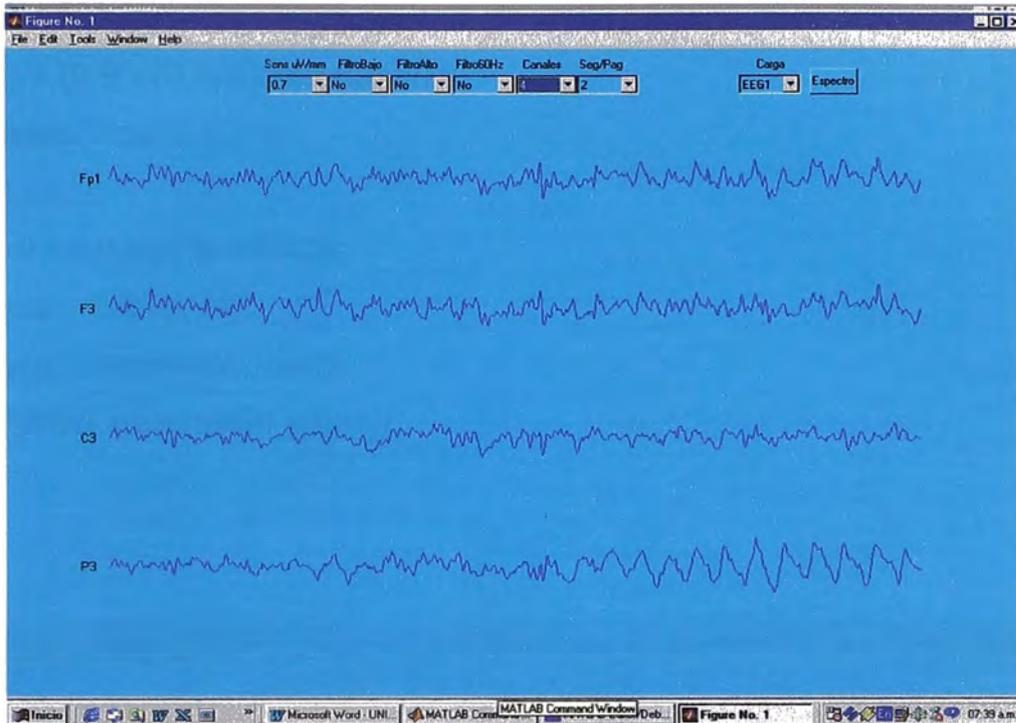
**Fig. 5.2. Se muestra el resultado de cargar los datos de eeg1.avr**

### 5.1.5 Subrutina de selección de número de canales.

Se varia el número de canales sin alterar las escalas en ambos ejes.

%Número de canales (rut6 = rutina6)

```
function rut6()
global N xmin xmax ymin ymax nombres t s
cmaps6 = {'1';'2';'4';'8';'12';'16';'22'};
ejes = axis;
Value = get(gcbo,'Value');
char = cmaps6(Value);
Canales = str2double(char);
N = Canales;
Fs = 200;
H = findobj('Type','axes');
cla reset;
delete(H);
Fs = 200;
s = get(gcbf,'UserData');
for i = 1:N
P =[0.1,(0.9 - (0.8/N)*i),0.8,0.8/N];
axes('Position',P);
plot(t,s(i,:))
text(-0.35,0,nombres(1,i));
set(gca,'Visible','off')
set(gca,'DrawMode','fast');
axis([ejes(1) ejes(2) ejes(3) ejes(4)])
end
```



**Fig. 5.3. Se muestran 4 canales**

### 5.1.6. Subrutina de variación de escalas en ambos ejes.

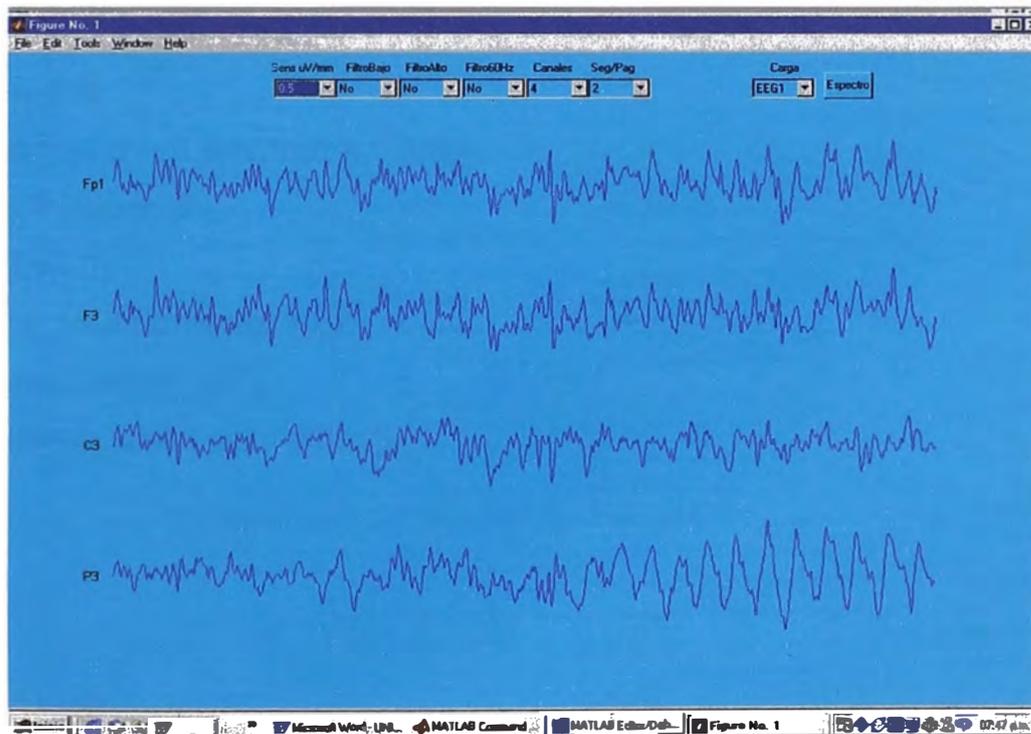
La subrutina rut2 varia la amplitud de las señales de EEG.

```
%Sens uV/mm (rut2 = rutina2)
%Aplica la sensibilidad seleccionada a la señal EEG
function rut2()
global N xmin xmax ymin ymax nombres t s
cmaps2 = {'0.5';'0.7';'1';'1.5';'2';'2.5'};
ejes = axis;
Value = get(gcbo,'Value');
xmin = ejes(1);
xmax = ejes(2);
char = cmaps2(Value);
ymin = -100*str2double(char);
ymax = 100*str2double(char);
H = findobj('Type','axes');
cla reset;
delete(H);
```

```

Fs = 200;
for i = 1:N
P =[0.1,(0.9 - (0.8/N)*i),0.8,0.8/N];
H = axes('Position',P);
plot(t,s(i,:))
text(-0.35,0,nombres(1,i));
set(gca,'Visible','off')
set(gca,'DrawMode','fast');
axis([xmin xmax ymin ymax])
end

```



**Fig. 5.4.** Se muestran los 4 canales anteriores pero ampliados por 0.5

La subrutina rut7 selecciona el tiempo en segundos que se presentara en la pantalla

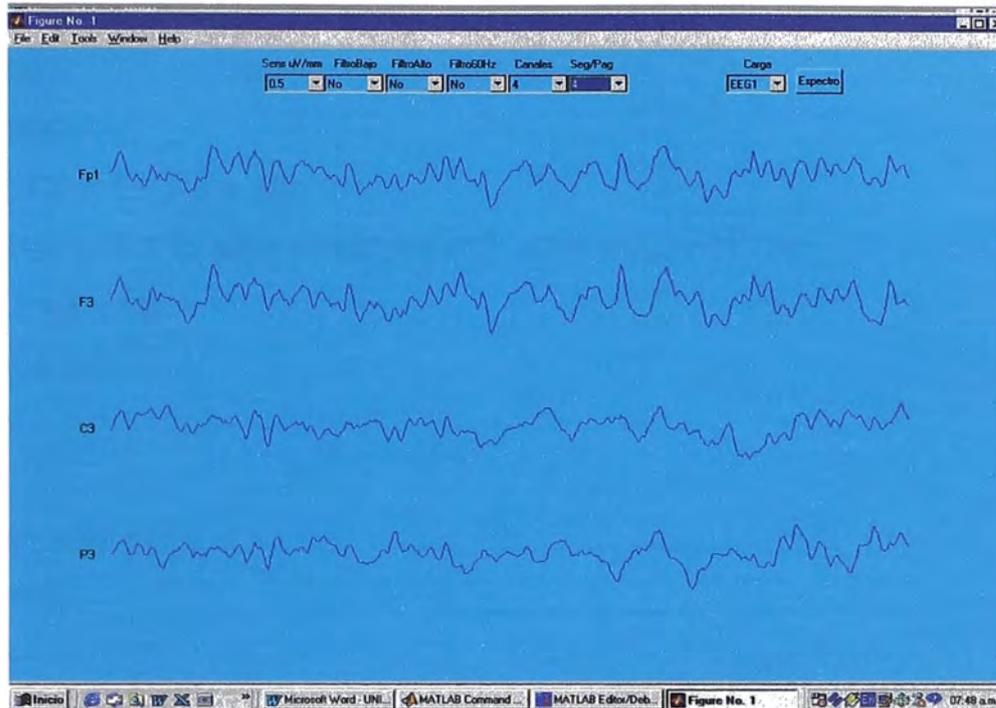
```
%Sec/Page
```

```
%cuantos segundos se visualiza por pantalla
```

```
function rut7()
```

```
global N xmin xmax ymin ymax nombres t s
```

```
cmaps7 = {'0.125';'0.25';'0.5';'1';'2';'4';'10'};
ejes = axis;
Value = get(gcbo,'Value');
char = cmaps7(Value);
xmin = 0;
xmax = str2double(char);
ymin = ejes(3);
ymax = ejes(4);
axis([xmin xmax ymin ymax])
H = findobj('Type','axes');
delete(H);
Fs = 200;
s = get(gcbf,'UserData');
for i = 1:N
P = [0.1,(0.9 - (0.8/N)*i),0.8,0.8/N];
axes('Position',P);
plot(t,s(i,:))
text(-0.15,0,nombres(1,i));
set(gca,'Visible','off')
axis([xmin xmax ymin ymax])
end
```



**Fig. 5.5. Se muestran los 4 canales pero solo 4 segundos.**

### 5.1.7 Subrutina de filtros

Se selecciona un filtro IIR que es el que tiene la ventaja de requerir un menor orden para obtener la respuesta deseada. Por lo demás no se requiere un filtro demasiado ideal ya que los rangos de frecuencias de la señal de EEG son referenciales. Se probaron también con filtros FIR pero alteraba demasiado las señales.

Se seleccionó el filtro de Causer con parámetros

orden = 4;

Rp = 0.1;

Rs = 40;

%Programa Diseño de filtros digitales

%PasaBanda : rango [10 20]

%la funcion muestra tiene componentes

%5, 15, 30 Hz

%parametros que se pueden variar

%frecuencias de la señal muestra

%rango del filtro, orden del filtro, Rp, Rs

**% Grafica en el dominio del tiempo**

```

Fs = 200;
t = (1:200)/Fs;
F1 = 5; F2 = 15; F3 = 30;
s1 = sin(2*pi*F1*t); s2 = sin(2*pi*F2*t); s3 = sin(2*pi*F3*t);
s = s1 + s2 + s3;
subplot(4,1,1)
plot(t,s);

```

**% Diseño del Filtro**

```

orden = 4;
Rp = 0.1;
Rs = 40;
rango = [10 20];
[b a]=ellip(orden,Rp,Rs,rango*2/Fs);
[H w] = freqz(b,a,512);
sf = filter(b,a,s);
subplot(4,1,2)
%semilogy(w*Fs/(2*pi),abs(H));
plot(w*Fs/(2*pi),abs(H));
subplot(4,1,3)
plot(t,sf);

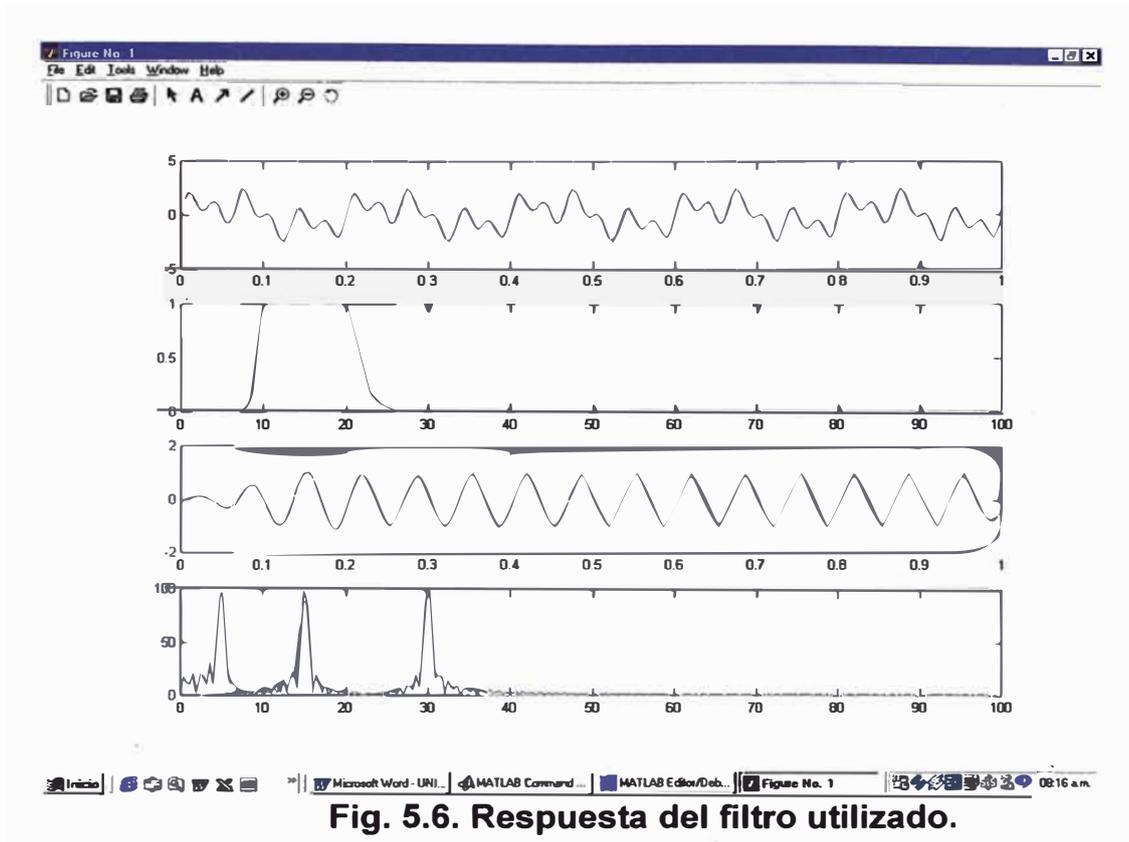
```

**% EN EL DOMINIO DE LA FRECUENCIA**

```

S = fft(s,512);
SF = fft(sf,512);
w = (0:255)/256*(Fs/2);
subplot(4,1,4)
%plot(w,abs([S(1:256)'SF(1:256)']));
plot(w,abs(S(1:256)));
hold on
plot(w,abs(SF(1:256)),'g-');

```



**Fig. 5.6. Respuesta del filtro utilizado.**

El anterior es sólo un ejemplo de cómo funcionaba el filtro. A continuación las subrutinas utilizadas donde se utilizan los siguientes rangos:

Delta 1-4Hz

Theta 4-8Hz

Alfa 8-13Hz

Beta 13-30Hz

Gamma 30-50Hz

%Filtro PasoBajo (rut3 = rutina3)

%No, 0.05Hz, 0.1Hz, 0.5Hz, 1Hz, 3Hz, 5Hz

function rut3()

global N xmin xmax ymin ymax nombres t s

cmaps3 = {'No';'0.05';'0.1';'0.5';'1';'3';'5'};

ejes = axis;

Value = get(gcbo,'Value');

if Value == 1

    H = findobj('Type','axes');%

    cla reset;

```

delete(H);
Fs = 200;
s = get(gcf,'UserData');
for i = 1:N
    P = [0.1, (0.9 - (0.8/N)*i), 0.8, 0.8/N];
    axes('Position',P);
    plot(t,s(i,:))
    text(-0.35,0,nombres(1,i));
    set(gca,'Visible','off')
    set(gca,'DrawMode','fast');
    axis([ejes(1) ejes(2) ejes(3) ejes(4)])
end
else
    char = cmaps3(Value);
    rango3 = str2double(char);
    H = findobj('Type','axes');%
    cla reset;
    delete(H);
    Fs = 200;
    s = get(gcf,'UserData');
    for i = 1:N
        s1 = FiltroPA(s(i,:),rango3,Fs);
        P = [0.1, (0.9 - (0.8/N)*i), 0.8, 0.8/N];
        axes('Position',P);
        plot(t,s1)
        text(-0.35,0,nombres(1,i));
    set(gca,'Visible','off')
    set(gca,'DrawMode','fast');
    axis([ejes(1) ejes(2) ejes(3) ejes(4)])
    end
end
end

```

```

%Filtro PasoAlto (rut4 = rutina4)
%10Hz, 15Hz, 35Hz, 50Hz, 70Hz y 100Hz.
function rut4()
global N xmin xmax ymin ymax nombres t s
cmaps4 = {'No';'10';'15';'35';'50';'70';'100'};
ejes = axis;
Value = get(gcbo,'Value');
if Value == 1
    H = findobj('Type','axes');%
    cla reset;
    delete(H);
    Fs = 200;
    s = get(gcbf,'UserData');
    for i = 1:N
        P = [0.1, (0.9 - (0.8/N)*i), 0.8, 0.8/N];
        axes('Position',P);
    plot(t,s(i,:))
        text(-0.35,0,nombres(1,i));
    set(gca,'Visible','off')
        set(gca,'DrawMode','fast');
        axis([ejes(1) ejes(2) ejes(3) ejes(4)])
    end
else
    char = cmaps4(Value);
    rango3 = str2double(char);
    H = findobj('Type','axes');%
    cla reset;
    delete(H);
    Fs = 200;
    s = get(gcbf,'UserData');
    for i = 1:N
        s1 = FiltroPB(s(i,:),rango3,Fs);

```

```

P =[0.1,(0.9 - (0.8/N)*i),0.8,0.8/N];
axes('Position',P);
plot(t,s1)
text(-0.35,0,nombres(1,i));
set(gca,'Visible','off')
set(gca,'DrawMode','fast');
axis([ejes(1) ejes(2) ejes(3) ejes(4)])
end
end

%Filtro de Rechazo de 60Hz (rut5 = rutina5)
%rango de 59.5Hz a 60.5Hz
function rut4()
global N xmin xmax ymin ymax nombres t s
cmaps5 = {'No';'Si'};
ejes = axis;
Value = get(gcbo,'Value');
if Value == 1
    H = findobj('Type','axes');%
    cla reset;
    delete(H);
    Fs = 200;
    s = get(gcbf,'UserData');
    for i = 1:N
        P =[0.1,(0.9 - (0.8/N)*i),0.8,0.8/N];
        axes('Position',P);
        plot(t,s(i,:))
        text(-0.35,0,nombres(1,i));
    set(gca,'Visible','off')
    set(gca,'DrawMode','fast');
    axis([ejes(1) ejes(2) ejes(3) ejes(4)])
    end
end

```

```

else
    %char = cmaps4(Value);
    %rango3 = str2double(char);
    rango = [59.5 60.5];
    H = findobj('Type','axes');%
    cla reset;
    delete(H);
    Fs = 200;
    s = get(gcf,'UserData');
    for i = 1:N
        s1 = FiltroPS(s(i,:),rango,Fs);
        P=[0.1,(0.9 - (0.8/N)*i),0.8,0.8/N];
        axes('Position',P);
        plot(t,s1)
        text(-0.35,0,nombres(1,i));
    set(gca,'Visible','off')
        set(gca,'DrawMode','fast');
        axis([ejes(1) ejes(2) ejes(3) ejes(4)])
    end
end
end

```

### 5.1.8. Subrutina de presentación de Espectro

Finalmente la subrutina que presenta las señales EEG en el dominio de la frecuencia sólo necesita aplicar el análisis de FFT a las señales. A continuación la subrutina :

```

%Programa de Espectro en frecuencia de las señales EEG
function rut9()
global N xmin xmax ymin ymax nombres t s
menu3;
Fs = 200;
w = (0:255)/256*(Fs/2);
s = get(gcf,'UserData');

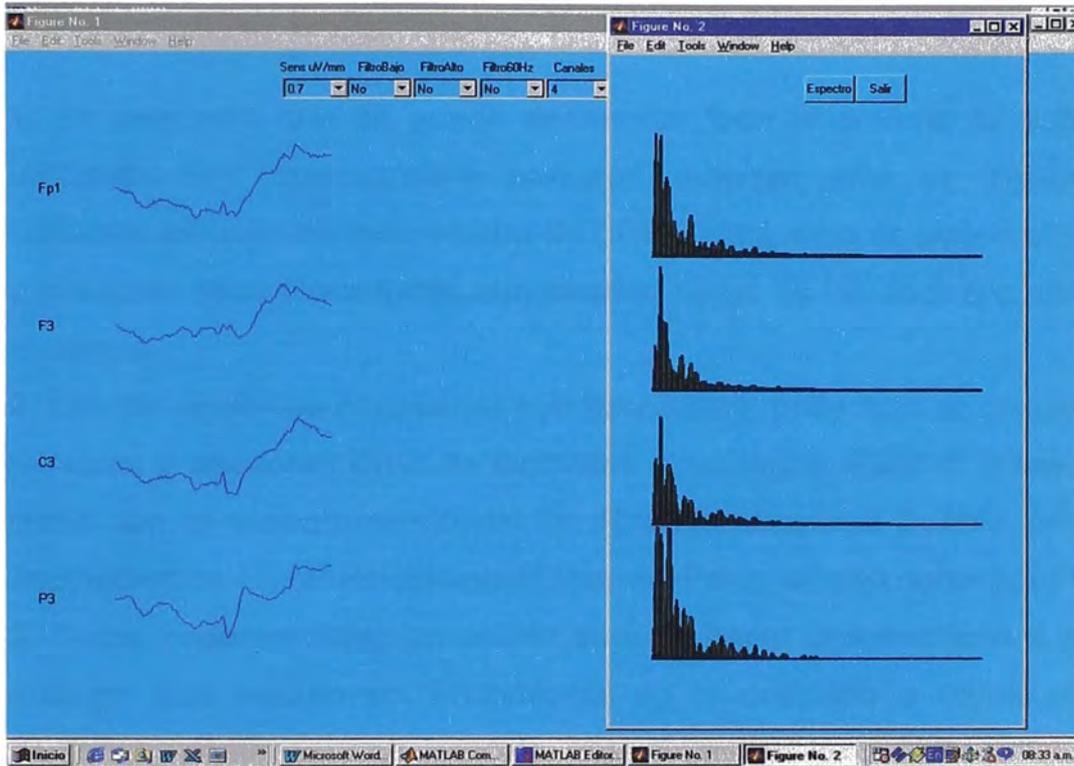
```

```

for i = 1:N
P =[0.1,(0.9 - (0.8/N)*i),0.8,0.8/N];
axes('Position',P);
%Delta
rango = [1 4];
sf = FiltroPB(s(i,:),rango,Fs);
SF = fft(sf,512);
hold on
bar(w,abs(SF(1:256)),1),colormap([1 0 0])
%Theta
rango = [4 8];
sf = FiltroPB(s(i,:),rango,Fs);
SF = fft(sf,512);
hold on
bar(w,abs(SF(1:256)),1),colormap([0 1 0])
%Alfa
rango = [8 13];
sf = FiltroPB(s(i,:),rango,Fs);
SF = fft(sf,512);
hold on
bar(w,abs(SF(1:256)),1),colormap([0 0 1])
%Beta
rango = [13 30];
sf = FiltroPB(s(i,:),rango,Fs);
SF = fft(sf,512);
hold on
bar(w,abs(SF(1:256)),1),colormap([0.5 0.5 0.5])
%Gamma
rango = [30 50];
sf = FiltroPB(s(i,:),rango,Fs);
SF = fft(sf,512);
hold on

```

```
bar(w,abs(SF(1:256)),1),colormap([127/255 1 212/255])  
set(gca,'Visible','off')  
set(gca,'DrawMode','fast');  
end
```



**Fig. 5.7. Análisis del espectro de la señal EEG seg02.avr**

## CONCLUSIONES

1. Se demostró que se puede desarrollar todo el análisis de señales de EEG utilizando una computadora personal. Aunque sólo se implementaron los controles básicos de todo equipo de EEG digital, esto se puede ampliar a mapeo y cualquier otras inquietudes que puedan surgir de los doctores relacionados con el campo
2. Las herramientas necesarias son accesibles, pues sólo se requiere de una PC personal y asesoramiento de Doctores neurólogos. Para el presente trabajo se contó con el asesoramiento del Dr. Rodolfo Lizarraga Bobbio, presidente de la Asociación de Electroencefalografistas del Perú, amplio conocedor del tema.
3. Como paso siguiente se podría intentar hacer una interfase a cualquier EEG análogo que existen en abundancia en el mercado y conectarlo a una PC personal y posteriormente aplicarle todo el análisis de señales útiles.
4. Un proyecto más ambicioso sería desarrollar un equipo de EEG digital. Esto ya existe en el mercado pero los precios son relativamente elevados. Es cierto que los equipos existentes en el mercado tienen todo un cúmulo de conocimientos adquiridos en el transcurso de años mejorando sus productos, optimizando sus software de aplicación, además de contar en un solo equipo con EEG, Potenciales Evocados y Electromiografía (que son de teoría similar a la del EEG); pero aún así, sería interesante intentar concretar algún proyecto sobretodo a nivel de Universidad donde se tiene material humano impetuoso. En este caso se tendría que desarrollar adicionalmente otras etapas como las de activación de estímulos, ópticos y sonoros, la etapa de medición de impedancia de los electrodos, una etapa de manejo de base de datos de pacientes, etc.