

## SISTEMA PARA ANALIZAR SEÑALES BIELECTRICAS

GUZMAN LARA S, SHKUROVICH Z M \*, FERNANDEZ CANCINO F

Instituto de Fisiología Celular, UNAM  
\* Hospital ABC

## Resumen :-----

Se diseñó un sistema general para el análisis del Electroencefalograma (EEG), de los Potenciales Provocados y de detección y análisis de espigas. Este trabajo describe los módulos de captura, los de despliegue, las técnicas de análisis, los reportes y los resultados que se han obtenido con el sistema.

-----

Introducción

En las Neurociencias así como en otras disciplinas, la instrumentación se ha vuelto indispensable para ampliar el conocimiento acerca de los mecanismos funcionales de los seres vivos.

La necesidad de métodos cuantitativos para la descripción de señales eléctricas cerebrales ha sido manifestada por diversos autores [Kelawey, Petersen]. Estos métodos tienden a normalizar los criterios para distinguir entre sujetos normales y anormales. Además, las técnicas computacionales permiten una representación pictórica del EEG a través de arreglos espectrales o bien mediante la generación de imágenes en color, evitando así la deficiente comunicación que generalmente existe entre los especialistas y los que no lo son.

Aún cuando en los últimos años han aparecido una serie de equipos para analizar el EEG, el EMG y los Potenciales Provocados, el costo de estos instrumentos es muy elevado, son poco flexibles y fueron diseñados principalmente para aplicaciones clínicas, por lo que presentan serias desventajas para su uso en la investigación. Estas razones nos motivaron para realizar un sistema de análisis de señales bieléctricas que se basa en una computadora de propósitos generales.

Aunque muchos sistemas de análisis de señales han sido descritos, son pocos los que realmente se han utilizado en clínica o en investigación, ya que la mayoría no le han prestado interés a la interfase con el usuario. El sistema que se

describe en este trabajo se diseñó pensando en que la persona que lo va a aplicar no tiene conocimientos de computación.

### Materiales

El sistema está basado en una computadora de las llamadas personales (PC-Compatible), con un co-procesador aritmético (opcional) y una tarjeta Lab-Master de Tecmar Incorporated. La selección de estos productos se hizo en base a que estos reúnen los requerimientos planteados y que además han tenido una gran aceptación en el mercado.

El sistema ha sido desarrollado en lenguaje Pascal y los módulos en donde es importante el tiempo de ejecución, han sido implementados en ensamblador.

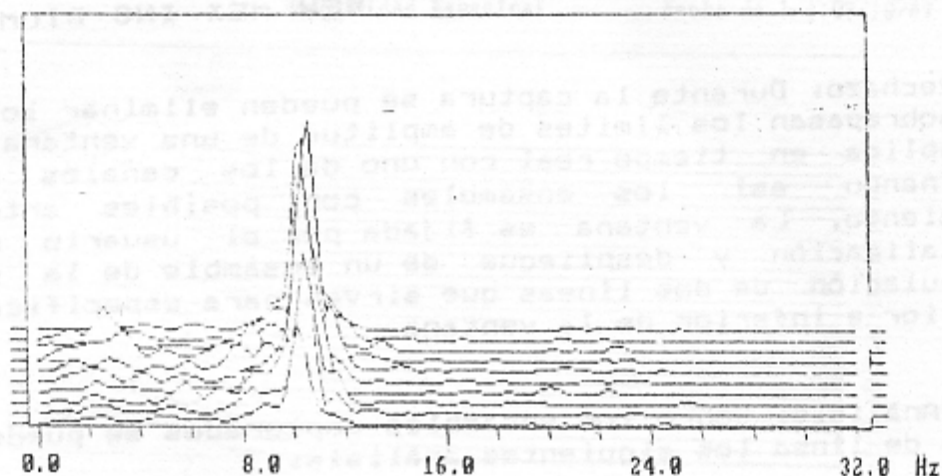
Actualmente se utilizan amplificadores, filtros y estimuladores comerciales, aunque contamos con algunos prototipos que pretendemos en una etapa posterior integrar al sistema. Los resultados que se muestran en este trabajo han sido obtenidos con amplificadores y estimuladores marca Grass y Nicolet.

### I Análisis del Electroencefalograma (EEG)

El sistema permite analizar la señal del EEG a través de las técnicas automáticas más comúnmente empleadas (Densidad espectral, correlación cruzada y coherencia) además de proporcionar estadísticas, representaciones pictóricas y diversos comandos que le permiten al usuario manipular fácilmente la información.

**I.1 Calibración:** La calibración se puede realizar para cada uno de los canales que se van a utilizar. Este proceso requiere de un pulso de amplitud conocida que ser capturado, detectado y graficado por la computadora. En la gráfica se mostrar el pulso y otras dos líneas que indican la basal y la amplitud del pulso. Estas líneas pueden ser manipuladas por el usuario en caso de que considere que no fueron ubicadas por la computadora en la mejor posición. La calibración ser almacenada y podrá utilizarse en sesiones posteriores.

**I.2 Adquisición:** El sistema captura de uno a ocho canales y grafica en tiempo real uno de ellos. Sin embargo, permite seleccionar por teclado (también en tiempo real) el canal que se desee observar. La información capturada es agrupada por canales, los cuales contienen a su vez uno o varios bloques de información, que llamaremos ensambles. El número de muestras por ensamble, la frecuencia de muestreo y el número de ensambles a capturar son fijados por el investigador, estos parámetros están limitados por el tamaño de la memoria principal.



Sujeto : ~~XXXXXXXXXX~~  
 Fecha de captura : 24/06/87  
 Frecuencia de muestreo : 128.00 Hz  
 Número de muestras por ensamble : 512  
 Número de ensambles : 10  
 Canal : 15

Estadísticas de Todo el Registro :

Frecuencia media (1 a 30 Hz): 10.090 Hz  
 Frecuencia media (4 a 20 Hz): 10.079 Hz

Banda (Hz)	Potencia	% Potencia	Coefficiente de Potencia
1 - 3.9	485.938	3.504	-2.376
4 - 7.9	619.045	10.846	-2.107
8 - 9.9	1254.022	21.943	-1.269
10 - 12.9	2630.024	47.071	-0.117
13 - 19.9	362.514	6.343	-2.692
20 - 30	302.451	5.292	-2.885

Figura 1 : Reporte de Arreglos Espectrales de un paciente con mal de Parkinson, después de ser operado.

1.3 Rechazo: Durante la captura se pueden eliminar los ensambles que sobrepasan los límites de amplitud de una ventana. El rechazo se aplica en tiempo real con uno de los canales de captura, eliminando así los ensambles con posibles artefactos de movimiento. La ventana es fijada por el usuario mediante la digitalización y despliegue de un ensamble de la señal y la manipulación de dos líneas que sirven para especificar el límite superior e inferior de la ventana.

1.4 Análisis: Sobre los ensambles capturados se pueden realizar fuera de línea los siguientes análisis:

- Densidad Espectral de Potencia: Se calcula mediante la función de autocorrelación, multiplicada por una ventana descrita por un coseno truncado de área unitaria y aplicando posteriormente la transformada rápida de Fourier. La ventana está dada por:

$$w(t) = \frac{1}{\sqrt{T}} P_T(t) \cos\left(\frac{\pi}{2T} t\right)$$

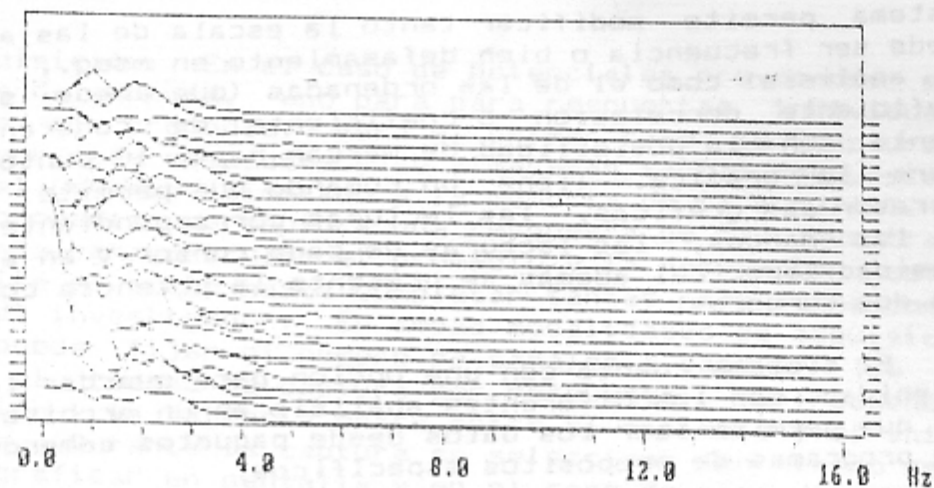
- Correlación Cruzada: El propósito de realizar el análisis de correlación es encontrar el defasamiento entre dos señales obtenidas en diferentes zonas del cerebro. Este análisis requiere de dos ensambles seleccionables por el usuario y calcula el coeficiente de correlación para los desplazamientos relativos entre los dos ensambles.
- Coherencia: La medición de la coherencia del EEG es de interés porque se utiliza para correlacionar los electrogramas de distintas zonas del cerebro. Se ha encontrado que áreas donde hay una gran cantidad de fibras de interconexión, tienen un alto valor de coherencia. Otros ejemplos son la investigación de las relaciones talamo-corticales y de otras asociaciones cerebrales, la correlación entre hemisferios, etc. Para el análisis de coherencia se requiere que el usuario seleccione dos ensambles. El cálculo se realiza con el cuadrado de la densidad espectral de la potencia cruzada de los ensambles, dividido entre el producto de la densidad espectral de cada uno de estos.

Con una computadora sin co-procesador aritmético y con reloj de 4.7 MHz (el más lento de los modelos de PC) el cálculo de la Densidad Espectral de un ensamble de 512 muestras requiere de 45 segundos, valor que se reduce a 28 segundos con el co-procesador 8087 y aún más si la computadora trabaja con un reloj a mayor frecuencia. Esto se debe a que gran parte de los cálculos están programados en lenguaje ensamblador.

1.5 Reportes: En cada uno de los análisis descritos anteriormente se obtiene una función que puede ser graficada en la pantalla. En la parte inferior de la gráfica aparecen las lecturas correspondientes a dos cursores que se mueven sobre la curva. El

Densidad Espectral

Fecha de hoy: 07/10/87



Sujeto : ~~XXXXXXXXXX~~ 11/03/87  
 Fecha de captura : 11/09/87  
 Frecuencia de muestreo : 64.00 Hz  
 Número de muestras por ensamble : 256  
 Número de ensambles : 30  
 Canal : 15

Estadísticas de Todo el Registro :

Frecuencia media (1 a 30 Hz): 2.619 Hz  
 Frecuencia media (4 a 20 Hz): 5.246 Hz

Banda (Hz)	Potencia	% Potencia	Coefficiente de Potencia
1 - 3.9	5079.549	86.866	1.389
4 - 7.9	608.427	10.405	-2.153
8 - 9.9	64.423	1.102	-4.497
10 - 12.9	54.694	0.935	-4.663
13 - 19.9	40.463	0.692	-4.966
20 - 30	0.000	0.000	---

Figura 2 : Reporte de Arreglos Espectrales de un paciente en estado de coma.

El sistema permite modificar tanto la escala de las abscisas (que puede ser frecuencia o bien defasamiento en mseg., según el tipo de análisis) como el de las ordenadas (que puede ser potencia, coeficiente de correlación o coeficiente de coherencia). Además cuenta con la posibilidad de marcar hasta 10 puntos de interés sobre la gráfica. Tiene un comando que permite mandar a un impresor las gráficas, las lecturas correspondientes a cada una de las marcas, las lecturas de cada cursor y en el caso de la Densidad Espectral además se presenta la potencia contenida entre los dos cursores.

El sistema cuenta con una opción para guardar las funciones obtenidas con los diferentes análisis en un archivo tipo texto, lo que permite leer los datos desde paquetes comerciales o bien con programas de propósitos específicos.

Existe un módulo para desplegar varias funciones en una sola pantalla. Esto es práctico cuando se quiere observar la evolución de un sujeto o bien los cambios que se presentan bajo distintas condiciones de estudio.

En el caso de la Densidad Espectral, además se puede realizar un pictograma en base a "Arreglos Espectrales", que es la presentación secuencial de gráficas de densidad espectral en ensambles sucesivos. Las gráficas se ponen una detrás de otra utilizando la técnica de eliminación de líneas ocultas para dar la sensación de profundidad. En este módulo también es posible modificar tanto la escala de la frecuencia como la de la potencia e imprimir la gráfica junto con las estadísticas de frecuencia media, potencia y porcentajes por bandas de 0 a 4, 4 a 8, 8 a 12 y 12 a 24 Hz y una estadística general de todo el arreglo.

En el diseño del sistema se planteó desarrollar un pictograma a color que represente la actividad registrada con electrodos y técnicas de montaje convencionales de 8 a 16 canales. En la etapa actual esta representación todavía no ha sido implementada.

## II Análisis de los Potenciales Provocados.

Las respuestas a estímulos externos tales como sonidos y luces generalmente son pequeñas y se encuentran enmascaradas por la actividad espontánea del cerebro. Para poder observar estas respuestas es necesario aplicar técnicas que incrementen la relación señal ruido. Dentro de estas técnicas se encuentran el promedio convencional -que ha sido el más utilizado-, el promedio de Woody, el análisis de componentes principales y análisis de respuestas individuales.

II.1 Calibración: La calibración al igual que en el caso del EEG, se puede realizar para cada uno de los canales que se van a registrar. Un pulso de amplitud conocida es capturado, detectado y graficado por la computadora. El investigador con la ayuda de dos líneas puede modificar la lectura realizada por la computadora.

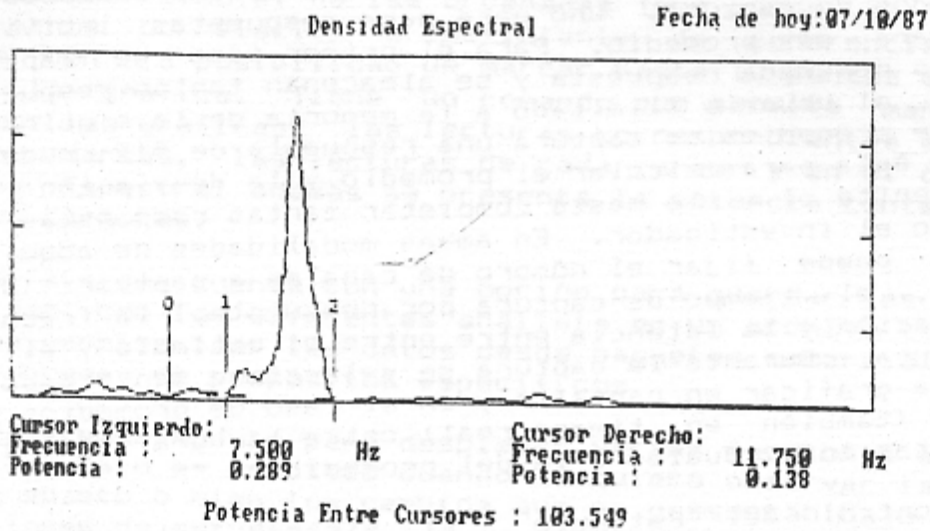
11.2 Adquisición: En el caso de potenciales provocados existen dos modos de captura, uno para respuestas individuales y otro para el promedio. Para el primer caso se capturan 512 muestras por cada respuesta y se almacenan tantas respuestas como indique el usuario (limitado a la memoria de la máquina). En el caso de promedios se captura una respuesta de 512 muestras, se utiliza ésta para calcular el promedio y la desviación estándar, y se repite el ciclo hasta completar tantas respuestas como haya indicado el investigador. En ambas modalidades de adquisición el usuario puede fijar el número de canales a capturar (de uno a cuatro), el tiempo de captura por respuesta, la frecuencia de estimulación y la latencia entre el estímulo y el inicio de la captura. Durante la captura se selecciona (en tiempo real) el canal a graficar en pantalla y en el caso de promedios se puede elegir (también en tiempo real) entre la graficación de las respuestas individuales o la del promedio.

11.3 Control del Estímulo : El sistema est diseñado para adaptarse a diversos tipos de estimuladores: para aquellos que pueden ser controlados mediante un pulso externo de ciertas características y aquellos que generan un pulso cada vez que emiten el estímulo. Para el primer caso el sistema puede controlar las características del estímulo, es decir, su duración en mseg. y su amplitud en volts, mismos que fija el investigador antes de la adquisición. El estímulo es generado por uno de los convertidores Digital-Analógico con que cuenta la tarjeta Lab-Master.

Se presentan tres opciones para disparar tanto el estímulo como la captura de cada respuesta :

- Disparo por teclado : Al oprimir una tecla la computadora genera el estímulo y captura la respuesta de acuerdo a los par metros previamente establecidos.
- Disparo interno : En este caso la computadora controla la frecuencia de estimulación y el estímulo. Cuenta con dos opciones: una frecuencia de estimulación constante dada por el investigador y una aleatoria , en cuyo caso el usuario fija la frecuencia mínima y máxima y el sistema se encarga de generar, en forma aleatoria, tiempos entre estos dos límites.
- Disparo Externo : En este caso el sistema no controla el estímulo y sólo espera que éste se presente para realizar la captura. Para ello se fija un nivel de disparo que debe presentarse a la entrada de un canal del convertidor Analógico-Digital, de manera que el sistema monitorea esta entrada hasta que detecta el nivel fijado para continuar con la captura.

11.4 Rechazo: Se puede fijar una ventana en amplitud, la cual se aplica en este caso a todos los canales de registro, rechazándose todas las respuestas que rebasen el mínimo o el máximo. La forma



Sujeto : ~~XXXXXXXXXX~~  
 Fecha de captura : 24/06/87  
 Frecuencia de muestreo : 128.00 Hz  
 Número de muestras por ensamble : 512  
 Número de ensambles : 10  
 Ensamble Número : 4  
 Canal : 15

0 : Frecuencia : 5.250 Hz  
 Potencia : 0.159 microWatts

1 : Frecuencia : 7.500 Hz  
 Potencia : 0.289 microWatts

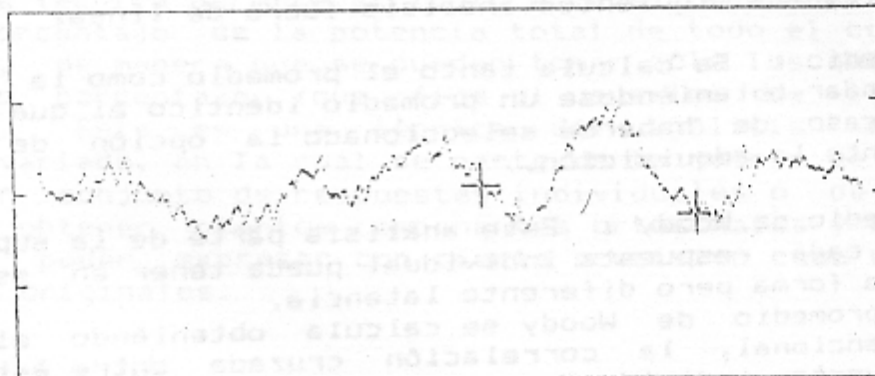
2 : Frecuencia : 11.750 Hz  
 Potencia : 0.138 microWatts

Figura 3 : Reporte de la Densidad Espectral de Potencia de un ensamble individual.



Fecha de hoy: 07/10/87

Lectura de : Latencias

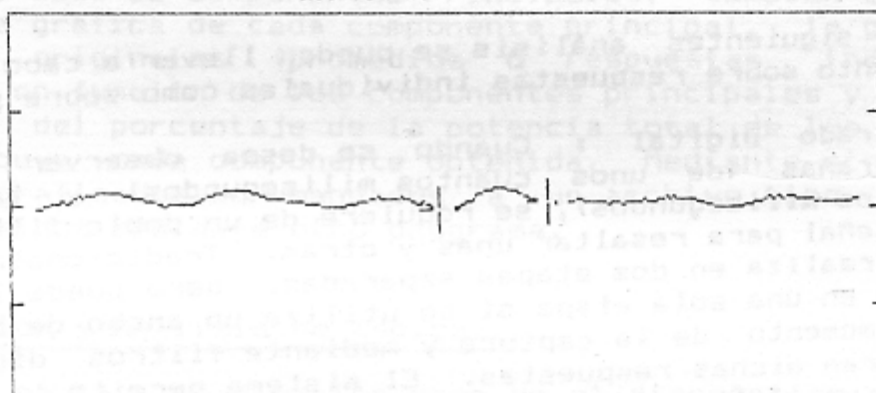


Muestra No.: 276  
 Tiempo : 161.133 ms  
 Tiempo entre Cursores: 78.516 ms

Muestra No.: 410  
 Tiempo : 239.648 ms

Fecha de hoy: 07/10/87

Lectura de : Latencias



Muestra No.: 252  
 Tiempo : 147.978 ms  
 Tiempo entre Cursores: 39.258 ms

Muestra No.: 319  
 Tiempo : 186.328 ms

Figura 4 : Lectura de latencias en Potenciales Provocados

A : De un potencial individual.

B : De un promedio de 100 potenciales.

en la que el usuario fija la ventana es mediante el desplazamiento de dos líneas.

II.5 Análisis : El sistema realiza sobre las respuestas individuales los siguientes análisis fuera de línea:

- Promedio : Se calcula tanto el promedio como la desviación estándar obteniéndose un promedio idéntico al que se tendría en caso de haberse seleccionado la opción de promedios durante la adquisición.
- Promedio de Woody : Este análisis parte de la suposición de que cada respuesta individual puede tener en esencia la misma forma pero diferente latencia. El promedio de Woody se calcula obteniendo el promedio convencional, la correlación cruzada entre éste y cada respuesta individual y en base a la máxima correlación el desplazamiento entre ambos. Las respuestas son entonces alineadas y se procede a promediarlas nuevamente. El resultado de este análisis es tratado en adelante como cualquier promedio normal.

El cálculo del promedio de Woody de cinco respuestas individuales se realiza en 77 segundos (sin coprocesador aritmético y con un reloj de 4.7 MHz) gracias a la inclusión de subrutinas en ensamblador.

Los siguientes análisis se pueden llevar a cabo fuera de línea, tanto sobre respuestas individuales como sobre promedios :

- Filtrado Digital : Cuando se desea observar respuestas tempranas (de unos cuantos milisegundos) y tardías (de varios milisegundos), se requiere de un doble filtrado sobre la señal para resaltar unas y otras. Tradicionalmente esto se realiza en dos etapas separadas, pero puede llevarse a cabo en una sola etapa si se utiliza un ancho de banda mayor al momento de la captura y mediante filtros digitales se separan dichas respuestas. El sistema permite la aplicación de un filtro digital no recursivo a las respuestas individuales ó promedios con la banda de paso que fije el investigador. Se optó por utilizar filtros no recursivos debido a que es de interés primordial la forma de onda de la señal y por lo mismo el comportamiento en fase no lineal de los filtros recursivos resulta indeseable.

El filtrado se implementó en base a la transformada rápida de Fourier : la señal original se transforma (pasando al dominio de la frecuencia), se pasa por una ventana que atenúa los componentes de frecuencia indeseables y se antitransforma (regresando al dominio del tiempo).

- Análisis de Componentes Principales : El objetivo primordial de esta técnica es la reducción del número de datos, es decir, expresar cada onda en base a un número menor de componentes para facilitar su manejo. Esto se logra debido a

que la técnica permite atribuir a cada componente calculado un porcentaje de la potencia total de todo el conjunto de datos, de manera que se pueden tomar sólo los que expliquen cierto porcentaje (que fija el usuario) de la potencia total. Esta es una técnica del análisis estadístico multivariado, en la cual se parte de la matriz de covarianza de un conjunto de respuestas individuales o de promedios para obtener ciertos componentes ortogonales y en base a ellos poder expresar con cierta precisión cada una de las ondas originales.

**II.6 Reportes :** Como resultado de los análisis se obtienen un promedio, un conjunto de respuestas individuales, o bien un conjunto de componentes principales. Estas curvas se pueden graficar en pantalla y con la ayuda de dos cursores se realizan las lecturas de voltaje, las de latencia y las diferencias de éstas entre los cursores. También, es posible obtener el área bajo la curva entre los dos cursores y una línea basal fijada por el usuario.

En el caso de Componentes Principales, también es posible obtener la gráfica de cada componente principal, la gráfica de las ondas originales (promedios o respuestas individuales) expresados en función de los componentes principales y la gráfica de barras del porcentaje de la potencia total de los datos con que contribuye cada componente obtenida. Mediante otro comando los datos graficados son mandados a un archivo tipo texto para que sean leídos mediante otro programa.

### III Detección y Análisis de Espigas.

Tanto en la investigación como en el diagnóstico clínico es común encontrarse con la necesidad de cuantificar la aparición de ciertos comportamientos más o menos repetitivos en alguna señal bioeléctrica. Estos comportamientos se caracterizan por su amplitud y su duración y se les denomina espigas.

**III.1 Calibración :** Se puede realizar sobre cualquiera de los canales, siguiendo el mismo procedimiento descrito en los módulos de EEG y de Potenciales Provocados.

**III.2 Adquisición :** En este caso la adquisición consiste en la detección y conteo en tiempo real de las espigas. Antes de la captura el investigador define una ventana (tanto en amplitud como en tiempo) diferente para cada canal (de uno a cuatro). En el caso de la amplitud, la ventana se fija como en los módulos anteriores : se captura un ensamble de 512 muestras del canal en turno y se permite al usuario mover las líneas del límite superior e inferior. En el caso del tiempo el usuario fija el máximo tiempo posible de duración de la espiga que se desee detectar (en mseg.).

El sistema se encarga entonces de monitorear cada canal y verificar (en tiempo real) si la señal cumple con la ventana correspondiente: cada vez que la señal de un canal permanezca dentro de los límites preestablecidos de amplitud durante menos tiempo que el máximo fijado se contabiliza una detección.

Al igual que en los módulos anteriores, el sistema grafica en tiempo real uno de los canales, permitiendo al usuario, también en tiempo real, seleccionar por teclado el canal a graficar.

III.4 Análisis y Reportes : Para este módulo cada análisis implica directamente un tipo de reporte y es por ello que ambos puntos se tratan aquí.

- Histograma de Frecuencia : Se presenta el diagrama de barras del número de espigas detectadas cada cierto intervalo de tiempo que fija el investigador. Esta gráfica puede imprimirse si así se desea o bien puede generarse un archivo tipo texto con los valores de la gráfica.
- Histograma de Intervalos : En este caso el usuario fija un valor de latencia L (tiempo transcurrido entre el final de una espiga y la detección de la siguiente) y el sistema presenta el diagrama de barras del número de espigas cuya latencia se encuentre entre 0 y L, entre L y 2L y así sucesivamente. Nuevamente se puede imprimir en cualquier momento la gráfica en pantalla y crear un archivo tipo texto con los datos graficados.

#### Resultados y Conclusiones :

El sistema se ha utilizado en el área de Electroencefalografía del Hospital ABC durante dos meses, lapso en el cual ha servido de apoyo para el diagnóstico de ciertas patologías. En la figura 1 se presenta el reporte de Arreglos Espectrales del EEG de un paciente con mal de Parkinson, semanas después de ser operado, donde se puede observar un comportamiento prácticamente normal.

En la figura 2 se presenta el mismo tipo de reporte de un paciente en estado de coma en donde se puede apreciar que el EEG está compuesto casi en su totalidad por actividad entre 0 y 4 Hz.

La figura 3 es el reporte del cuarto ensamble de la figura 1 en el cual se aprecia que prácticamente toda la actividad se encuentra entre 7.5 y 11.5 Hz.

En la figura 4 se presentan dos gráficas de lectura de latencias correspondientes al módulo de Potenciales Provocados, la 4B muestra un promedio de 100 potenciales y la 4A un potencial individual, ambas corresponden a estímulos visuales en ratas capturados en el Instituto de Fisiología Celular.

Cabe señalar que en el módulo de análisis y detección de espigas se está terminando de implementar la parte de reportes en la etapa actual. Además se tiene planeado añadir en EEG un pictograma de la actividad registrada con electrodos convencionales, y otro módulo de análisis especializado de EMG que contemple análisis como velocidad de conducción de un estímulo eléctrico y decaimiento de la respuesta ante un estímulo repetitivo.

El sistema ha mostrado hasta la fecha ser lo bastante flexible y fácil de usar como para ser operado por personas sin una gran conocimiento de computación. Asimismo ha sido de ayuda en el diagnóstico de diversas patologías. Por ello creemos que el presente sistema cumple con los objetivos planteados al inicio del proyecto y representa una gran ayuda para el análisis de señales bioeléctricas tanto en la investigación como en el diagnóstico clínico.