

16  
2ej



*Universidad Nacional Autónoma  
de México*

*Sistema para Captura y Análisis de Señales  
Bioeléctricas*

**T E S I S**

*Para obtener el título de*

*Ingeniero en Computación*

*p r e s e n t a*

**SERGIO GUZMAN LARA**

*Bajo la dirección de:*

*Ing. Federico Fernández Cancino*

1988



## **UNAM – Dirección General de Bibliotecas Tesis Digitales Restricciones de uso**

### **DERECHOS RESERVADOS © PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis está protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

## I N D I C E

### Parte A : PLANTEAMIENTO TEORICO

#### **I.- Introducción**

I.1 Objetivos y Motivación .....	1
I.2 Características del Equipo de Cómputo .....	2
I.3 Características de la Programación .....	3
I.4 Características de la Tarjeta para Captura de Datos .	3

#### **II.- Actividad Eléctrica Cerebral y Muscular**

II.1 Antecedentes en el Estudio de los Biopotenciales ...	8
II.2 Electroencefalografía .....	9
II.3 Potenciales Provocados .....	10
II.4 Electromiografía .....	12

#### **III.- Análisis en el Dominio del Tiempo**

III.1 Correlación Cruzada y Autocorrelación .....	14
III.2 Promedio Aritmético .....	16
III.3 Promedio de Woody .....	17

#### **IV.- Análisis en el Dominio de la Frecuencia**

IV.1 Transformada de Fourier .....	19
IV.2 Densidad Espectral de Potencia .....	24
IV.3 Coherencia .....	25
IV.4 Filtros .....	26

#### **V.- Análisis de Componentes Principales .....**

	28
--	----

### Parte B : DESARROLLO

#### **VI.- Manejo de Archivos .....**

	33
--	----

#### **VII.- Análisis del Electroencefalograma**

VII.1 Estructura del Sistema .....	34
VII.2 Parámetros de Captura .....	34

VII.3 Calibración .....	35
VII.4 Rechazo .....	35
VII.5 Captura .....	35
VII.6 Monitoreo .....	36
VII.7 Correlación .....	37
VII.8 Densidad Espectral .....	37
VII.9 Coherencia .....	38
VII.10 Reportes .....	38
<b>VIII.- Análisis de los Potenciales Provocados</b>	
VIII.1 Estructura del Sistema .....	40
VIII.2 Parámetros de Captura y Control del Estimulo .....	40
VIII.3 Calibración y Rechazo .....	41
VIII.4 Captura y Monitoreo .....	41
VIII.5 Promedio Aritmético y Promedio de Woody .....	42
VIII.6 Filtros .....	43
VIII.7 Componentes Principales .....	44
VIII.8 Reportes .....	45
<b>IX.- Análisis del Electromiograma</b>	
IX.1 Estructura del Sistema .....	46
IX.2 Parámetros y Tipo de Captura .....	46
IX.3 Calibración, Captura y Monitoreo .....	47
IX.4 Análisis .....	47
IX.5 Reportes .....	47
<b>X.- Rutinas de Propósitos Generales</b>	
X.1 Generador de Código en Línea .....	48
X.2 Manejador de Pantallas .....	52
<b>XI.- Discusión</b> .....	55
<b>XII.- Bibliografía</b> .....	57

## Parte A : PLANTEAMIENTO TEORICO

### I.- Introducción

#### I.1 Objetivos y Motivación

Para poder ampliar el conocimiento acerca de los mecanismos funcionales de los seres vivos, los investigadores realizan frecuentemente el siguiente proceso :

- 1) Elaboración del diseño experimental
- 2) Obtención de datos
- 3) Análisis de datos
- 4) Interpretación de resultados

Por su parte, los médicos realizan un proceso similar antes de efectuar algún diagnóstico :

- 1) Obtención de datos
- 2) Análisis de datos
- 3) Interpretación de datos
- 4) Diagnóstico

En particular en las neurociencias el proceso de obtención y análisis de datos consiste muy frecuentemente en el registro y procesamiento de diversas señales bioeléctricas. Esta labor consume una parte muy importante del tiempo que los grupos de investigación invierten en sus experimentos o bien del tiempo que los médicos emplean para realizar un diagnóstico. El mecanismo de interpretación de los datos está basado casi por completo en la experiencia del especialista para detectar ciertos patrones en las señales estudiadas. Esto hace que se introduzca un componente subjetivo, además de requerirse una persona calificada para realizar estas tareas.

Por todo lo anterior, los métodos cuantitativos para la descripción y el análisis de las señales bioeléctricas se han vuelto indispensables para el estudio del sistema nervioso, tanto en investigación como en la práctica clínica. De hecho en los últimos años han aparecido una serie de sistemas computacionales para analizar la actividad eléctrica de nervios y músculos, pero el costo de éstos instrumentos es muy elevado, son poco flexibles y fueron diseñados principalmente para aplicaciones específicas, por lo que presentan serias desventajas para su uso en la investigación.

La problemática anterior aunado al hecho de que algunas de las microcomputadoras comerciales que existen en la actualidad ya tienen capacidad suficiente, tanto en velocidad como en memoria para procesar señales analógicas fué lo que nos motivó a realizar un sistema de análisis de señales bioeléctricas basado en una microcomputadora comercial.

El sistema que desarrollamos cuenta con las ventajas de cualquier sistema automatizado : agiliza y disminuye enormemente el trabajo del investigador o del médico, reduce el componente subjetivo que se introduce con el análisis normal de las señales, permite que personas sin mucha experiencia realicen estudios que

de otra manera no podrian llevar a cabo, y le dejan al experto más tiempo para dedicarse a otras labores como diseño de nuevos experimentos o interpretacion de resultados. También cuenta con la ventaja de ser incomparablemente más barato que los equipos comerciales similares y permite al investigador tener todos los beneficios que aporta una microcomputadora de propósito general (procesamiento de texto, hojas electronicas de cálculo, paquetes estadísticos, etc). La adquisición de una microcomputadora y de un convertidor Analógico/Digital (A/D) está al alcance de la mayoría de los laboratorios de investigación en la U.N.A.M. o de cualquier otra institución similar en nuestro país.

El objetivo del presente trabajo es revisar la teoría sobre análisis de señales e implementar, con base en ella, un sistema fácil de manejar, que permita tanto al investigador como al médico la captura y el procesamiento de las siguientes señales bioeléctricas: la actividad eléctrica espontánea del cerebro (Electroencefalograma ó EEG), la actividad eléctrica provocada (potenciales provocados) y la actividad eléctrica muscular (Electromiograma ó EMG).

## 1.2 Características del Equipo de Cómputo

El sistema se basó en una microcomputadora PC compatible, misma que se eligió por ser muy comercial, de bajo costo y por cubrir los requerimientos de velocidad y almacenamiento del sistema propuesto. La PC compatible tiene las siguientes características [21]:

- Procesador : Intel 8086 de 16 bits o alguna implementación similar
- Memoria principal : Hasta 640 Kb.
- Puertos paralelo : Hasta 64 K puertos de 8 bits.
- Memoria secundaria : Una o dos unidades para disco flexible de 5 1/4 pulgadas con capacidad de 360 Kbytes. Opcionalmente, uno o más discos duros, o bien otra unidad de almacenamiento de acceso aleatorio.
- Reloj : El reloj normal tiene una frecuencia de 4.7 MHz, aunque existen modelos más rápidos.
- Otros periféricos : Por lo general la computadora cuenta con 8 ranuras de expansión para conexión con periféricos.
- Capacidad para gráficas : La pantalla tiene una resolución de 640 x 200 pixels en blanco y negro ó 320 x 200 pixels con cuatro colores (con la tarjeta de video CGA).
- Coprocesador aritmético : Es opcional y se trata del 9087 de Intel.

El sistema desarrollado requiere un mínimo de memoria

principal de 256 Kb. aunque mientras más memoria se tenga es mejor.

### I.3 Características de la Programación

El sistema operativo bajo el que funciona la PC compatible es el MS-DOS de Microsoft [16], y bajo el existen distintas versiones de compiladores de los principales lenguajes de alto nivel.

Se eligió como lenguaje de programación a Turbo Pascal de Borland Inc. [6] por ser un compilador rápido, tener un ambiente de trabajo con muchas facilidades para el programador y permitir de una manera muy sencilla la interacción con el lenguaje ensamblador del Intel 8086.

Una de las ventajas que se aprovechó del MS-DOS es la facilidad con la que, desde lenguaje ensamblador, se pueden realizar operaciones de alto nivel, vía la interrupción 21H del microprocesador [16]. La interacción entre Pascal y lenguaje ensamblador fué esencial debido a que algunos procesos críticos (sobre todo la captura de las señales y algunos análisis tardados) se tuvieron que implementar en ensamblador para cumplir con los tiempos requeridos.

Turbo Pascal ofrece dos posibilidades para interactuar con lenguaje ensamblador [6]: el código en línea y las subrutinas externas. Se prefirió el código en línea porque ofrece mayor facilidad para leer y modificar cualquier variable declarada en Pascal (local ó global); ya que el compilador se encarga del manejo de las variables y el código queda como parte del programa.

Para la programación en ensamblador se utilizaron los siguientes programas de Microsoft: el Macro Ensamblador MASM.EXE, el ligador LINK.EXE, y el programa EXE2BIN.EXE. Este último convierte de un programa tipo EXE a uno tipo BIN.

Además, para obtener el código en línea a partir de un archivo tipo BIN, se desarrolló un programa especial al que se le llamó ENL.

### I.4 Características de la Tarjeta para Captura de Datos

#### a) Descripción general

Para la conversión analógica digital y para llevar el control de la frecuencia de muestreo se optó por utilizar la tarjeta PC Lab Master de Tecmar Inc. Esta elección se tomó por tratarse de un producto comercial, de bajo costo, que cubre las necesidades del sistema y por ser la más comúnmente empleada para fines de investigación.

Esta tarjeta consta de varios módulos [46]:

- 1) Un convertidor Analógico-Digital con las siguientes características:

- hasta 16 canales
- disparo externo opcional
- resolución de 12 bits
- capacidad para interrumpir al procesador a través de varias banderas.

- 2) Dos convertidores Digital-Analógico independientes de 12 bits.
- 3) Un "timer" (un AM9513) con 5 contadores de 16 bits (que pueden conectarse en cascada) y con capacidad para interrumpir al procesador, así como para iniciar la conversión Analógica-Digital.
- 3) Un reloj interno de 1 MHz con divisores de frecuencia que pueden funcionar como fuente de conteo para los contadores del "timer" y que por lo mismo permite aproximar cualquier frecuencia de muestreo por abajo de 1 MHz.
- 5) Una interfaz en paralelo programable (Intel 8255) con 24 líneas de entrada/salida que pueden agruparse en 3 grupos de 8 utilizando algunas de entrada y otras de salida.

#### b) Comunicación con la computadora

La comunicación entre la computadora y la tarjeta se hace a través de 16 bytes consecutivos que pueden mapearse en memoria o en puertos de I/O. La dirección a partir de la cual se encuentran esos 16 bytes se fija mediante unos interruptores.

En nuestro caso se optó por el mapeo en I/O para evitar posibles conflictos con la memoria de la computadora.

A continuación se presenta la función de cada uno de los bytes de comunicación con la tarjeta (suponiendo que la dirección base sea INI):



Dirección	Lectura ó Escritura	Función
INI+0	Escritura	Son los 8 bits menos significativos del convertidor D/A # 0
INI+1	Escritura	Son los 8 bits más significativos del convertidor D/A # 0
INI+2	Escritura	Es el byte menos significativo del convertidor D/A # 1
INI+3	Escritura	Es el byte más significativo del convertidor D/A # 1
INI+4	Escritura	Es el byte de control del convertidor A/D (que se explica más adelante)
INI+5	Escritura	Es el número del canal de entrada para el convertidor A/D
INI+6	Escritura	Este byte sirve para controlar por software el inicio de una conversión (lo cual se logra escribiendo cualquier cosa en esta localidad)
INI+7	Escritura	Escribir aquí cualquier cantidad equivale a mandar un Acknowledge a la interrupción originada por el Timer
INI+4	Lectura	Byte de Status del convertidor A/D (el cual se explica más adelante)
INI+5	Lectura	Es el byte menos significativo de la entrada A/D
INI+6	Lectura	Es el byte más significativo de la entrada A/D
INI+8	Ambas	Este byte sirve de comunicación con el puerto de datos del Timer
INI+9	Ambas	Este byte sirve de comunicación con el puerto de control del Timer
INI+12	Ambas	Este byte sirve de comunicación con el puerto en paralelo A del 8255
INI+13	Ambas	Este byte sirve de comunicación con el puerto en paralelo B del 8255
INI+14	Ambas	Este byte sirve de comunicación con el puerto en paralelo C del 8255

Dirección	Lectura ó Escritura	Función
INI+15	Lectura	Byte de control del puerto en paralelo (el 8255)
INI+0 a +3	Lectura	No usado
INI+7	Lectura	No usado
INI+10 a +12	Ambas	No usado
INI+15	Lectura	No usado

c) El timer AM9513

El AM9513 System Timer Controller es un circuito en un solo "chip" que sirve para contar eventos y para implementar retardos.

Consta de varios registros internos, a los cuales se tiene acceso por medio de dos puertos de 8 bits: el de datos y el de control (los cuales, según se menciona en el párrafo anterior, están mapeados en INI+8 e INI+9, respectivamente).

Por medio del puerto de control se tiene acceso a dos registros internos del Timer: al Command Register y al Data Pointer Register; en el primero se mandan los comandos para controlar la operación del Timer, y con el segundo se controla hacia cual de los demás registros internos se cargará lo que se mande al puerto de datos. De tal forma que para cargar algun valor a cualquiera de los registros internos lo que se hace es mandar la orden al puerto de control de que el Data Pointer Register apunte a dicho registro y a continuación se escribe el valor deseado en el puerto de datos.

Los demás registros internos estan divididos en seis grupos, uno por cada uno de los 5 contadores y un grupo de control.

Cada grupo de un contador tiene los siguientes registros:

- \* Un Mode Register de 16 bits.
- \* Un Load Register de 16 bits.
- \* Un Hold Register de 16 bits.

Mientras que el grupo de control cuenta con los siguientes registros:

- \* El Master Mode Register de 16 bits
- \* El Status Register de 18 bits.
- \* Dos Alarm Register de 16 bits.

Además para cada contador existen 3 conexiones externas asociadas:

- \* OUT1-OUT5 : Señal de terminación de la cuenta de cada contador. Las características de ésta señal pueden programarse para cada contador.
- \* SRC1-SRC2 : Que pueden fungir como fuente de conteo para cada contador

\* GATE1-GATE2 : Conexiones de entrada que pueden suspender e iniciar el conteo de cada contador

El timer cuenta además con 4 divisores de frecuencia que pueden funcionar como divisores binarios o BCD. De tal forma que la fuente de conteo de cada contador puede ser SCR ó la salida de cualquiera de los divisores de frecuencia.

Por medio de escrituras sobre el Master Mode Register y sobre el Mode, Load y Hold Register de cada contador es posible programar el funcionamiento de los contadores según las necesidades particulares : fuente de conteo, tipo de conteo, valor inicial y final de la cuenta, cuenta repetitiva o cuenta única, cuenta ascendente o descendente y forma de la señal OUF.

#### d) Características de Operación del Convertidor A/D.

El modelo de la tarjeta PC-Mate Lab Master con el que se trabajó cuenta con un convertidor A/D de 12 bits, una velocidad de conversión de 40 KHz y capacidad para muestrear hasta 16 canales.

El rango de entrada se puede seleccionar por medio de unos conectores que tiene la tarjeta hija; los rangos disponibles son:

-10 a 10 V  
0 a 10 V  
- 5 a 5 V  
0 a 5 V.

El formato de la salida del convertidor también se controla con unos conectores y se puede optar por complemento a 2 ó bien por un formato binario.

Una vez que se escoge la configuración de los conectores mencionados, lo demás se controla por programación, por medio de tres bytes, que se explican a continuación:

- El byte de control : Controla el tipo de disparo de la conversión, y habilita/deshabilita el modo autoincremento del convertidor. Si el autoincremento está habilitado el convertidor después de realizar una conversión automáticamente direcciona el siguiente canal.
- El byte del número de canal : Si el autoincremento está habilitado, este byte contiene el número más bajo de canal a muestrear. Si el autoincremento no está habilitado entonces éste byte es el número del canal a muestrear.
- El byte de status : Este byte contiene varias banderas que dan información acerca del funcionamiento del convertidor. Las principales son: la bandera de DONE, la cual se enciende cada vez que se termina una conversión, y la bandera de OVERRUN, que se enciende cuando al término de una conversión todavía no se ha leído la muestra anterior.

## II.- Actividad Eléctrica Cerebral y Muscular

### II.1 Antecedentes en el Estudio de los Biopotenciales

En el organismo existen numerosas señales eléctricas que llevan información acerca de las funciones que realiza cada uno de los distintos sistemas; potenciales bioeléctricos asociados con conducción nerviosa, actividad cerebral, ritmo cardíaco, actividad muscular, etc.

Los potenciales bioeléctricos son voltajes iónicos producidos como resultado de la actividad electroquímica de cierto tipo de células. Por medio de transductores es posible convertir potenciales iónicos a voltajes eléctricos y con ello medir estas señales naturales que pueden contribuir al diagnóstico de algunas patologías o bien utilizarse para la investigación del funcionamiento del organismo.

La idea de electricidad generada en el cuerpo se remonta a 1786 cuando el italiano Luigi Galvani reportó haber encontrado electricidad en el músculo de las ancas de rana. En el siguiente siglo otros investigadores reportaron actividad eléctrica en varios animales y en el hombre. Pero fue hasta 1903, cuando el físico alemán Willem Einthoven inventó el galvanómetro, y se pudo implementar una aplicación práctica con estos potenciales [20].

Para medir los potenciales bioeléctricos se requiere de un transductor capaz de convertir potenciales y corrientes iónicas en potenciales eléctricos. Tales transductores constan de dos electrodos que miden la diferencia de potencial iónico entre sus respectivos puntos de aplicación.

A la conducción de un potencial iónico a lo largo de toda la membrana celular se le llama potencial de acción y, aunque en ciertas células de gran tamaño es posible registrar dichos potenciales en forma individual, en general tales mediciones resultan muy difíciles de hacer debido a que implican la colocación de electrodos en el interior de la célula.

La forma más común de medir biopotenciales es registrando el efecto combinado de un gran número de potenciales de acción, tal y como aparecen en la superficie del cuerpo en uno o más electrodos insertados en un músculo, nervio o alguna zona del cerebro.

El registro de los potenciales bioeléctricos generados por la actividad neuronal del cerebro se llama electroencefalograma, abreviado como EEG. El EEG tiene una forma de onda muy compleja, además la señal varía con la localización de los electrodos sobre el cráneo, ya que representa los efectos combinados de los potenciales de una gran región de la corteza cerebral y de varios puntos bajo de ella.

La gran variación de la señal y la dificultad para repetir en diferentes ocasiones una misma situación en una misma persona, hacen casi imposible establecer relaciones específicas con el EEG. Sin embargo, existen ciertos comportamientos característicos del EEG que pueden ser relacionados con estados de conciencia o bien con ciertas enfermedades como la epilepsia.

Además del análisis del EEG como tal, existe otra técnica de estudio de la actividad eléctrica cerebral a la que se llama

potenciales provocados. Esta técnica consiste en presentar al sujeto en estudio un estímulo externo que puede ser visual (un "flash"), auditivo (un "beep") ó somatosensorial (una corriente eléctrica) y registrar a continuación los biopotenciales que se consideran asociados a dicho estímulo.

Los potenciales bioeléctricos relacionados con la actividad muscular constituyen el electromiograma, abreviado EMG. Estos potenciales pueden ser medidos en la superficie del cuerpo cerca del músculo de interés ó directamente con un electrodo que penetre hasta el músculo. Debido a que la mayoría de las mediciones del EMG se hacen con la intención de obtener un indicador de la cantidad de actividad de un músculo o grupo de músculos, en lugar de la actividad de una fibra muscular aislada, el patrón observado en el EMG es normalmente el resultado de los potenciales de acción individuales de cada fibra que constituye al músculo o músculos. Mientras mayor sea la actividad de un músculo mayor será la frecuencia con la que cada una de sus fibras conduzca un potencial de acción y por lo mismo mayor será la actividad registrada en el EMG. Debido a que los potenciales de acción ocurren en forma bipolar a veces se suman y a veces se restan produciendo en el EMG un aspecto de ruido aleatorio.

La técnica de potenciales provocados también se aplica al estudio de biopotenciales musculares.

## II.2 Electroencefalografía

Durante los años de 1924-1925 el siquiatra alemán Hans Berger [20] demostró que el cerebro humano presenta una actividad eléctrica incesante que se puede registrar a través del cuero cabelludo. A la actividad eléctrica que encontró le denominó Electroencefalograma (EEG) y reportó además que un sujeto en estado de vigilia y reposo presenta en su EEG un cierto comportamiento rítmico al rededor de 9 o 10 Hertz, al que llamo ritmo alfa ( $\alpha$ ).

Posteriormente diversos autores caracterizaron otros comportamientos rítmicos del EEG bajo diversas circunstancias, a los cuales también se les denominó con letras griegas [20].

En la actualidad se ha adoptado la costumbre de caracterizar el comportamiento del EEG en base a los siguientes ritmos:

ritmo delta ( $\delta$ ) : menos de 4 Hz  
ritmo theta ( $\theta$ ) : entre 4 y 8 Hz  
ritmo alfa ( $\alpha$ ) : entre 8 y 13 Hz  
ritmo beta ( $\beta$ ) : más de 13 Hz

Las investigaciones realizadas sobre el comportamiento del EEG tanto en humanos como en animales y bajo diferentes circunstancias (durante el sueño, bajo el efecto de diferentes fármacos, en sujetos con diversas patologías, etc.) han llegado a otorgar la posibilidad de diagnosticar algunas patologías (como es el caso de la epilepsia [20]), detectar lesiones en estructuras del sistema nervioso (como es el caso de lesiones en el hipocampo [27]) y clasificar el sueño en varias etapas mediante la captura y análisis del EEG del sujeto [20].

La captura de un registro de EEG se hace tradicionalmente

mediante un poligrafo, el cual se encarga de graficar en un rollo de papel las señales amplificadas y filtradas de los electrodos puestos en el sujeto de estudio. Una vez que se tiene el rollo de papel con las gráficas de EEG y tal vez de alguna otra señal bioléctrica (EMG, Electrocardiograma, respiración, etc.) se puede proceder al análisis visual del registro.

El análisis visual mas sencillo consiste en determinar por simple inspeccion el ritmo o ritmos preponderantes en cada seccion de la señal, apuntar estos datos y posteriormente realizar algun análisis estadístico sobre los mismos. Este proceso requiere de una persona con mucha experiencia, un tiempo considerable y contiene además un componente subjetivo. Si se desea un análisis más complicado (como la correlacion entre el EEG de dos electrodos distintos) el tiempo requerido aumenta aun más. Debido a esto diversos autores [14, 15, 26] manifestaron la necesidad de aplicar métodos cuantitativos computacionales para la descripción de señales eléctricas cerebrales. Con estos métodos se pretende normalizar los criterios para distinguir entre sujetos normales y anormales.

Los sistemas automatizados permiten analizar la señal del EEG a través de las técnicas comunmente empleadas para el análisis de señales (densidad espectral, correlación cruzada y coherencia). También pueden proporcionar estadísticas, representaciones pictóricas, manipular e interpretar fácilmente la información y lo más importante es que se elimina el componente subjetivo característico del humano.

### II.3 Potenciales Provocados

Los diferentes eventos que ocurren en el mundo exterior son detectados por los diversos organos sensoriales, ocasionando con ello cambios en la actividad eléctrica del cerebro. Algunos de estos cambios se presentan con una amplitud relativamente grande. Sin embargo, las respuestas más comunes a los estímulos externos son de pequeña amplitud y se pierden entre la actividad eléctrica basal del cerebro. Estos potenciales relacionados a un estímulo específico son también llamados potenciales provocados o potenciales relacionados a un evento y se clasifican, de acuerdo al tipo de estímulo, en: visuales, auditivos y somatosensoriales.

Cada potencial provocado puede consistir de varios componentes, cuya apariencia o amplitud puede depender de las condiciones en las que se produjeron los potenciales; generalmente se dice que las respuestas de latencia corta son más dependientes de las características físicas del estímulo (brillo, amplitud del sonido, etc.), mientras que los de latencia larga dependen de las condiciones en las que se presentaron los estímulos.

El primer problema que aparece en el análisis de potenciales provocados es la baja relación señal a ruido que se tiene, y como se asume que el potencial relacionado a cada estímulo presenta una forma más o menos constante, todas las técnicas de análisis se basan en una estimulación repetitiva de tal forma que, al trabajar con un número adecuado de potenciales provocados, se resalta el potencial esperado y se disminuye la actividad

eléctrica de fondo.

De entre las aplicaciones médicas de los potenciales provocados están:

- a) La medición de la velocidad de los impulsos aferentes en fibras nerviosas periféricas mediante potenciales somatosensoriales.
- b) La determinación del origen de pérdida sensorial (orgánico o funcional) por medio de potenciales somatosensoriales.
- c) El diagnóstico de muerte cerebral mediante potenciales auditivos.
- d) El diagnóstico de la epilepsia por medio de potenciales visuales.

Y varias más.

La forma que presentan los potenciales provocados es muy variada y depende de las características del estímulo y del arreglo de electrodos utilizado. Sin embargo, una vez que se incrementa la relación señal a ruido, es posible caracterizar a los potenciales provocados con base en la aparición de "picos" definidos a diferentes latencias. Estos picos, llamados componentes del potencial, se clasifican según su polaridad, positiva (P) ó negativa (N), y su latencia promedio. De esta forma tenemos que, por ejemplo, el componente N100 de los potenciales visuales es una onda negativa que aparece generalmente 100 milisegundos después de haber presentado el estímulo.

De acuerdo a las latencias de sus componentes, cada potencial es estudiado durante un lapso de tiempo diferente.

En la siguiente tabla se presentan varios tipos de potenciales, junto con la duración del análisis y con el filtrado que generalmente se utiliza [14]:

Duración del análisis	Filtrado utilizado	Tipo de Potencial
10-25 ms	30-3000 Hz	Potenciales de Tallo
25-50 ms	1-1500 Hz	Potenciales Somatosensoriales
100-1000 ms	1-500 Hz	Potenciales Visuales N100, P300

El análisis de los potenciales provocados consiste en medir las características de sus componentes (latencias, voltajes y áreas) y compararlas con los valores promedios de la población "normal". De esta comparación se pueden hacer inferencias sobre el estado y funcionamiento de diferentes estructuras del sistema nervioso del sujeto de estudio.

Para el análisis de potenciales provocados existen en el

mercado varias promotoras comerciales, que además permiten realizar la lectura de latencias sobre la curva promediada. Sin embargo, estos equipos son de propósito específico y de muy alto costo.

#### II.4 Electromiografía

Las células que forman a los músculos (llamadas fibras musculares) tienen, al igual que las neuronas, la capacidad de conducir un potencial iónico a lo largo de su membrana. Esta capacidad tiene una gran importancia debido a que el proceso de contracción muscular se produce a nivel de cada fibra muscular mediante la conducción de potenciales de acción. El control de los músculos esqueléticos lo lleva el sistema nervioso vía las motoneuronas de la médula espinal; estas motoneuronas están conectadas con las fibras musculares en las llamadas uniones neuromusculares, en las que (mediante la acetilcolina como neurotransmisor) las neuronas pueden producir potenciales de acción en las fibras musculares y con ello la contracción muscular. Al conjunto de todas las fibras musculares que son controladas por una misma neurona se le llama unidad motora.

El registro de la actividad eléctrica muscular, conocido como electromiograma (EMG), resulta de gran utilidad desde el punto de vista clínico debido a que permite determinar daños en motoneuronas, uniones neuromusculares y músculos. De hecho mediante el EMG es posible determinar daños en la médula espinal simplemente midiendo la respuesta muscular a diferentes niveles del cuerpo.

Un músculo inervado sano responde a muchos tipos de estímulos. La aplicación de un breve estímulo eléctrico al nervio motor del músculo (si el nervio está intacto) ocasionará una contracción ligera seguida de una rápida relajación. El estímulo puede ser aplicado directamente al nervio o a través de la piel.

Cuando el nervio está dañado o destruido, se producen cambios tanto en la efectividad del estímulo como en la respuesta eléctrica. De ahí que la electrodiagnosia se base en la interpretación de las respuestas de nervios y músculos a la estimulación eléctrica. Esta interpretación la realiza el experto mediante inspección visual de la forma de onda de la respuesta.

Otros tipos de diagnósticos se realizan en función de la fatiga muscular, misma que se manifiesta por el hecho de que, durante una estimulación repetitiva de una unidad motora, cada estímulo ocasiona la contracción de un número menor de fibras musculares.

Para fines de diagnóstico, la información que se desea obtener a partir del EMG es la siguiente [45]:

a) Estimar la cantidad y comportamiento temporal de las fibras musculares de una unidad motora que se contraen en respuesta al control por parte del sistema nervioso durante una contracción voluntaria en forma gradual.

b) La amplitud y curso temporal de los potenciales eléctricos asociados a la actividad de las unidades motoras.



c) La aparición de descargas eléctricas espontáneas de origen muscular.

Normalmente el experto obtiene esta información al inspeccionar la gráfica del EMG obtenida mediante un polígrafo.

Esta inspección no ha sido aun reemplazada por ningún análisis automatizado, sin embargo si es posible proporcionar información adicional además de facilitar al máximo la labor del experto.

### III.- Análisis en el Dominio del Tiempo

#### III.1 Correlación Cruzada y Autocorrelación

La correlación o función de correlación es un método para determinar si existe o no alguna relación entre dos o más variables, y al mismo tiempo cuantificar esa relación. En el caso de señales, la correlación es una operación matemática que se aplica a dos señales para obtener una medida de la similitud entre una de ellas y la versión desplazada en el tiempo de la otra.

En el análisis de señales bioeléctricas, la correlación resulta de gran utilidad para comparar de una manera cuantitativa diferentes registros de EEG y detectar comportamientos similares que no son evidentes mediante inspección visual. De esta forma se ha utilizado la correlación para determinar el retardo en tiempo entre dos señales, para estudiar la topografía del EEG y para el reconocimiento de patrones dentro de la actividad eléctrica cerebral, entre otras cosas [14].

Si las dos señales utilizadas para el cálculo de la función de correlación cruzada son la misma señal, al resultado se le llama función de autocorrelación o función de autocovarianza. La autocorrelación se utiliza principalmente para detectar periodicidades en la señal.

La correlación cruzada  $R_{xy}[\gamma]$  de las secuencias discretas  $x[ ]$ ,  $y[ ]$  se obtiene a partir de:

$$R_{xy}[\gamma] = 1/(N-\gamma) \sum_{k=1}^{N-\gamma} x[k] y[k+\gamma] \quad ; \quad \gamma = 0 \dots N-1$$

Sin embargo, la correlación definida de esta forma es una medida que depende de las amplitudes de las señales involucradas en su cálculo, lo cual es un obstáculo para poder comparar correlaciones entre sí.

Para evitar este inconveniente se normaliza el resultado mediante el cálculo del coeficiente de correlación, el cual para las secuencias  $x[ ]$ ,  $y[ ]$  se obtiene como:

$$r_{xy}[\gamma] = \frac{C_{xy}[\gamma]}{\{ C_{xx}[\gamma] C_{yy}[\gamma] \}^{1/2}} \quad ; \quad \gamma = 0 \dots N-1$$

Donde :

- $\gamma$  es el desplazamiento
- $C_{xy}$  es la covarianza entre  $y[k+\gamma]$  y  $x[k]$
- $C_{xx}$  es la varianza de  $x[ ]$
- $C_{yy}$  es la varianza de  $y[ ]$
- $N$  es el número de total de muestras

Por su parte la covarianza  $C_{xy}$  se calcula según las siguientes expresiones:

$$C_{xy}[\gamma] = R_{xy}[\gamma] - \bar{x}[\gamma] \bar{y}[\gamma]$$

$$\bar{x}[\gamma] = 1/(N-\gamma) \sum_{k=1}^{N-\gamma} x[k]$$

$$\bar{y}[\gamma] = 1/(N-\gamma) \sum_{k=\gamma+1}^N y[k]$$

La diferencia entre el cálculo de las dos medias se debe a que sólo se consideran los elementos de las secuencias que se traslapan para cada valor del desplazamiento  $\gamma$ . Por la misma razón es que difieren las expresiones para  $C_{xx}$  y  $C_{yy}$ :

$$C_{xx}[\gamma] = R_{xx}[\gamma] - \bar{x} \bar{x}$$

Con

$$R_{xx}[\gamma] = 1/(N-\gamma) \sum_{k=1}^{N-\gamma} x^2[k]$$

Y, por su parte:

$$C_{yy}[\gamma] = R_{yy}[\gamma] - \bar{y} \bar{y}$$

Con

$$R_{yy}[\gamma] = 1/(N-\gamma) \sum_{k=\gamma+1}^N y^2[k]$$

El coeficiente obtenido de esta forma es un número entre -1 y +1, de tal forma que permite la comparación de diferentes correlaciones sin importar la amplitud de las señales originales. La interpretación del coeficiente de correlación es la siguiente [38]:

si  $r_{xy}[\gamma] = +1$  las secuencias son idénticas si se desplaza a  $\gamma$  unidades.

si  $r_{xy}[\gamma] = 0$  las señales son completamente diferentes para ese desplazamiento.

si  $r_{xy}[\gamma] = -1$  la secuencia  $y$ , desplazada  $\gamma$  unidades, es igual a la secuencia  $x$  multiplicada por -1.

Cualquier valor intermedio representa que tan cerca están las dos secuencias de alguno de los límites citados.

### III.2 Promedio Aritmético

Una técnica muy simple y frecuentemente utilizada para eliminar ruido aleatorio de una señal es la del promedio, donde se considera el siguiente modelo:

$$r(t) = s(t) + n(t)$$

donde:

$$\begin{aligned} r(t) &= \text{señal registrada} \\ s(t) &= \text{señal determinística} \\ n(t) &= \text{señal aleatoria} \end{aligned}$$

Por ello la técnica más natural para incrementar la relación señal a ruido en estos casos es el promedio aritmético de muchas señales, de tal forma que el componente aleatorio tienda a anularse y a resaltarse el componente determinístico.

Mediante el simple promedio aritmético de muchas señales individuales es posible obtener una mejoría significativa de la relación señal a ruido, lo cual permite observar señales muy pequeñas mezcladas con ruido de gran amplitud.

En relación al promedio aritmético, cuando se trabaja con Potenciales Provocados se considera que cada respuesta registrada está constituida por dos componentes:

- 1) Componente determinístico : constituido por el potencial provocado.
- 2) Componente aleatorio : constituido por la actividad eléctrica espontánea del cerebro.

De acuerdo a este modelo, el promedio aritmético aumenta considerablemente la relación señal a ruido porque hace que la componente aleatoria tienda a anularse a sí misma y resalta el potencial asociado a un estímulo.

Si obtenemos  $N$  respuestas  $(r_1(t) \dots r_N(t))$  asociadas a un estímulo, entonces su media aritmética equivale a [3]:

$$\bar{r}(t) = (1/N) \sum_{i=1}^N r_i(t) = (1/N) \sum_{i=1}^N \{ s_i(t) + n_i(t) \}$$

o bien

$$\bar{r}(t) = \bar{s}(t) + \bar{n}(t)$$

pero como se considera a  $n(t)$  ruido aleatorio y a  $s(t)$  una señal determinística, entonces:

$s_i(t) = s(t)$  para todo  $i = 1, 2, \dots, N$

y tenemos que

$\bar{n}(t) \rightarrow 0$  y  $\bar{r}(t) \rightarrow \bar{s}(t)$  conforme  $N$  crece.

Por otro lado, la relación señal a ruido se define como el cociente de la potencia de la señal entre la potencia del ruido. Y como la potencia del ruido es igual a su varianza, entonces tenemos que:

$$SN_i = s^2 / \sigma^2_i$$

donde

$SN_i$  = relación señal a ruido de la  $i$ -ésima respuesta  
 $s^2$  = cuadrado de la señal determinística  
 $\sigma^2_i$  = varianza del ruido

Y si consideramos la relación SN para el promedio tenemos:

$$(1) SN_{\bar{r}} = s^2 / (\sigma^2/N)$$

donde

$SN_{\bar{r}}$  = relación señal a ruido despues del promedio  
 $s^2$  = cuadrado de la señal determinística  
 $\sigma^2/N$  = varianza promedio del ruido

Se aprecia en la ecuación -1- que el promedio ocasiona una mejoría en la relación señal a ruido en la medida en que se tome un valor "grande" de  $N$  (cabe hacer notar que si existiera algun defasamiento entre cada  $s_i(t)$  entonces el promedio aritmético no mejoraría sustancialmente la  $SN_{\bar{r}}$ ). Además, si tomamos en cuenta la desviación estandar (SD) del promedio aritmético tenemos que esta se estima como:

$$SD = \sigma / \sqrt{N}$$

De esta última expresión se desprende el hecho de que tampoco es necesario un valor muy grande de  $N$ ; por ejemplo, si se toma una  $N$  de 2000 tenemos una SD de  $\sigma / 44.7$  y si tomamos una  $N$  de 3000 el valor de SD sólo varia a  $\sigma / 54.7$ .

Por lo anterior y por lo sencillo de su implementación e interpretación el promedio es la técnica eliminación de ruido más comunmente utilizada para el análisis de potenciales provocados.

### III.3 Promedio de Woody

Este análisis (también conocido como filtro de Woody) se aplica para la eliminación del ruido en señales y parte de la suposición de que un conjunto de señales pueden tener en esencia la misma forma pero diferente latencia, por lo que la idea es

"enfazar" a las señales antes del cálculo del promedio (véase Fig. 1).

Supóngase que:

$$s_i(t) = s(t + \alpha_i)$$

entonces el problema radica en encontrar cada  $\alpha_i$  para realizar el ajuste:

$$s_i^-(t) = s_i(t - \alpha_i) = s(t)$$

y realizar el promedio aritmético con los  $s_i^-(t)$  :

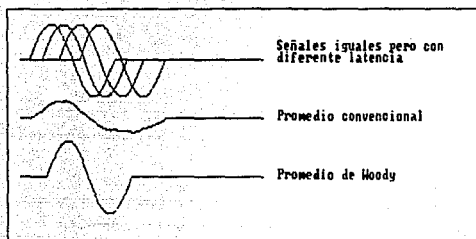
$$\bar{s}(t) = (1/N) \sum_{i=1}^N s_i^-(t)$$

Conforme a lo anterior, el promedio de Woody de un conjunto de señales requiere del siguiente proceso:

- 1) Cálculo del promedio aritmético de todas las señales del conjunto.
- 2) Determinación, para cada señal, del desplazamiento con el cual se obtiene la máxima correlación con el promedio aritmético convencional.
- 3) Cálculo de un nuevo promedio, pero alineando cada señal individual según el desplazamiento obtenido en el punto 2.

Y a este nuevo promedio se le llama promedio o filtro de Woody [14].

El promedio de Woody constituye un modelo alternativo para la eliminación de ruido para el análisis de potenciales provocados para cuando se trabaja con potenciales provocados de latencia variable (tardíos sobre todo). Correspondiendo al usuario determinar el modelo que satisface mejor las características del potencial en estudio.



PROMEDIO DE WOODY

FIGURA # 1

#### IV.- Análisis en el Dominio de la Frecuencia

##### IV.1 Transformada de Fourier

La Transformada de Fourier resulta de gran utilidad para el análisis del EEG debido a que, como se explicó en la sección II.2, la caracterización de dicha señal se realiza en base a ritmos.

Por otro parte, la transformada constituye también una herramienta muy poderosa para el diseño e implementación de filtros digitales.

##### a) Planteamiento :

Uno de los problemas más comunes en el análisis de Fourier es la determinación de la transformada de Fourier  $F(w)$  de una señal  $f(t)$  en términos de un segmento de  $f(t)$ ,  $f_g(t)$ :

$$f_g(t) = f(t) \text{ si } |t| < g$$

$$f_g(t) = 0 \text{ si } |t| > g$$

Esto se debe a que, por alguna razón,  $f(t)$  no es conocida para  $|t| > g$ , y  $F(w)$  no puede calcularse con exactitud, sino únicamente estimarse.

Si se toma a  $F_g(w) = F \{ f_g(t) \}$  como estimador de  $F(w)$ , entonces se está introduciendo un cierto error  $F_g(w) - F(w)$ .

Una de las formas de reducir este error consiste en multiplicar a  $f_g(t)$  por una función  $w(t)$ , llamada función "ventana", y estimar a  $F(w)$  con  $F_w(w) = F \{ f_g(t)w(t) \}$ .

Existen muchas funciones propuestas para  $w(t)$ , sin embargo la función que Papoulis [38] reporta como óptima es:

$$w(t) = 1/\sqrt{g} \text{ Cos } (\pi t/2g) \text{ si } |t| < g$$

$$w(t) = 0 \text{ si } |t| > g$$

##### b) La Transformada Discreta de Fourier (TDF) :

Dada una secuencia finita

$$\{ x(nT) \} = \{ x(0), x(T), x(2T), \dots, x((N-1)T) \}$$

su Transformada Discreta de Fourier (DFT) se define como:

$$(1) \quad F^D \{ x(nT) \} = X(kF) = \sum_{n=0}^{N-1} x(nT) e^{-j2\pi nk/N}$$

$$\text{para } k = 0, 1, \dots, N-1$$

Dónde  $T$  es un intervalo de tiempo dado (en la práctica es el intervalo de muestreo),  $N$  es el número de elementos de la secuencia original (que para fines prácticos no es otra cosa que el número de muestras) y  $F = 1/NT$  es la separación de las componentes en el dominio de la frecuencia.



Igual que en el caso continuo, existe la transformación inversa, la cual está dada por la siguiente expresión:

$$(2) \quad x(nT) = F^{p-1} \{ X(kF) \} = 1/N \sum_{k=0}^{N-1} X(kF) e^{j2\pi kn/N} ; n = 0, 1, \dots, N-1$$

La comprobación de esta expresión se puede hacer fácilmente con una simple sustitución de (1) en (2).

c) Relación entre la Transformada Discreta y la Transformada Continua de Fourier :

Sea  $x(t)$  una señal continua que existe solo en el intervalo  $(0, NT)$ ; y sea  $x^*(t)$  la señal resultante de muestrear  $N$  veces a  $x(t)$  con un intervalo de muestreo de  $T$ .

Entonces:

$$(3) \quad x^*(t) = x(t) \sum_{n=0}^{N-1} \delta(t-nT) = \sum_{n=0}^{N-1} x(nT) \delta(t-nT)$$

donde  $\delta(t)$  es la función impulso

dado que la expresión anterior sólo está definida para valores múltiplos de  $T$ , se puede sustituir a  $x(t)$  por  $x(nT)$ :

$$(4) \quad x^*(t) = \sum_{n=0}^{N-1} x(nT) \delta(t-nT)$$

transformando :

$$(5) \quad X^*(f) = \sum_{n=0}^{N-1} F \{ x(nT) \delta(t-nt) \}$$

y como  $x(nT)$  se considera constante para la transformación:

$$(6) \quad X^*(f) = \sum_{n=0}^{N-1} x(nT) F \{ \delta(t-nT) \}$$

por el teorema de corrimiento en tiempo:

$$(7) \quad X^*(f) = \sum_{n=0}^{N-1} x(nT) e^{-j2\pi fnT}$$

y sustituyendo a  $f$  por  $k/NT$  :

$$(8) \quad X^*(k/NT) = \sum_{n=0}^{N-1} x(nT) e^{-j2\pi kn/N}$$

que no es otra cosa que la Transformada Discreta de Fourier:

$$(9) \quad X^*(k/NT) = F^D \{ x(nT) \}$$

Ahora, para establecer la relación de la DFT con la Transformada Continua de Fourier, partamos de la expresión:

$$(10) \quad x^*(t) = x(t) \sum_{n=0}^{N-1} \delta(t-nT)$$

transformando la expresión anterior, y basándose en el teorema de convolución en frecuencia:

$$(11) \quad X^*(f) = X(f) * F \left\{ \sum_{n=0}^{N-1} \delta(t-nT) \right\}$$

$$(12) \quad X^*(f) = X(f) * 1/T \sum_{n=0}^{N-1} \delta(f-n/T)$$

$$(13) \quad X^*(f) = 1/T \sum_{n=0}^{N-1} X(f) * \delta(f-n/T)$$

$$(14) \quad X^*(f) = 1/T \sum_{n=0}^{N-1} X(f-n/T)$$

sustituyendo a  $f$  por  $k/NT$  :

$$(15) \quad X^*(k/NT) = 1/T \sum_{n=0}^{N-1} X(k/NT - n/T)$$

igualando a (15) con (9) :

$$(16) \quad F^D \{ x(nT) \} = 1/T \sum_{n=0}^{N-1} X(k/NT - n/T)$$

sustituyendo a  $1/T$  por  $f^*$  :

$$(17) F^D \{ x(nT) \} = f^* \sum_{n=0}^{N-1} X(kf^*/N - nf^*)$$

pero como en esta expresión el término  $X(kf^*/N - nf^*)$  se hace cero para valores de  $n \neq 0$  (esto suponiendo que la frecuencia de muestreo  $f^*$  es por lo menos dos veces mayor al doble de la máxima frecuencia de la señal) la sumatoria se reduce a un solo término, para  $n=0$  :

$$(18) F^D \{ x(nT) \} = f^* X(kf^*/N)$$

de donde se despeja a  $X(kf^*/N)$  :

$$(19) X(kf^*/N) = 1/f^* F^D \{ x(nT) \}$$

sustituyendo a  $f^*$  por  $1/T$  :

$$(20) X(k/NT) = T F^D \{ x(nT) \}$$

y finalmente , si  $f = k/NT$  :

$$(21) X(f) = T F^D \{ x(nT) \}$$

expresión que relaciona la Transformada Discreta y la Transformada Continua de Fourier.

Del desarrollo se nota claramente que el error en esta aproximación viene dado por:

$$(22) E = \sum_{n=-1}^1 X(k/nT - n/T) \quad \text{para toda } n \neq 0$$

d) La Transformada Rápida de Fourier.

Existe un buen número de algoritmos para el cálculo "rápido" de la Transformada Discreta de Fourier, y todos ellos reciben el nombre genérico de "Fast Fourier Transform" (FFT), debido a que este fue el nombre con el que Cooley y Tukey dieron a conocer el primero de estos algoritmos en 1965 [11].

Dicho algoritmo consiste en lo siguiente:

Supóngase que se quiere evaluar la DFT de la siguiente secuencia:

$$x(nT) = \{ x(0), x(T), x(2T), \dots, x((N-1)T) \}$$

entonces, esta secuencia se puede dividir en otras dos secuencias:

$$(23) y(nT) = x(2nT)$$

$$(24) z(nT) = x((2n+1)T) \quad ; n = 0, 1, \dots, N/2 - 1$$

donde  $y(nT)$  consta de todos los elementos pares y  $z(nT)$  de todos los elementos noes de  $x(nT)$ . Estas nuevas secuencias tienen a su vez una DFT definida por:

$$(25) \quad F^D\{y(nT)\} = F^D\{x(2nT)\} = \sum_{n=0}^{N/2-1} x(2nT) e^{-j2\pi(2n)k/N}$$

$$= \sum_{n=0}^{N/2-1} x(2nT) e^{-j4\pi nk/N} \quad ; \quad k = 0, 1, \dots, N/2 - 1$$

$$(26) \quad F^D\{z(nT)\} = F^D\{x((2n+1)T)\}$$

$$= \sum_{n=0}^{N/2-1} x((2n+1)T) e^{-j2\pi(2n+1)k/N}$$

$$= \sum_{n=0}^{N/2-1} x((2n+1)T) e^{-j4\pi nk/N} e^{-j2\pi k/N}$$

$$k = 1, 2, \dots, N/2 - 1$$

y la DFT que nos interesa se puede expresar en función de las DFT's anteriores de la siguiente forma:

$$(27) \quad F^D\{x(nT)\} = \sum_{n=0}^{N/2-1} \left\{ x(2nT) e^{-j2\pi(2n)k/N} + x((2n+1)T) e^{-j2\pi(2n+1)k/N} \right\}$$

$$k=0, 1, 2, \dots, N/2 - 1$$

o bien:

$$(28) \quad F^D\{x(nT)\} = \sum_{n=0}^{N/2-1} x(2nT) e^{-j4\pi nk/N} + e^{-j2\pi k/N} \sum_{n=0}^{N/2-1} x((2n+1)T) e^{-j4\pi nk/N}$$

$$k=0, 1, 2, \dots, N/2 - 1$$

donde se puede hacer la sustitución:

$$(29) \quad F^D\{x(nT)\} = F^D\{y(nT)\} + e^{-j2\pi k/N} F^D\{z(nT)\}$$

$$k=0, 1, 2, \dots, N/2 - 1$$

para valores de  $k$  mayores a  $N/2 - 1$ , las DFT's de  $y(nT)$  y de  $z(nT)$  se repiten periódicamente por lo que, si sustituimos a  $n$  por  $n+N/2$  se obtiene la expresión para la segunda parte de la DFT de  $x(nT)$  :

$$\begin{aligned} (30) \quad F^D\{x((n+N/2)T)\} &= F^D\{y(nT)\} + e^{-j2\pi(k+N/2)/N} F^D\{z(nT)\} \\ & \quad k=0,1,2,\dots,N/2-1 \\ &= F^D\{y(nT)\} - e^{-j2\pi k/N} F^D\{z(nT)\} \\ & \quad k=0,1,2,\dots,N/2-1 \end{aligned}$$

y la expresión general es:

$$(31) \quad F^D\{x(nT)\} = F^D\{y(nT)\} + e^{-j2\pi k/N} F^D\{z(nT)\}$$

$$k=0,1,2,\dots,N/2-1$$

$$(32) \quad F^D\{x((n+N/2)T)\} = F^D\{y(nT)\} - e^{-j2\pi k/N} F^D\{z(nT)\}$$

$$k=0,1,2,\dots,N/2-1$$

Con las dos ecuaciones anteriores se pueden obtener los primeros y los últimos  $N/2$  puntos de la DFT de la secuencia  $x(nT)$  de  $N$  elementos a partir de las DFT's de las secuencias  $y(nT)$  y  $z(nT)$  de  $N/2$  elementos cada una. Sin embargo, éstas últimas DFT's también pueden ser obtenidas, a su vez, de otras DFT's de  $N/4$  elementos, y este proceso puede repetirse siempre que el número de elementos en la secuencia a transformar sea divisible entre 2.

Por lo anterior, si el tamaño de la secuencia original es  $N=2^r$  entonces se pueden realizar  $r$  reducciones de ese tipo hasta llegar al cálculo de la DFT de secuencias de un solo punto, lo cual es igual al mismo punto.

El cálculo de la DFT en su forma original requiere de  $N^2$  multiplicaciones. Este algoritmo reduce el número de multiplicaciones requeridas haciéndolo del orden de  $1/2 N \log_2(N)$  y es por ello que es tan rápido, con la desventaja de requerirse un número de elementos en la secuencia a transformar que sea potencia de 2.

#### IV.2 Densidad Espectral de Potencia

La densidad espectral de potencia  $X(f)$  de una señal  $x(t)$  se define como la transformada de Fourier de su función de autocorrelación :

$$X(f) = \int R(\tau) e^{-j2\pi f\tau} d\tau$$

La  $X(f)$  obtenida mide la distribución de la potencia de  $x(t)$  con respecto a la frecuencia ( $f$ ).

La determinación de la densidad espectral de potencia es una medida que resulta de gran utilidad para el análisis del EEG debido a que, como ya se explicó, el análisis tradicional del

electroencefalograma consiste en las determinación de las bandas de frecuencia predominantes en la señal. De ahí que, una vez obtenida la densidad espectral, la interpretación de los resultados no solo es directa, sino que además es cuantitativa y por lo mismo se presta para llevar ciertas estadísticas además de poder obtenerse reportes impresos con mucha información concentrada como es el caso de los arreglos espectrales (véase la sección VII.10).

#### IV.3 Coherencia

La coherencia es una función que se aplica a dos señales, para medir que tan parecidas son en frecuencia.

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 [14]. Otros ejemplos de la aplicación de la coherencia son la investigación de las relaciones talamo-corticales y de otras asociaciones cerebrales, la correlación entre hemisferios, etc.

Dadas las secuencias  $x[ ]$ ,  $y[ ]$ ; su coherencia se calcula como :

$$C(f) = \frac{\{ S_{xy}(f) \}^2}{S_{xx}(f) S_{yy}(f)}$$

donde :

- $f$  es la frecuencia
- $S_{xx}(f)$  es la densidad espectral de potencia de  $x[ ]$
- $S_{yy}(f)$  es la densidad espectral de potencia de  $y[ ]$
- $S_{xy}(f)$  es la densidad espectral de potencia cruzada de las secuencias  $x[ ]$ ,  $y[ ]$

En la sección anterior se explicó la teoría relacionada con el cálculo de  $S_{xx}(f)$  y de  $S_{yy}(f)$ . Por su parte  $S_{xy}(f)$  se define como la transformada de Fourier de la correlación cruzada de  $x[ ]$  con  $y[ ]$  :

$$S_{xy}(f) = \int R_{xy}(\tau) e^{-j2\pi f\tau} d\tau$$

De acuerdo a lo anterior, el coeficiente de coherencia es un número entre 0 y 1 cuya interpretación es la siguiente:

- Si  $C(f) = 1$  las dos secuencias tienen el mismo componente en su espectro en la frecuencia  $f$
- Si  $C(f) = 0$  el espectro de las dos señales es distinto para esa frecuencia en particular

#### IV.4 Filtros

En la técnica de potenciales provocados, 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 u otras. Tradicionalmente esto se realiza en dos etapas separadas (mediante filtrado analógico, capturando la señal primero para respuestas tempranas y después para tardías o viceversa) debido a que los filtros analógicos empleados (usualmente los filtros del polígrafo) no tienen forma de realizar un doble filtrado. Sin embargo, este proceso puede llevarse a cabo en una sola etapa de la captura y, mediante filtros digitales se separan dichas respuestas sobre ese mismo registro capturado. Para ello los filtros digitales empleados deben tener una respuesta lineal en fase porque, como ya se mencionó, resulta de interés primordial la forma de onda de la respuesta y las latencias de ciertos picos.

El filtrado de una señal consiste en suprimir, o atenuar lo más posible, las componentes de frecuencia de la señal original que se encuentren dentro de un rango específico y permitir el paso de las componentes de frecuencia que estén fuera de dicho rango.

De acuerdo a esto se tienen los siguientes tipos de filtros:

- Filtros Paso Bajas : Permiten el paso de frecuencias bajas y atenúan las frecuencias altas de la señal.
- Filtros Paso Altas : Atenuan las frecuencias bajas y permiten el paso de las frecuencias altas.
- Filtros Supresores de Banda : Suprimen las frecuencias dentro de un cierto rango y permiten el paso de las frecuencias por abajo y por arriba del rango de supresión.
- Filtros Paso Banda : Permiten el paso de las frecuencias dentro de un cierto rango y suprimen aquellas frecuencias que estén por abajo y por arriba del rango estipulado.

Existen además dos posibilidades para la implementación de un filtro : en forma analógica y en forma digital. Los filtros analógicos son más rápidos, pero los digitales tienen la ventaja de ser fácilmente modificables.

Dentro de los filtros digitales existen además dos modalidades que se explican a continuación [1]:

**Filtros Digitales Recursivos** : Emplean realimentación; es decir: la salida del filtro depende de la entrada actual y de las salidas anteriores del filtro. Normalmente ocupan menos memoria y son más rápidos que los filtros no recursivos. Sin embargo, presentan la desventaja de tener una respuesta en fase no lineal y, debido a la realimentación, pueden llegar a ser inestables.

**Filtros Digital No Recursivos** : No utilizan realimentación, de tal forma que la salida del filtro en un tiempo dado depende sólo de la entrada actual y de las entradas anteriores (no depende de ninguna salida anterior). Normalmente

requieren de más memoria y son más lentos que los filtros recursivos pero tienen la ventaja de tener una respuesta lineal en fase, además de que no son inestables.

Un filtro digital no recursivo se puede implementar de muchas formas. Sin embargo, una forma general y sencilla consiste en utilizar la FFT.

Dada una secuencia de números  $x[k]$  :

- 1) Se le aplica la FFT, obteniéndose la secuencia  $X[f]$  en el dominio de la frecuencia.
- 2) Se multiplica la secuencia  $X[f]$  por una ventana  $W[f]$  que atenúe las frecuencias no deseadas.
- 3) Se regresa al dominio del tiempo aplicando la FFT inversa

El filtrado obtenido con este procedimiento tiene una respuesta lineal en fase. Existen muchas funciones propuestas para  $W[f]$ . Una de ellas es [38]:

$$W(f-f_c) = 3/4B \left[ 1 - \left( (f-f_c)/B \right)^2 \right] \quad \text{si } \left| (f-f_c) \right| < B$$

$$W(f-f_c) = 0 \quad \text{de otra forma}$$

donde :

$f$  = frecuencia

$f_c$  = frecuencia central de la banda de paso del filtro

$B$  = banda de paso del filtro



## V.- Análisis de Componentes Principales

La técnica de componentes principales se utiliza para el análisis de potenciales provocados debido a que proporciona un medio para [2, 22, 23, 40] :

- Representar los resultados en una forma concisa.
- Encontrar los diferentes componentes de las señales sin asumir de antemano una forma particular para cada componente.
- Extraer componentes que son independientes unos de otros.
- Permitir medir la contribución de varios componentes a las respuestas observadas.

El análisis de componentes principales es una técnica que forma parte del análisis estadístico multivariado y su objetivo es obtener información de las relaciones de dependencia que existen entre las diversas variables de una población. Lo que se pretende es describir aquellos factores desconocidos que han generado la dependencia ó variación en las diferentes variables aleatorias. En otras palabras, las variaciones observables ó manifiestas se representan como una función de un número menor de factores "latentes" de variación.

Supóngase que las variables aleatorias de interés  $x_1 \dots x_p$  tienen cierta distribución multivariada con media el vector  $\mu$  y covarianza la matriz  $\Sigma$ .

De ésta población se obtiene una muestra de  $N$  observaciones independientes. Estas observaciones pueden escribirse en forma matricial como:

$$X = \begin{bmatrix} x_{11} & \dots & x_{1p} \\ \dots & \dots & \dots \\ x_{N1} & \dots & x_{Np} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_1^T \\ \vdots \\ x_N^T \end{bmatrix}$$

$$\text{donde } x_i^T = [ x_{i1} \dots x_{ip} ]$$

A partir de éstas muestras se estima a  $\Sigma$  por medio de la matriz de covarianza muestral  $S$  :

$$S = 1/(N-1) \sum_{h=1}^N (x_h - \bar{x}) (x_h - \bar{x})^T$$

$$= 1/(N-1) \sum_{h=1}^N x_h x_h^T - N \bar{x} \bar{x}^T$$

donde  $\bar{x}$  es la media muestral que se utiliza para estimar a  $\mu$  :

$$\bar{x} = 1/N \sum_{h=1}^N x_h$$

Toda la información que se requiere para el análisis de componentes principales está contenido en la matriz  $S$ , sin embargo se tienen dos posibilidades de acción :

- 1) Trabajar con  $S$ , es decir con varianzas y covarianzas, y realizar el análisis en las unidades originales de las variables aleatorias.
- 2) Trabajar con la matriz de correlación muestral  $R$ , en lugar de  $S$ , por medio de la siguiente transformación sobre los datos observados:

$$z_{ij} = (x_{ij} - \bar{x}_j) / s_j$$

donde

$$\bar{x}_j = 1/N \sum_{h=1}^N x_{hj}$$

es la media muestral de la variable aleatoria  $X_j$ , y  $s_j$  es su desviación estándar muestral.

Los componentes obtenidos a partir de  $S$  y de  $R$  no son, en general, los mismos (no es posible pasar de unos a otros por un simple escalamiento de coeficientes). En la mayoría de las aplicaciones de esta técnica se utiliza a  $R$ . En todo caso lo que se recomienda [34] es que cuando las diferentes variables aleatorias estén dadas en unidades distintas se utilice a  $R$ , y en caso contrario a  $S$ .

El primer componente principal de las observaciones  $X$  es aquella combinación lineal

$$Y_1 = a_{11}X_1 + \dots + a_{p1}X_p$$

$$= a_1^T X$$

de las variables aleatorias cuya varianza muestral

$$s_{Y_1}^2 = \sum_{i=1}^p \sum_{j=1}^p a_{ij} a_{ji} s_{ij}$$

$$= a_1^T S a_1$$

es la mayor de todos los vectores de coeficientes normalizados de tal forma que

$$a_1^T a_1 = 1$$

Se puede demostrar [30] que para que se cumpla lo anterior, el vector  $a_1$  no es otra cosa que el vector característico de  $S$  (o de  $R$ ) asociado al valor característico de mayor tamaño  $\lambda_1$ , el cual puede interpretarse (si el vector está normalizado) como la varianza muestral de  $Y_1$ . La importancia y utilidad del primer componente se mide por la proporción de este componente con respecto a la varianza total (mientras mayor sea  $\lambda_1$ , mayor será la varianza relacionada con el primer componente).

En general el  $j$ -ésimo componente principal de la muestra de una población de  $p$  variables es la combinación lineal:

$$Y_j = a_{1j}X_1 + \dots + a_{pj}X_p$$

cuyos coeficientes son los elementos del vector característico asociado al  $j$ -ésimo valor característico más grande.

El signo y magnitud de  $a_{ij}$  indica la dirección e importancia de la contribución de la  $i$ -ésima variable aleatoria al  $j$ -ésimo componente.

Existe otra interpretación estadística de los componentes principales:

La covarianza muestral de las variables aleatorias con el  $j$ -ésimo componente está dada por el vector-columna:

$$S a_j = \lambda_j a_j$$

y la covarianza de la  $i$ -ésima variable con  $Y_j$  es simplemente  $\lambda_j a_{ij}$ . Si dividimos entre la desviación estándar del componente y de la variable tenemos la expresión:

$$(a_{ij} \lambda_j)^{1/2} / s_i$$

que representa la correlación de los productos de los

momentos de la  $i$ -ésima variable aleatoria y el  $j$ -ésimo componente. Si los componentes se han obtenido a partir de  $R$ , la correlación de las variables con el  $j$ -ésimo componente están dadas en el vector  $(\lambda_j)^{1/2} a_j$ .

Los vectores  $(\lambda_i)^{1/2} a_i$  guardan una gran relación con la matriz de covarianza o de correlación de la cual han sido extraídos. Por el teorema de diagonalización se tiene que la matriz simétrica  $S$  puede escribirse como:

$$S = PD(\lambda_i)P^T$$

donde  $P$  es una matriz ortogonal y  $D(\lambda_i)$  es la matriz diagonal con los valores característicos de  $S$ . Si tomamos como columnas de  $P$  a los vectores característicos de  $S$ , tenemos que:

$$S = PD((\lambda_i)^{1/2})D((\lambda_i)^{1/2})P^T$$

y si introducimos a:

$$L = PD((\lambda_i)^{1/2})$$

entonces las columnas de  $L$  "reproducen" a  $S$  por la relación:

$$\begin{aligned} S &= \lambda_1 a_1 a_1^T + \dots + \lambda_r a_r a_r^T \\ &= LL^T \end{aligned}$$

El rango  $r$  de  $S$  puede ser menor a  $p$ . Por este último resultado el análisis de componentes principales es equivalente a la factorización de  $S$  como el producto de la matriz  $L$  y su transpuesta (tal como ocurre con la técnica de Análisis Factorial), sin embargo, en el caso de los componentes principales, esta factorización es única (incluyendo el signo de los coeficientes) por que los componentes han sido escogidos para fraccionar ortogonalmente a la varianza total en partes sucesivamente más pequeñas y, si estas partes son distintas, solo un conjunto de vectores de coeficientes cumplirá con dichas condiciones.

Si los componentes han sido extraídos de  $R$ , la suma de los valores característicos será igual a la traza de  $R$ :

$$\text{tr } R = p$$

Y la proporción a la varianza total atribuible al  $j$ -ésimo componente será  $\lambda_j/p$ .

La suma de los cuadrados de las correlaciones  $a_{ij}(\lambda_i)^{1/2}$  de las variables aleatorias en ese componente será la componente de la varianza  $\lambda_i$ .

Si los primeros  $r$  componentes explican una buena parte de la varianza total, pueden ser evaluados para cada sujeto o unidad de muestreo y utilizados en análisis posteriores en lugar de las variables aleatorias originales.

Si se utilizó a  $S$ , los componentes del  $i$ -ésimo sujeto son:

$$y_{i1} = a_1^T(x_i - \bar{x}), \dots, y_{ir} = a_r^T(x_i - \bar{x})$$

donde  $x_i$  es el  $i$ -ésimo vector de observaciones y  $\bar{x}$  es el vector de media muestral.

Los componentes para cada individuo pueden escribirse entonces como la matriz de  $N \times r$  :

$$Y = (I - 1/N E) X A$$

donde  $X$  es la matriz de datos,  $E$  es la matriz de  $N \times N$  con unos en todas sus posiciones y  $A$  es la matriz  $p \times r$  cuyas columnas son los primeros  $r$  vectores característicos.

Si los  $a_i$  fueron extraídos de  $R$ , entonces sus correspondientes componentes se calcularían a partir de las observaciones estandarizadas. De tal forma que los componentes para el  $i$ -ésimo sujeto serían:

$$y_{i1} = a_1^T z_i, \dots, y_{ir} = a_r^T z_i$$

donde  $z_i$  es el vector cuyo  $j$ -ésimo elemento está dado por:

$$z_{ij} = (x_{ij} - \bar{x}_j) / s_j$$

Se ha dicho que una cualidad de la técnica de componentes principales es el poder resumir la mayoría de la varianza de un sistema multivariado en un número menor de variables. Pero siempre que solo se consideren  $r < \rho$  componentes en el análisis se tendrá un porcentaje de la varianza total sin explicar. El punto es como determinar el número de componentes a extraer para tener una buena descripción del sistema.

En la práctica [34] regularmente se toma un porcentaje mínimo de varianza total que se desea explicar (el 75 % o más), y algunos autores recomiendan que si esa porción no puede ser explicada por los primeros 4 ó 5 componentes, es usualmente inútil continuar con el análisis, dado que la interpretación de los componentes resulta extremadamente difícil.

## Parte B : DESARROLLO

### VI.- Manejo de Archivos

Los tres sistemas realizados (EEG, potenciales provocados y EMG) funcionan de acuerdo al esquema de la figura 2A. La comunicación entre cada "etapa" de los sistemas (captura, análisis y reportes) se lleva a cabo mediante archivos. Asimismo se consideró indispensable el otorgar la posibilidad de que los resultados generados pudieran ser leídos con facilidad por otros programas y por ello se implementó la opción de crear archivos tipo texto.

Como se puede apreciar, el número de archivos que se generan en cada sistema (y que se explican en las secciones siguientes) es elevado, por lo que, considerando además que en MS-DOS el nombre de un archivo puede contener cuando más 8 caracteres, tenemos el problema de dar nombres significativos a cada archivo.

De acuerdo a los médicos e investigadores, un nombre representativo para un archivo debe contener numerosos datos; el nombre del sujeto, la fecha de la captura, el canal de que se trate, el tipo de estudio, el arreglo de electrodos, la droga empleada, etc. Por ello se decidió implementar un sistema de archivos que permite utilizar nombres de hasta 50 caracteres, además de poder repetir el mismo nombre para dos archivos de diferente tipo. La implementación se basó en la creación de un archivo tipo "directorío" en cada disco de datos (figura 2B).

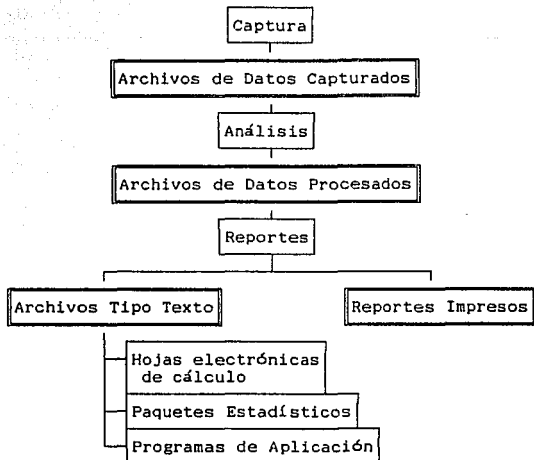
Este directorío contiene una lista con los nombres dados por el investigador, los nombres de los archivos con los que están guardados los datos en disco y el tipo de archivo correspondiente a cada nombre. De tal forma que el sistema se encarga de mediar entre los nombres dados por el usuario y los nombres en disco de los datos, haciendo este proceso completamente transparente para el usuario.

De acuerdo a lo anterior, dentro de cada sistema (EEG, potenciales provocados ó EMG) se implementó el módulo de "Utilerías", el cual cuenta con las opciones de:

- Preparar un disco para datos : Esta opción consiste únicamente en la creación del archivo directorío en un disco previamente formateado.
- Manejo de Archivos : Permite al usuarios borrar y renombrar archivos.

Para recuperar un archivo creado previamente no es necesario dar el nombre completo, ya que aparecen en la pantalla los nombres y se pueden seleccionar con la ayuda de un cursor.

A)



B)

Nombre de 50 caracteres (dado por el usuario)	Nombre de 8 caracteres (del archivo en disco)	Tipo de Archivo
Nombre usuario 1	Nombre en disco 1	Tipo
Nombre usuario 2	Nombre en disco 2	Tipo
.....		
Nombre usuario 50	Nombre en disco 50	Tipo

Figura # 2

- A) Diagrama del flujo de información para los tres sistemas : EEG, Potenciales Provocados y EMG
- B) Estructura de los archivos tipo directorio

## VII.- Análisis del Electroencefalograma

### VII.1 Estructura del Sistema

En la figura 3 se presenta el diagrama de bloques del equipo necesario para el registro y análisis del EEG. Durante la captura, la señal proveniente de los electrodos puestos en el sujeto pasa por : a) un sistema de amplificadores y filtros (regularmente integrados en un polígrafo), b) por el convertidor A/D de la tarjeta Lab-Master para ser tomados por la computadora; misma que se encarga de guardar las muestras, escalar la señal y graficarla en la pantalla (véase sección VII.5). El bloque de "Calibrador" corresponde a un generador de pulsos y se utiliza para cuantificar la ganancia de cada canal (véase la sección VII.3).

En la figura 4 se presenta el diagrama de los módulos principales del programa encargado de la captura y análisis del EEG. Se puede apreciar que el menú principal está dividido en las siguientes opciones :

- Adquisición : Este módulo del programa se encarga de la captura de la señal y consta de varias opciones que se explican en las secciones siguientes. Como resultado de cada captura se crea uno o más archivos que pueden ser leídos posteriormente para realizar cualquiera de los análisis con que cuenta el sistema.
- Densidad Espectral, Correlación y Coherencia : Estos módulos se encargan de procesar los datos capturados y generan archivos que pueden ser leídos desde el módulo de reportes.
- Reportes : Este módulo permite generar diversos reportes a partir de los datos previamente procesados.
- Utilerías : Este módulo permite realizar diversas operaciones sobre los archivos del sistema (véase sección VI)

En las secciones siguientes se explican con más detalle cada uno de los módulos y submódulos del programa.

### VII.2 Parámetros de Captura

Para fines prácticos se decidió agrupar la información capturada en conjuntos de muestras a los que se les denominó ensambles. El número de muestras que constituyen cada ensamble (que debe ser una potencia de 2), el número de ensambles a capturar, la frecuencia de muestreo y el número de canales (de uno a ocho) forman los parámetros que debe fijar el usuario antes de cada captura.

Una vez que el investigador ha fijado sus parámetros de captura el sistema le permite grabarlos en disco para volver a utilizarlos en otra sesión.

La capacidad del sistema para la cantidad de información a



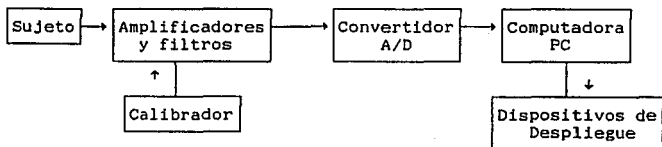


Figura # 3

Diagrama de bloques del equipo necesario para el registro del EEG y del EMG

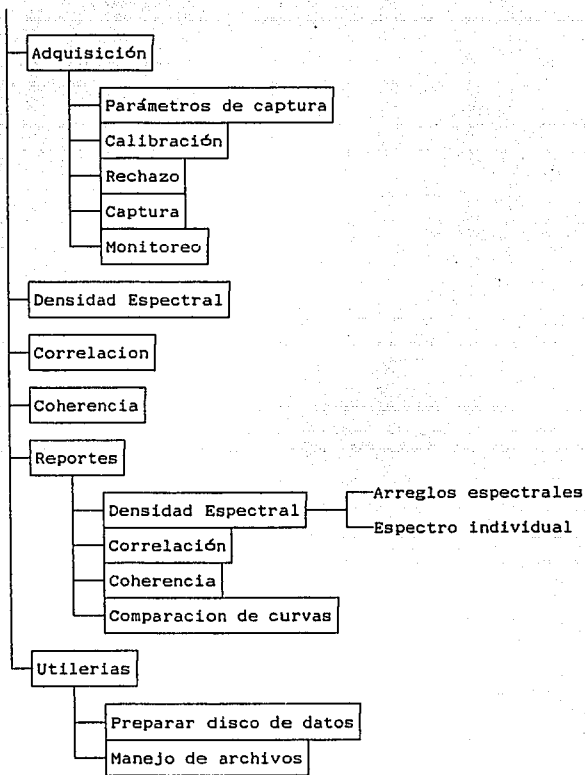


Figura # 4

Diagrama de Módulos del Sistema de EEG

capturar está limitada únicamente por el tamaño de la memoria principal de la computadora de la siguiente forma:

$$N = bECn$$

Donde:

- N = Número de bytes requeridos para la captura.
- C = Número de canales a capturar.
- n = Número de muestras por ensamble.
- E = Número de ensambles a capturar por cada canal.
- b = Número de bytes por muestra (en este caso 2).

De cualquier manera el sistema verifica si existe suficiente memoria libre como para realizar la captura con los parámetros que solicita el investigador y en caso negativo despliega un mensaje para modificar los parámetros de la adquisición.

### VII.3 Calibración

El sistema permite la calibración de cada uno de los canales que se vayan a capturar. Este proceso requiere de un pulso de amplitud conocida que es capturado, detectado y graficado por la computadora. También se muestran en la pantalla dos líneas que indican la basal y la amplitud del pulso. Estas líneas pueden ser desplazadas por el usuario en caso de que considere que no fueron ubicadas por la computadora en la mejor posición. La calibración se almacena en disco y puede utilizarse en sesiones posteriores. En la figura 5 se presenta la pantalla de calibración tal como la ve el usuario.

La utilidad de la calibración estriba en que la señal de EEG pasa normalmente por uno o más amplificadores antes de llegar al convertidor A/D de la tarjeta Lab-Master. Ello hace que la ganancia total sea muy variable, por lo que al hacer pasar el pulso de calibración por las mismas etapas de amplificación se puede estimar la ganancia total y tomarla en cuenta para la interpretación de la entrada A/D (figura 3).

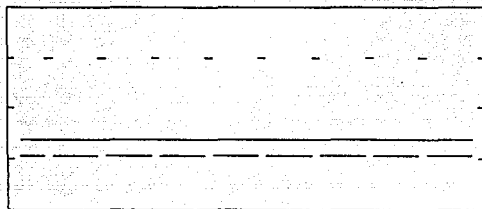
### VII.4 Rechazo

Durante la captura se pueden eliminar los ensambles que sobrepasan los límites de amplitud de una ventana. El rechazo se aplica en tiempo real al canal 15 del convertidor A/D, 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 (Fig 6).

### VII.5 Captura

El sistema captura de uno a ocho canales y grafica en tiempo real uno de ellos (Fig 7). Sin embargo, permite seleccionar por teclado (también en tiempo real) el canal que se desee observar.

CALIBRACION DEL CANAL 15  
120.01 Hz

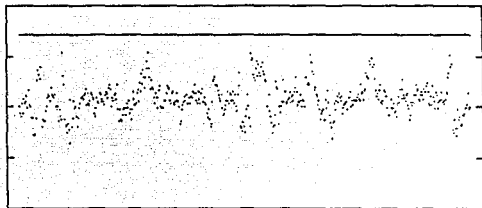


Línea Basal: ↑↓ para mover    <RETURN> para fijar    <ESC> para suspender

Figura # 5

Pantalla de Calibración del Canal 15

FIJACION DEL NIVEL DE RECHAZO EN EL CANAL 15  
128.01 HZ



Limite Superior: ↑ ↓ para mover. (RETURN) para fijar (ESC) para suspender

Figura # 6

Pantalla para fijar nivel de rechazo

8 CANALES  
200.00 HZ

CANAL: 8 9 10 11 12 13 14 15

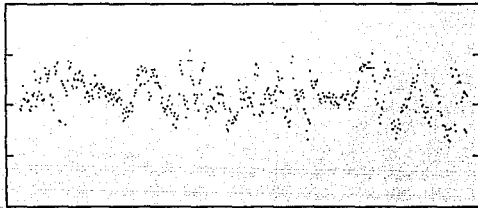


Figura # 7

Pantalla de Captura del Sistema de EEG

Al inicio de la captura se programa al contador 5 del timer AM9513 para obtener la frecuencia requerida y al convertidor A/D para que capture el número de canales solicitados y para que dispare cada conversión con el external start.

El proceso de captura se implementó en lenguaje ensamblador y consta básicamente de las siguientes tareas:

- 1) Programación del contador 5 del timer
- 2) Se espera a que se realice una conversión A/D (bandera de DONE)
- 3) Se lee la muestra obtenida y se guarda en memoria.
- 4) Se verifica si la muestra obtenida corresponde al canal que se está graficando y en caso afirmativo se escala y grafica en pantalla el nuevo dato, borrándose el punto anterior de la pantalla. El punto graficado se guarda en un arreglo para ser borrado posteriormente.
- 5) Se verifica si se ha oprimido alguna tecla, en cuyo caso, si es ESC se suspende la captura y si es cualquier otra tecla se pasa a graficar el siguiente canal.
- 6) Se repiten los pasos 2 al 5 hasta acumular el número de muestras solicitado.

Este proceso funciona de tal forma que cada pantalla graficada corresponde a un ensamble capturado.

Una vez que se han fijado los parámetros de captura y que se ha realizado la adquisición de los canales solicitados, el sistema separa las muestras por cada canal y pide al usuario que teclee el nombre del archivo donde se guardará la información capturada.

Por cada canal se guarda, junto con los datos de captura, el nombre del sujeto, los parámetros de captura y un factor de calibración (figura 8). Estos archivos son los que se utilizan como datos de entrada para los diferentes análisis con que cuenta el sistema.

## VII.6 Monitoreo

Este módulo permite al investigador monitorear cualquiera de los canales del convertidor A/D sin capturar las señales. Esto resulta de gran utilidad cuando se desea revisar alguna conexión y no se cuenta con un osciloscopio comercial.

La programación de este módulo se realizó en lenguaje ensamblador y consiste básicamente en el siguiente proceso :

- 1) Se programa la tarjeta para captura de datos
- 2) Se lee una muestra del convertidor
- 3) Se borra el punto anterior en la pantalla
- 4) Se escala y grafica la nueva muestra

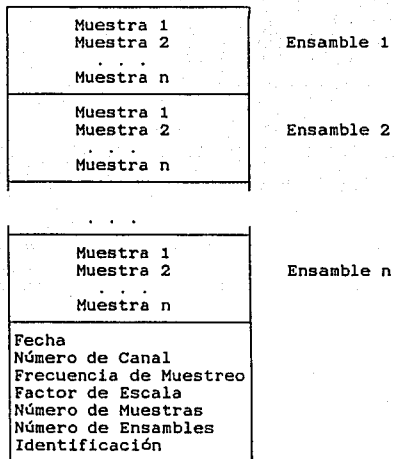


Figura # 8

Estructura de los archivos de datos capturados del sistema de EEG



- 5) Se verifica si se ha tecleado "ESC" y, en caso contrario, se repite desde el paso 2

La graficación en pantalla se realiza mediante el acceso directo al "buffer" del video de la computadora (véase el ejemplo de la sección X).

### VII.7 Correlación

El usuario puede aplicar el análisis de correlación sobre un par de ensambles de cualquier captura realizada, aún de diferente disco de datos. Para ello se despliegan en pantalla los nombres de todos los archivos de datos capturados y se deja al investigador escoger uno de ellos mediante las teclas de flechas verticales.

Una vez que se ha seleccionado un archivo de datos, el programa permite al usuario ver la grafica de cualquiera de los ensambles capturados mediante las flechas horizontales, hasta que elija uno de ellos mediante la tecla de «RETURN». La misma operación se realiza para elegir al segundo ensamble (Fig. 9).

Cuando ya se tienen los dos ensambles, el sistema calcula la correlación y pide al usuario el nombre con que se guardará el archivo de resultados (figura 10), mismo que puede ser leído desde la parte de reportes.

### VII.8 Densidad Espectral

Con forme al planteamiento teórico que se presentó en la sección IV, el procedimiento que se siguió para aproximar la densidad espectral de potencia del EEG a partir de un conjunto de "n" muestras y con un intervalo de muestreo de T segundos es el siguiente:

Dada la secuencia de muestras  $x[kT]$ ,  $k= 0 \dots n-1$  :

- 1) Se calcula la autocorrelación de  $x[kT]$  :

$$R[i] = \sum_{k=0}^{n-1-i} x[kT]x[kT+iT]$$

- 2) Se multiplica a  $R[i]$  por la ventana  $w[i]$  :

$$R_w[i] = R[i] w[i]$$

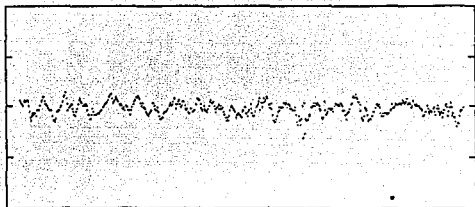
$$\text{donde } w[i] = 1/\sqrt{i} P_T(i) \text{ Cos}(\pi i/2T)$$

y  $P_T(i)$  es un pulso de amplitud T, centrado en i

- 3) Se calcula la transformada rápida de fourier de  $R_w[i]$

$$X^* [f] = F ( R_w[i] )$$

Fecha de hoy:20/07/88



EEG: Correlacion

Ensamble: 2

(RETURN) para elegir el ensamble

(ESC) para suspender

Figura # 9

Pantalla para elegir un ensamble

Coeficiente 1
Coeficiente 2
...
Coeficiente n
Fecha
Número de Canal
Frecuencia de Muestreo
Factor de Escala
Número de Muestras
Número de Ensamblés
Identificación

Figura # 10

Estructura de los archivos de Correlación y Coherencia del sistema de EEG

- 4) Se multiplica por el intervalo de muestreo para aproximar a la transformada continua.

$$X[f] = T X^* [f]$$

Para efectuar este análisis el investigador puede elegir cualquier archivo de datos capturados, produciéndose un archivo con los resultados del cálculo de la densidad espectral de todos los ensambles (figura 11). Mismo que puede ser llamado desde la parte de reportes.

Con una computadora sin coprocesador aritmético y con reloj de 4.7 MHz (el mas 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 coprocesador 8087 y aun más si la computadora trabaja con un reloj a mayor frecuencia. Esto se debe a que el cálculo de la autocorrelación se implementó en ensamblador.

### VII.9 Coherencia

Para éste análisis el investigador elige, en forma similar a la parte de correlación, dos ensambles de cualquier captura realizada. Entonces el sistema procede a : a) calcular de la densidad espectral de cada ensamble (utilizando el mismo proceso que se explicó en VII.6), b) calcular el espectro cruzado (mediante el mismo proceso, pero con la correlación cruzada en lugar de la autocorrelación) y c) la obtención del cociente :

$$C[f] = \frac{(S_{xy}[f])^2}{S_{xx}[f] S_{yy}[f]}$$

donde :

$S_{xy}[f]$  es la densidad espectral cruzada de los dos ensambles

$S_{xx}[f]$  es la densidad espectral del primer ensamble

$S_{yy}[f]$  es la densidad espectral del segundo ensamble

El resultado se guarda con el nombre que el investigador desee (figura 10). Este archivo puede ser leído desde la parte de reportes.

### VII.10 Reportes

#### a) Arreglos espectrales

Este tipo de reporte fué propuesto por Bickford, Fleming y Billinger en 1971 [26], se realiza únicamente sobre los resultados del análisis de densidad espectral y consiste en la

Dato 1 Dato 2 . . . Dato n	Densidad Espectral del Ensamble 1
Dato 1 Dato 2 . . . Dato n	Densidad Espectral del Ensamble 2
. . .	
Dato 1 Dato 2 . . . Dato n	Densidad Espectral del Ensamble n
Fecha Número de Canal Frecuencia de Muestreo Factor de Escala Número de Muestras Número de Ensamblés Identificación	

Figura # 11

Estructura de los archivos de Densidad Espectral del sistema de EEG

presentación secuencial de gráficas de densidad espectral de ensambles sucesivos. Las gráficas se ponen una detrás de otra utilizando la técnica de eliminación de líneas ocultas para dar la sensación de profundidad (Fig. 12). Se permite al usuario 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. Estas estadísticas también pueden guardarse en un archivo tipo texto, por si se desea su procesamiento mediante algún otro programa.

En la figura 13 se presenta un reporte impreso de este tipo.

#### b) Correlación, coherencia y espectro individual

En este tipo de reporte se elige una sola gráfica, ya sea el resultado de una correlación, una coherencia ó bien uno de los ensambles del análisis de densidad espectral de potencia. El sistema presenta en pantalla la gráfica y debajo de ella las lecturas correspondientes a dos cursores que se mueven sobre la curva (figuras 14, 15 y 16). El usuario puede unir con líneas todos los puntos graficados, guardar toda la grafica para ser comparada (véase el inciso siguiente) y 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.

Existe 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 un espectro individual además se presenta la potencia contenida entre los dos cursores. También en este caso se permite al investigador crear un archivo tipo texto con todas las estadísticas que aparecen en el reporte impreso. Este archivo puede ser leído desde algún otro programa para análisis o estadísticas posteriores.

En las figura 17 se presenta un reporte impreso del análisis de correlación.

#### c) Comparación de curvas

Este módulo permite al investigador desplegar varias gráficas en una sola pantalla, moverlas y escalarlas a su gusto (Fig. 18). Cualquier gráfica individual que se halla almacenado para comparar puede ser llamada desde este módulo.

Este reporte resulta de utilidad cuando se quiere observar la evolución de un sujeto o bien los cambios que se presentan bajo distintas condiciones de estudio.

Fecha de hoy:28/07/88

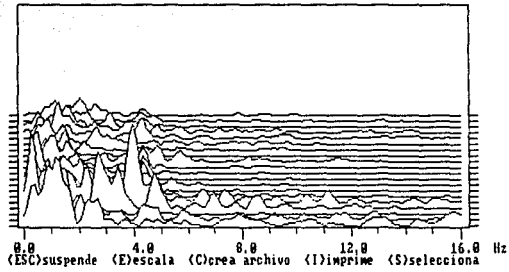
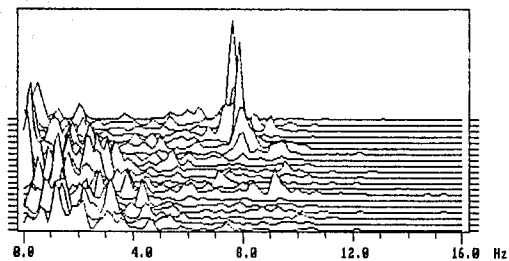


Figura # 12

Pantalla de Reportes de Arreglos Espectrales



Sujeto : XXXXXXXXXX  
 Fecha de captura : 22/06/88  
 Frecuencia de muestreo : 64.00 Hz  
 Número de muestras por ensamble : 512  
 Número de ensambles : 20  
 Canal : 15

Estadísticas de Todo el Registro :

Frecuencia media (1 a 30 Hz): 4.530 Hz  
 Frecuencia media (4 a 20 Hz): 7.759 Hz

Banda (Hz)	Potencia	% Potencia	Coefficiente de Potencia
1 - 3.9	9507.042	58.574	0.346
4 - 7.9	4078.931	25.131	-1.092
8 - 9.9	1531.774	9.437	-2.261
10 - 12.9	746.371	4.598	-3.032
13 - 19.9	366.662	2.259	-3.767
20 - 30	0.000	0.000	---

Figura # 13

Reporte Impreso de Arreglos Espectrales



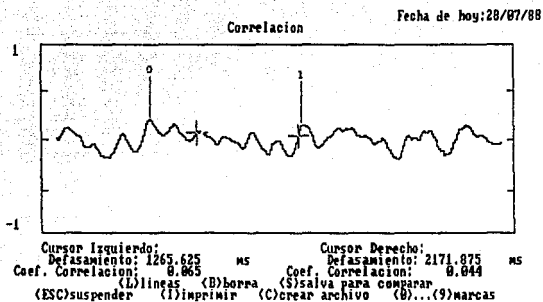
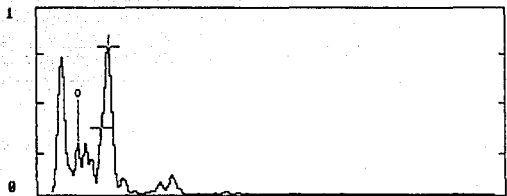


Figura # 14

Pantalla de Reportes de Correlación

Coherencia

Fecha de hoy:28/07/88



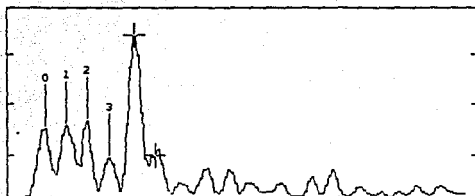
Cursor Izquierdo:	3.625	Hz	Cursor Derecho:	4.125	Hz
Frecuencia :	0.367		Frecuencia :	0.797	
Coef. Coherencia :			Coef. Coherencia :		
(L)lineas	(B)borra	(S)salva para comparar			
(ESC)suspender	(I)imprimir	(C)crear archivo	(0)...(9)marcas		

Figura # 15

Pantalla de Reportes de Coherencia

Densidad Espectral

Fecha de hoy:28/07/88



Cursor Izquierdo:		Cursor Derecho:	
Frecuencia :	3.875 Hz	Frecuencia :	4.625 Hz
Potencia :	31.957	Potencia :	8.447

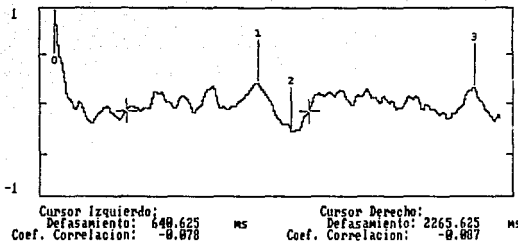
(L)lineas (B)borra (\$)salva para comparar  
(ESC)suspende (E)escala (C)crea archivo (I)imprime (O)..(9)marcas

Figura # 16

Pantalla de Reportes de Espectro Individual

Fecha de hoy: 27/07/88

Correlación



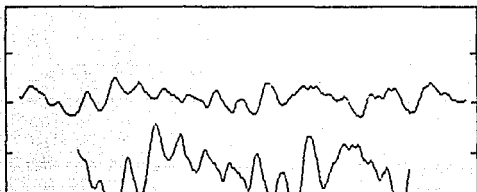
Sujeto : [REDACTED]  
Frecuencia de muestreo : 64.00 Hz  
Número de muestras por ensamble : 512

- 0 : Defasamiento : 0.000 ms  
C. Correlación : 1.000
- 1 : Defasamiento : 1812.500 ms  
C. Correlación : 0.211
- 2 : Defasamiento : 2093.750 ms  
C. Correlación : -0.298
- 3 : Defasamiento : 3750.000 ms  
C. Correlación : 0.161

Figura # 17

Reporte Impreso de Correlación

Fecha de hoy:28/07/88



↑↓ mueve curva (\$)selecciona otra curva  
(ESC)suspende (I)imprime (E)escala (+),(-)controla movimiento (B)

Figura # 18

Pantalla de Comparación de Curvas

## VIII.- Análisis de Potenciales Provocados

### VIII.1 Estructura del Sistema

Las figuras 19 y 20 representan las dos posibles configuraciones del equipo empleado para el sistema de registro de potenciales provocados dependiendo de la forma en que se desee controlar el estímulo aplicado (véase sección VIII.2).

Por su parte la figura 21 presenta el diagrama de los módulos más importantes del programa correspondiente, mismos que se explican a detalle en las siguientes secciones.

### VIII.2 Parámetros de Captura y Control del Estímulo

El sistema está diseñado para adaptarse a diversos tipos de estimuladores; para aquéllos que pueden ser controlados mediante un pulso externo (figura 19) y para aquellos que producen un pulso de sincronía cada vez que se emite un estímulo (figura 20). Es así que se implementaron las siguientes opciones:

- 1) Disparo por teclado : el programa espera a que se oprima cualquier tecla para proceder a controlar, via el convertidor digital analógico el estímulo y capturar un potencial provocado (es necesario especificar tanto la amplitud como la duración del estímulo).
- 2) Disparo interno : (figura 19) En este caso la computadora lleva el control de los estímulos (amplitud y duración) y se permite elegir al usuario entre dos modalidades : estimulación a un intervalo fijo (en cuyo caso el investigador fija el número de estímulos por segundo) y estimulación a intervalos aleatorios (para lo cual el usuario fija el número mínimo y máximo de estímulos por segundo, y el programa se encarga de generar retardos en forma aleatoria).
- 3) Disparo externo : en este caso el control del estímulo se realiza por medio de un estimulador externo y el sistema sólo espera por un pulso de sincronía (figura 20). Para ello se monitorea uno de los canales del convertidor A/D hasta que la entrada sobrepase un umbral previamente fijado y entonces realiza la captura del potencial.

El control del estímulo por la computadora se realiza mediante el convertidor D/A (controlando la amplitud) y un retardo implementado via el AM9513 (controlando la duración).

Tomando en cuenta lo anterior, los parámetros de captura que se deben fijar son los siguientes:

- 1) Número de canales : De uno a cuatro.

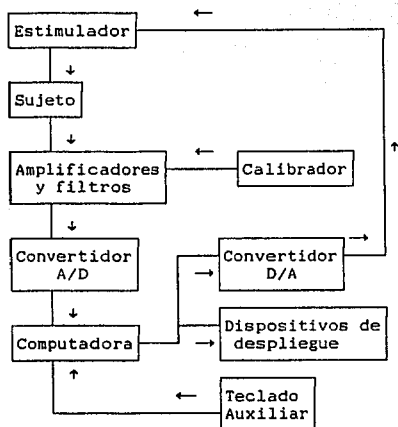


Figura # 19

Diagrama de Bloques del Sistema de Registro de los Potenciales Provocados (control del estímulo por computadora)

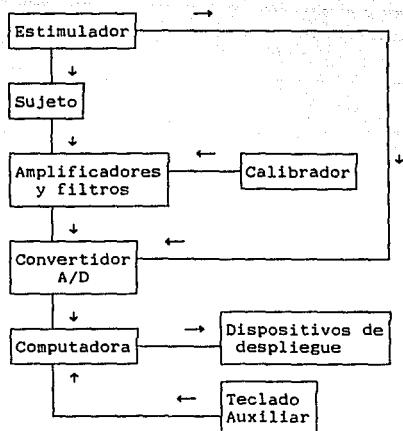


Figura # 20

Diagrama de Bloques del Sistema de Registro de los Potenciales Provocados (control externo del estímulo)



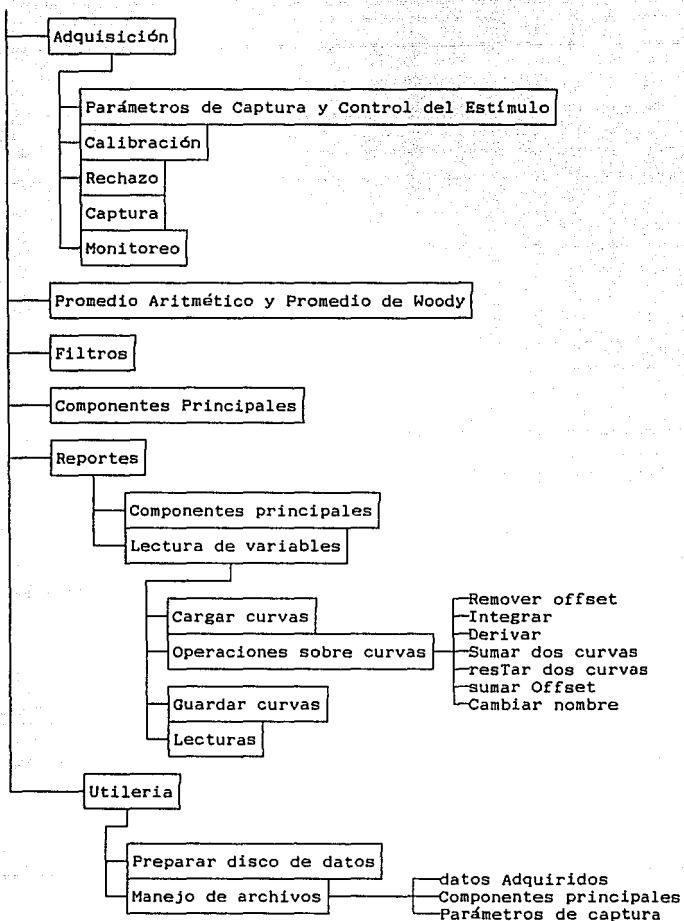


Figura # 21

Diagrama de Módulos del Sistema de Potenciales Provocados

- 2) Tiempo de captura por respuesta : En este tiempo el programa se encargará de capturar las 512 muestras, que constituyen un potencial provocado.
- 3) Número de respuestas a capturar : El sistema permite dos variantes, ya sea la captura de respuestas individuales (en cuyo caso el número de respuestas posibles está limitado al tamaño de la memoria principal) ó bien el cálculo en tiempo real del promedio (en donde el número de respuestas máximo es 10,000). Se implementó el promedio en tiempo real debido a que es la técnica de análisis utilizada más frecuentemente en el estudio de los potenciales provocados.
- 4) El tipo de disparo : Por teclado, externo ó interno.

### VIII.3 Calibración y Rechazo

Al igual que en el módulo de electroencefalograma, la calibración se puede realizar sobre cualquier canal. La forma de realizar la calibración es igual a la descrita en la sección VII.3 y VII.4.

Durante la captura es posible eliminar las respuestas que se salgan de un límite superior y otro inferior que pueden ser fijados antes de la captura. El rechazo se aplica en tiempo real sobre todos los canales que se estén muestreando, eliminando así los potenciales con posibles artefactos de movimiento. Los límites de amplitud son fijados por el investigador mediante la digitalización y despliegue de un ensamble de la señal y la manipulación de dos líneas de forma similar a la fijación del rechazo en el Electroencefalograma.

### VIII.4 Captura y Monitoreo

De acuerdo con lo que se explicó en la sección VIII.2 la captura de potenciales provocados representa un proceso cíclico que involucra los siguientes pasos:

- 1) Presentación del estímulo, cualquiera que sea su tipo, al sujeto de estudio durante el tiempo que desee el investigador.
- 2) Espera de un cierto tiempo después de presentado el estímulo y antes de capturar el potencial asociado (este tiempo de espera puede ser cero).
- 3) Captura del potencial provocado, el cual consiste de 512 muestras.
- 4) Espera de un tiempo después de terminar la captura y antes de la presentación del siguiente estímulo.

Este proceso se repite hasta capturar tantos potenciales como se deseen.

Durante la captura se grafica en pantalla el canal que el investigador elige en tiempo real. Para el caso de que se estén capturando promedios se puede escoger entre la graficación de los potenciales individuales ó bien del promedio, siendo este último recalculado con cada respuesta (Fig 22). Debido a que las frecuencias de muestreo en potenciales provocados son muy altas, sobre todo para el caso de potenciales de latencia corta, la graficación se realiza entre el termino de la captura de un potencial y la captura del siguiente.

Una vez que se han capturado las respuestas individuales ó los promedios, el sistema separa las muestras por canales y pide al usuario el nombre con el que se guardarán los datos. Creándose así un archivo por cada canal que puede ser leído desde la parte de reportes (figuras 23 y 24).

La captura de respuestas individuales es necesaria porque algunos de los análisis se aplican únicamente a un conjunto de varios potenciales.

Debido a que las frecuencias de muestreo empleadas en Potenciales Provocados son mucho mayores que las del EEG resultó inadecuado monitorear el teclado de la computadora durante la captura. Esto se debe al hecho de que para leer el teclado de la PC es necesario llamar a la interrupción 21H del sistema operativo [16] y este proceso resultó ser demasiado lento. Por ello se decidió utilizar un teclado auxiliar de 12 teclas de membrana fabricado por "Rapid Circuit". Este teclado auxiliar está construido con forme a un arreglo matricial por lo que únicamente fué necesario conectar las líneas provenientes del teclado al puerto A del Intel 8255A (puerto paralelo) de la tarjeta Lab Master y realizar la decodificación de las líneas por programa. Esta implementación permitió tener interacción con el usuario durante la captura y obtener frecuencias de muestreo mucho mayores.

En cuanto el monitoreo, se implentó de tal forma que funciona igual que la captura recién descrita, con la única diferencia de que no guarda las muestras correspondiente.

#### VIII.5 Promedio Aritmético y Promedio de Woody

En la sección VIII.4 se explicó que en la captura se puede elegir entre el cálculo en tiempo real del promedio ó la captura de potenciales individuales. En el caso del promedio en tiempo real también se calcula la desviación estandar, punto a punto, de las 512 muestras.

Si se optó por la captura de respuestas individuales, el sistema permite el cálculo, fuera de línea, del promedio y desviación estandar, y el archivo a que se dá origen es igual al que se obtendría si se hubiese elegido la opción de captura de promedios en la parte de adquisición (figura 24).

Para el cálculo del promedio fuera de línea el usuario debe escoger un archivo de captura de potenciales individuales y el sistema produce un archivo de promedios similar a los obtenidos directamente durante la captura.

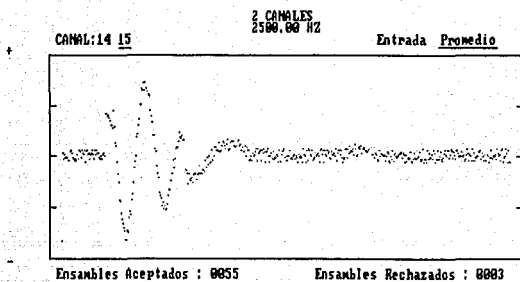


Figura # 22

Pantalla de Captura y Cálculo del Promedio de  
Potenciales Provocados

Muestra 1 Muestra 2 . . . Muestra 512	Respuesta 1
Muestra 1 Muestra 2 . . . Muestra 512	Respuesta 2
. . .	
Muestra 1 Muestra 2 . . . Muestra 512	Respuesta n
Fecha Número de Canal Frecuencia de Muestreo Factor de Escala Tipo de Estímulo Número de Respuestas Identificación	

Figura # 23

Estructura de los archivos de datos adquiridos del sistema de Potenciales Provocados (Respuestas Individuales)

Muestra 1
Desviación Estandar 1
Muestra 2
Desviación Estandar 2
Muestra 512
Desviación Estandar 512
Fecha
Número de Canal
Frecuencia de Muestreo
Factor de Escala
Tipo de Estímulo
Número de Respuestas
Identificación

Figura # 24

Estructura de los archivos de datos adquiridos (Promedios), Promedio Aritmético, Promedio de Woody y Filtrado Digital del sistema de Potenciales Provocados.

El promedio de Woody, por su parte, también se aplica únicamente a archivos de respuestas individuales (el procedimiento empleado para el cálculo de este análisis se explicó en la sección III.3) y también produce un archivo que es tratado en adelante por el sistema como un archivo de promedios (incluyendo la desviación estándar punto a punto).

La implementación de ésta técnica se optimizó mediante la inclusión de subrutinas en ensamblador a tal grado que el cálculo del promedio de Woody de cinco potenciales individuales se realiza en 77 segundos (sin coprocesador aritmético y con un reloj de 4.7 MHz).

#### VIII.6 Filtros

Los filtros digitales que se implementaron son no recursivos debido a que la respuesta no lineal de los filtros recursivos resulta indeseable [1].

El filtrado se implementó en base a la Transformada Rápida de Fourier, según se describió en la sección IV.4 :

- 1) A la secuencia original se le aplica la Transformada Rápida de Fourier con lo cual se pasa al dominio del tiempo.
- 2) En el dominio de la frecuencia se multiplica el espectro de la señal por una ventana que atenúa los componentes de frecuencia no deseados.
- 3) Al espectro atenuado se le aplica la Transformada Rápida Inversa de Fourier, con lo que se regresa al dominio del tiempo.

La ventana que se utilizó para atenuar las frecuencias indeseadas es la siguiente [38] :

$$w(f-f_c) = 3 / 4B [ 1 - ((f-f_c) / B)^2 ], \quad \text{si } |f-f_c| < B$$
$$w(f-f_c) = 0 \quad , \quad \text{de otra forma}$$

donde :

f es la frecuencia  
f<sub>c</sub> es la frecuencia central de paso  
B es la banda de frecuencia de paso

Esta ventana permite el paso de frecuencias entre f<sub>c</sub>-B y f<sub>c</sub>+B, atenuando las frecuencias fuera de dicho rango.

El filtrado digital se puede aplicar tanto a un archivo de respuestas individuales como a un archivo de promedios, y el

archivo resultante es del mismo tipo que el archivo original.

### VIII.7 Componentes Principales

Este análisis se puede aplicar tanto a un archivo de respuestas individuales como a varios archivos de promedios. Sin embargo, debido a lo tardado del proceso y las limitaciones de memoria, se decidió realizar el análisis no sobre las 512 muestras de cada potencial, sino únicamente sobre 128. De tal forma que de cada potencial se considera para el análisis una muestra de cada cuatro. La pérdida en aproximación que ocasiona este proceso es muy poca y en cambio el tiempo de cálculo se reduce grandemente.

El proceso que se sigue es el siguiente:

- 1) Se leen los potenciales elegidos y se forma la matriz X :

$$X = \begin{bmatrix} x_{11} \\ x_{12} \\ \vdots \\ x_{1n} \end{bmatrix}$$

donde cada  $x_i = [ m_{i1} \ m_{i2} \ \dots \ m_{i128} ]$  es el vector de 128 muestras del potencial  $i$

- 2) Se calcula la matriz de covarianza de los datos, según la expresión:

$$C = 1/128 X^T X$$

- 3) Se calculan los 128 valores y vectores característicos de la matriz C. La rutina encargada de éste cálculo es una versión modificada de la que aparece en el paquete "Scientific Subroutine Package" de Digital Equipment Co.

El resultado de este análisis es un archivo conteniendo los primeros 32 valores y vectores característicos (figura 25). Los demás se desechan por que, como se explicó en la sección V, el porcentaje de la varianza total que se adjudica a cada componente principal es proporcional a la magnitud de su valor característico asociado; de tal forma que con los primeros 32 componentes principales se puede explicar prácticamente toda la varianza de los potenciales provocados.



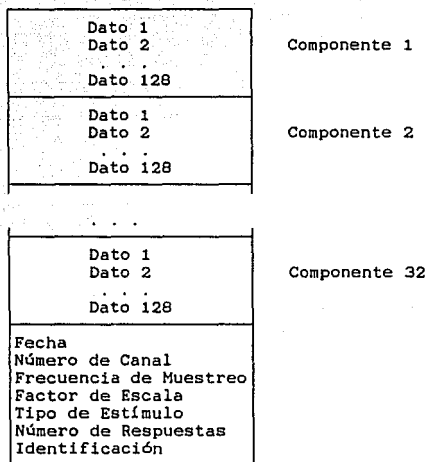


Figura # 25

Estructura de los archivos de Componentes Principales del sistema de Potenciales Provocados

## VIII.8 Reportes

### a) Lectura de variables

En esta sección se puede llamar cualquier respuesta individual ó promedio que se haya obtenido a partir de una adquisición ó de los análisis de Promedio Aritmético, Promedio de Woody y Filtrado. Se permite el manejo de hasta 10 curvas simultáneamente para compararlas, al mismo tiempo que se pueden realizar lecturas sobre cada una de ellas.

El sistema cuenta con las siguientes operaciones, que se pueden realizar sobre cualquier curva cargada en memoria:

- Remover "Offset".
- Integrar.
- Derivar.
- Sumar dos curvas.
- Restar dos curvas.
- Sumar una constante a la curva.

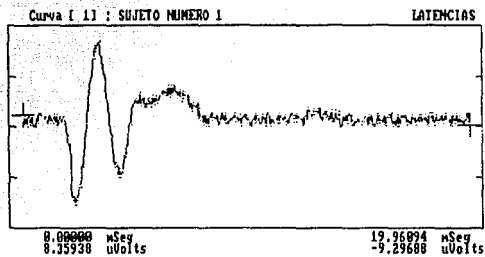
El tipo de variables que se pueden leer sobre las curvas son latencias, voltajes y areas (Fig. 26, 27 y 28). A cada curva se le puede desplazar tanto vertical como horizontalmente, modificar la escala vertical de cada curva ó bien se puede unificar la escala de todas las curvas graficadas.

Sobre cada curva pueden fijarse hasta 10 lecturas del tipo que se desee y al igual que en la parte del EEG se permite la creación de archivos tipo texto con los datos de las lecturas, facilitando así la lectura y procesamiento de los datos mediante otro programa.

En la figura 29 se muestran un ejemplo del tipo de reportes impresos que se pueden obtener desde ésta sección del sistema.

### b) Componentes Principales

Una vez que el investigador elige el archivo de componentes principales que le interesa, el sistema presenta en pantalla una lista con el número ascendente de cada uno de los 32 componentes y con el porcentaje acumulado de varianza que explican para que el usuario determine el número de componentes con los que desea realizar el reporte. Entonces se procede a la graficación en papel de cada uno de los componentes seleccionados junto con una gráfica de barras del porcentaje de la varianza que se le atribuye a cada componente.



(I)mueve curva (L)lineas (B)borra (I)imprime (0..9)lecturas (+)paso: 4  
 (Shift)+(F1)..(F10)otra curva (R)error (N)normaliza (E)escala (X)escala en x  
 (A)archivo (T)tipo lectura (ESC)regresa (C)encuentra (D)dibuja

Figura # 26

Pantalla de Lectura de Variables (Latencias)

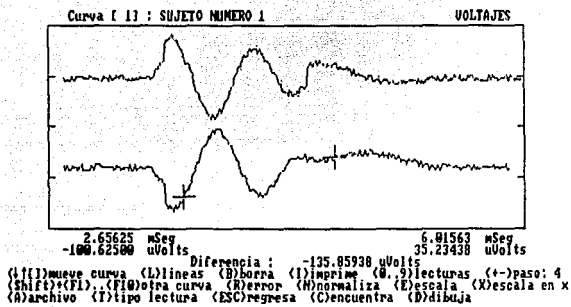
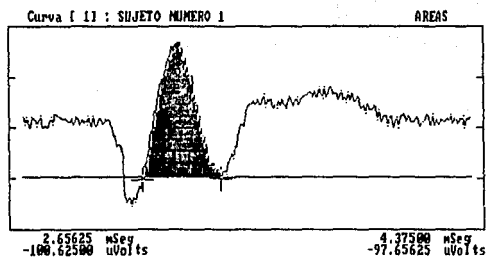


Figura # 27

Pantalla de Lectura de Variables (Voltajes)

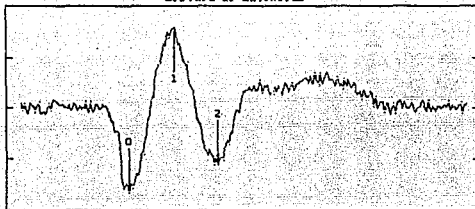


Area entre Cursores : 196.56677

Figura # 28

Pantalla de Lectura de Variables (Areas)

Lectura de Latencias



Curva : Sujeto Numero 5

Marca número 0

Latencia : 2.42188 mSeg  
Voltaje : -147.10937 microVolts

Marca número 1

Latencia : 3.43750 mSeg  
Voltaje : 134.29687 microVolts

Marca número 2

Latencia : 4.37500 mSeg  
Voltaje : -97.65625 microVolts

Figura # 29

Reporte Impreso de Lectura de Variables

## IX.- Análisis del Electromiograma

### IX.1 Estructura del Sistema

Debido a que el análisis del Electromiograma consiste en la inspección visual del mismo por un experto, el sistema desarrollado se encarga de facilitar esta tarea al mismo tiempo que efectúa otras operaciones que permiten una comparación cuantitativa entre diferentes registros (áreas, voltajes, latencias). El diagrama de bloques del equipo necesario para el registro y análisis del EMG es el mismo del el EEG (figura 3).

Por su parte, el diagrama de los módulos del programa se presenta en la figura 30 y en la siguiente secciones se explican a detalle.

### IX.2 Parámetros y Tipo de Captura

En este caso existen dos modalidades de captura :

- a) Captura manual : El programa se encarga de graficar en forma continua la señal de entrada, hasta que el investigador, vía teclado, indique que desea almacenar ese tramo del EMG. El sistema guarda entonces en disco la señal capturada cierto tiempo antes y cierto tiempo después de que se oprimiera la tecla.
- b) Captura por nivel : En este caso el investigador fija previamente a la captura un nivel de umbral en la señal, y durante la captura el sistema se encarga de monitorear la señal de EMG hasta que rebasa el nivel fijado y proceder entonces a almacenar en disco una sección del EMG capturado cierto tiempo antes y después de que se rebasó el umbral.

Y los parámetros de captura para éste caso son:

- Numero de canales : De uno a cuatro.
- Frecuencia de muestreo por canal.
- Tiempo a salvar en disco antes y después del punto de interés, dado en forma manual ó por un nivel de umbral.
- Umbral de captura : sólo para el caso de captura por nivel.

El número de muestras a capturar por cada canal es variable en este caso, depende de la frecuencia de muestreo y del tiempo que se desee guardar antes y después de punto de interés.

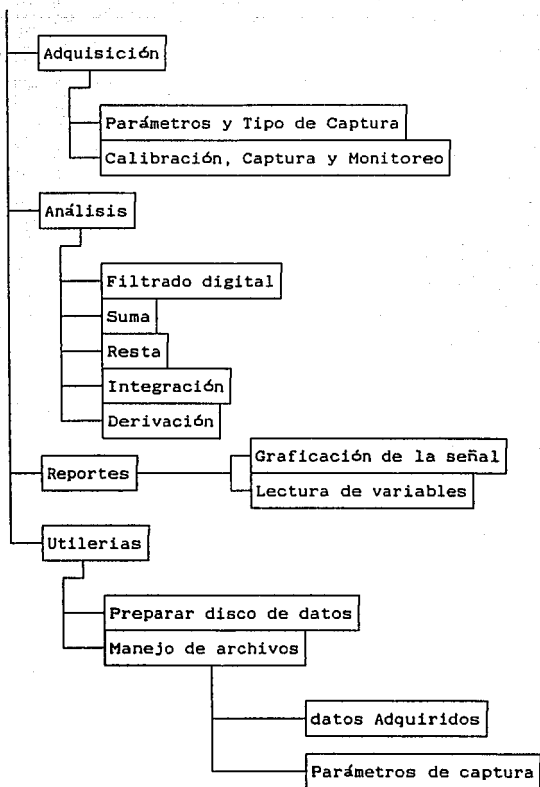


Figura # 30

Diagrama de los Módulos del Sistema de EMG



### IX.3 Calibración, Captura y Monitoreo

En este caso no es necesario el manejo de un nivel de rechazo y la calibración se realiza de la misma forma descrita en los módulos de EEG y de potenciales provocados.

Para cualquier tipo de captura (manual o por nivel) se pueden capturar hasta 4 canales simultáneamente y se grafica en tiempo real uno de ellos, dejando que el investigador elija, mediante el teclado, cual canal desea que se grafique. El archivo que se obtiene a partir de una captura tiene la estructura que se muestra en la figura 31

Por su parte el monitoreo funciona igual que el descrito en la sección VII.6

### IX.4 Análisis

El análisis del EMG se realiza básicamente mediante la inspección visual de la señal, y por ello el sistema se ocupa primordialmente de facilitar esta inspección mediante algunas operaciones que permiten realzar ciertos comportamientos de la señal (como es el caso del filtrado digital) y otras que permiten una comparación cuantitativa entre diferentes segmentos de la señal (como la integración y derivación).

Sobre cualquier señal capturada de EMG se pueden realizar las siguientes operaciones:

- Filtrado digital : Implementado de igual forma que en el caso de potenciales provocados.
- Suma ó Resta : el investigador elige dos tramos de EMG capturados y el sistema procede a sumarlos ó restarlos.
- Integración
- Derivación

En cada caso el resultado es un archivo del mismo tamaño que el original y que el sistema trata de igual forma.

### IX.5 Reportes

El sistema permite la impresión en papel de la señal capturada a la escala que se desee, sólo que en este caso la duración de la señal capturada es demasiado grande para que su graficación se haga en sentido horizontal, y por ello la impresión se implementó en sentido vertical sobre hojas contiguas de papel.

También se cuenta, en forma similar a la parte de potenciales provocados (sección VIII.8), con la posibilidad de comparar varias curvas y de realizar lecturas de latencias, voltajes y áreas. Los reportes impresos que se obtienen son muy similares a los de potenciales provocados.

Muestra 1 Muestra 2 . . . Muestra n
Fecha Número de Canal Frecuencia de Muestreo Factor de Escala Tiempo de Registro Numero de Muestras Tipo de Captura Umbral Identificación

Figura # 31

Estructura de los archivos de datos adquiridos, filtrado Digital, Suma, Resta, Integración y Derivación del sistema de EMG

## X.- Rutinas de Propósitos Generales

### X.1 Generador de Código en Línea

Para la implementación del presente sistema fue necesario programar en lenguaje ensamblador todos los procesos de captura para asegurar el no perder ninguna muestra. Además, varios de los análisis implementados son muy tardados (promedio de Woody, densidad espectral, etc.) y por ello se agilizaron mediante la inclusión de rutinas en ensamblador.

Turbo Pascal ofrece dos posibilidades para interactuar con lenguaje ensamblador [6]:

#### 1) Subrutinas externas

El programador puede declarar una función ó procedimiento como externo. En este caso la comunicación entre pascal y ensamblador se hace por medio del "stack", en el cual se guardan las variables que pascal pasa a ensamblador y los resultados que regresa ensamblador a pascal. El programador debe ocuparse por completo del manejo del stack y no puede mezclar instrucciones de pascal con instrucciones de ensamblador (toda la función ó procedimiento se escribe en pascal ó en ensamblador).

#### 2) Código en línea

En este caso el programador puede insertar libremente dentro de pascal ciertas instrucciones de ensamblador, para lo cual únicamente debe teclear "inline(" seguido de la lista del código de las instrucciones separadas por "/" y terminadas con ");". La ventaja es que, además de poder mezclar libremente pascal y ensamblador, el compilador de pascal es el que se encarga del manejo de las variables.

Por ejemplo, si dentro de una instrucción inline aparece el identificador de una variable:

```
inline($20/$21/NombreVariable/$46/$A5);
```

entonces el compilador reemplaza el identificador por el "offset" (dado por dos bytes) de la primer localidad de memoria ocupada por la variable "NombreVariable". De ahí que para acceder correctamente la variable sólo es necesario saber interpretar dicho offset. Esta interpretación depende de si la variable es global ó local y del tipo de la variable (de la forma en la que Turbo-Pascal la almacena en memoria).

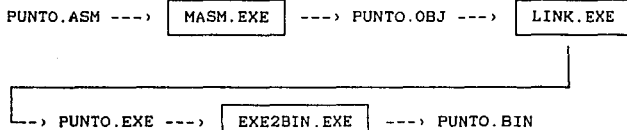
Nosotros preferimos al código en línea por la mayor facilidad que ofrece para leer y modificar cualquier variable declarada en Pascal (local ó global), porque el compilador de Pascal es el que se encarga del manejo del stack y porque el código de ensamblador queda integrado al mismo fuente de pascal. Para evitar el tener que hacer manualmente una lista con el código de cada instrucción se utilizaron los siguientes programas de Microsoft :

# ESTA TESIS NO DEBE SALIR DE LA BIBLIOTECA

- MASM.EXE : Este programa se encarga de leer un archivo con el fuente de ensamblador ( con extensión ASM) y crear un archivo con el código ejecutable correspondiente, junto con una tabla que utiliza LINK.EXE para ligar el programa. El archivo que se produce tiene la extensión OBJ.
- LINK.EXE : Se encarga de ligar el archivo generado por MASM.EXE (para lo cual debe leer archivos con extensión OBJ) y produce archivos ejecutables con la extensión EXE.
- EXE2BIN.EXE : Este programa convierte archivos ejecutables (extensión EXE) al formato binario (extensión BIN). La diferencia entre los archivos EXE y los BIN es que los primeros, además del código ejecutable, tienen información para el sistema operativo sobre en que parte de la memoria deben ser cargados para correr. En cambio los archivos BIN sólo tienen el código ejecutable.

De tal forma que si uno crea un archivo texto con el fuente de ensamblador y después corre en forma sucesiva los programas MASM.EXE, LINK.EXE y EXE2BIN.EXE obtiene un archivo con extensión BIN con el código ejecutable correspondiente y sin ninguna información adicional.

Supongamos, por ejemplo, que se editó el fuente de ensamblador PUNTO.ASM; entonces, mediante el siguiente proceso:



se obtiene el código ejecutable en el archivo PUNTO.BIN.

Sin embargo, existe el problema de obtener dicho código en forma de texto y de reemplazar los nombres de las variables dentro de dicho texto.

Para resolver este problema se creó un programa en pascal al que se llamó ENL. Este programa se encarga de leer el archivo tipo BIN obtenido, junto con el tipo ASM y crear a partir de ellos un archivo tipo texto con el código correspondiente y con los nombres de las variables reemplazados dentro del texto.

La idea es que al editar el fuente de ensamblador (el ASM) se utilice 9090 hexadecimal en lugar de cualquier offset desconocido y que, en el mismo renglón, se ponga como comentario el nombre de la variable que se desee acceder encerrado entre "% y """.

Entonces, al correr sucesivamente MASM.EXE, LINK.EXE y EXE2BIN, se obtiene el código ejecutable, pero además se tiene, en el lugar de cada offset dos bytes iguales a 90 hexadecimal; de

tal forma que ENL puede, al mismo tiempo que convierte el código ejecutable en ASCII, reemplaza cada 9090 hexadecimal por el nombre de la variable que aparece en el archivo tipo ASM, se eligió el 90 hexadecimal por ser el código de NOP del Intel 8086.

A continuación se presenta un ejemplo :

Este es un programa fuente de ensamblador, llamado PUNTO.ASM:

```

; Este procedimiento se encarga de modificar el pixel de
; coordenadas (X,Y) de la pantalla de alta resolución de la
; microcomputadora PC compatible de la siguiente forma :
;
; Si el pixel está encendido lo apaga
; Si el pixel está apagado lo enciende
;
; En otras palabras, realiza un XOR del pixel de coordenadas
; (X,Y)
;-----
; Declaraciones iniciales

code segment
assume cs:code
punto proc near

; Inicia el procedimiento

cli
push ds
video: mov dx,0B800h ; El buffer de video inicia en la
; dirección B8000 Hexadecimal
; para el caso de renglones pares

mov bx,00 ; Inicia el registro bx

inicio: mov ax,[bp+9090h] ; Lee la coordenada en (%Y),
; (observese que en lugar de
; 9090h se desea el offset de la
; variable "Y" declarada en
; Pascal)

shr al,1 ; Verifica si el renglón (Y) es
jnc par ; par

add dx,200h ; En caso de ser un renglón non
; la dirección de inicio es BA000
; Hexadecimal

par: mov dx,ax ; Se guarda en dx la dirección de
; inicio del renglón del pixel

; Calcula la dirección efectiva del byte donde se guarda el
; pixel que se desea modificar

mov cl,06

```

```

shl ax,cl
dec cl
dec cl
shl dx,cl
add ax,dx
mov si,ax
mov ax,[bp+9090h] ; Lee la coordenada en (%X),
; (observese aquí también que en
; lugar de 9090h se desea el
; offset de la variable "X"
; declarada en Pascal)

; Calcula el bit a modificar dentro del byte seleccionado

mov dl,al
dec cl
shr ax,cl
add si,ax
and dl,07h
mov cl,dl
mov al,128
shr al,cl
add si,bx ; El registro "si" apunta al byte
; donde se encuentra el pixel a
; modificar

mov dl,[si] ; Lee el pixel anterior,
xor dl,al ; lo modifica y regresa el byte
mov [si],dl ; al buffer de video
fin: sti
pop ds

; Declaraciones finales del procedimiento:
punto endp
code ends
end

```

Y después de correr MASM, LINK, EXE2BIN y ENL se obtiene el siguiente fuente de Pascal:

```

Procedure punto( X,Y : integer);
Begin
  inline
  (
    $FA/$1E/$BA/$00/$B8/$BB/$00/$00/$8B/$86/Y/ { (---- Y )
    $D0/$E8/$73/$04/$81/$C2/$00/$02/$8B/$D0/$B1/
    $06/$D3/$E0/$FE/$C9/$FE/$C9/$D3/$E2/$03/$C2/
    $8B/$F0/$8B/$86/X/ { (---- X )
    $8A/$D0/$FE/$C9/$D3/$E8/$03/$F0/$80/$E2/$07/
    $B0/$80/$D2/$E8/$03/$F3/$8A/$14/$32/$D0/$8B/
    $14/$FB/$1F
  );
End;

```

El procedimiento PUNTO de Pascal realiza el XOR del pixel de coordenadas (X,Y) tal y como se implementó en el archivo PUNTO.ASM (observese que dentro del código en línea se reemplazaron las variable "Y" y "X").

Dentro del sistema existen numerosos procedimientos, algunos muy grandes, implementados de esta forma.

## X.2 Manejador de Pantallas

Para el manejo de todas las pantallas de captura y de menus del sistema se desarrollaron varios procedimientos generales, que accesan directamente el buffer de video de la PC.

El modelo más común de la PC utiliza la tarjeta CGA (Color Graphics Adapter) para el manejo del video, esta tarjeta tiene su buffer a partir de la dirección B8000 hexadecimal y cuando funciona en modo texto (25 renglones x 80 columnas), el buffer se utiliza de la siguiente manera [12]:

- Los dos primeros bytes del buffer (localidades B8000 y B8001 h) controlan el caracter que aparece en la posición (1,1) de la pantalla (esquina superior izquierda) de la siguiente forma: el primer byte (B8000 h) contiene el código ASCII y el segundo (B8001 h) los atributos del caracter (color del caracter, color del fondo y un switch que controla si el caracter parpadea o no).
- Los siguientes pares de bytes controlan, en forma similar, los caracteres de las posiciones (1,2), (1,3) ... (1,80), (2,1), (2,2) ... (2,80) ... y así hasta (25,80)

Los procedimientos para manejo de pantallas aprovechan el buffer de video para marcar directamente el inicio y el fin de cada campo, esto se hace con un código ASCII 255 para el inicio de campo y un 0 para el fin del mismo (se eligieron estos codigos porque ambos corresponden, al igual que el 32, a un espacio en blanco en la pantalla).

De acuerdo a lo anterior, la idea general es la siguiente:

- Se crea la pantalla de captura ó de menú, marcando en ella el inicio y el fin de cada campo.
- Cualquiera de los procedimientos que se llame procede a buscar, a partir de la posición del cursor, el próximo inicio-fin de campo y una vez que lo encuentra utiliza el campo de acuerdo a lo que se le solicite.

Los procedimientos que se desarrollaron bajo esta idea se enumeran a continuación, junto con otros que, aunque no utilicen las marcas de inicio y fin de campo, también accesan directamente el buffer de video:

-----  
Procedure Menu( var opcion : integer;  
                  letras : string10);

Se encarga del manejo de las pantallas de menú, en donde permite la elección de cualquiera de las opciones que presenta la pantalla. La variable "letras" contiene las iniciales con las que se puede elegir cada opción (ó mediante las teclas de flechas y <RETURN>). En la variable "opcion" se regresa el número de la opción del menú que se eligió.

-----  
Procedure Repite;

Mueve el cursor al inicio del campo anterior.

-----  
Procedure Busca( var campo : integer);

Busca el inicio del campo número "campo" en la pantalla.

-----  
Procedure valida( var campo : integer);

Verifica que el campo número "campo" haya sido llenado.

-----  
Procedure Gets( var S : CharSet;  
                  acepta : CharSet;  
                  min : integer;  
                  extra : string5;  
                  var codigo : integer);

Lee un string en la variable "S", "acepta" es el conjunto de caracteres válidos para el string, "min" es el número mínimo de caracteres que deben ser leídos, "extra" contiene una lista de teclas que pueden suspender la captura y "codigo" regresa un número indicando el resultado de la operación.

-----  
Procedure Geti( var i : integer;  
                  max,min : integer;  
                  var codigo : integer);

Lee un entero en la variable "i", "max" y "min" son los valores máximo y mínimo del entero y en "codigo" regresa un número indicando el tipo de error, si lo hay.

-----  
Procedure Getr( var r : real;  
                  max,min : real;  
                  var codigo : integer);

Igual que Geti, pero para capturar un real.



```
-----  
Procedure Getf( var s      : string10;  
               extra    : string10;  
               var codigo : integer);
```

Lee una fecha en el string "s", "extra" es la lista de teclas que pueden suspender la captura y "codigo" regresa un número que indica el resultado de la operación.

```
-----  
Procedure Confirma( letrero : string40);
```

Presenta el string "letrero" en el primer renglón de la pantalla de texto y espera a que se teclee la "S" ó la "N", regresa el resultado en la variable global "ConfirmaChar" y reestablece el renglón original de la pantalla.

```
-----  
Procedure marco( x1,y1,x2,y2,ColorMarco,ColorFondo : integer);
```

Dibuja un marco en las coordenadas y con los colores deseados.

```
-----  
Procedure Mensaje(letrero : string40);
```

Despliega en el primer renglón el string "letrero", espera a que se oprima cualquier tecla, reestablece el renglón original y termina.

## XI.- Discusión

El sistema desarrollado se ha estado utilizando en el área de Neurociencias del Instituto de Fisiología Celular de la U.N.A.M. y en el hospital ABC, en la sección de electroencefalografía.

La sección de EEG ha sido utilizada desde hace varios meses en el hospital ABC y durante ese tiempo se han corroborado los resultados que proporciona el sistema con los que se obtienen por el procesamiento visual de la señal. Hasta la fecha el sistema ha probado ser confiable, proporciona información que normalmente no se obtenía y presenta los resultados en forma gráfica, permitiendo así una comunicación más objetiva entre el especialista y el que no lo es.

El sistema de EEG ha sido útil para el diagnóstico y seguimiento de pacientes con problemas diversos. En particular se ha empleado para la evaluación de pacientes comatosos y de enfermos de mal de Parkinson a los cuales se les está tratando a través de una intervención quirúrgica. Se realiza un control pre-operatorio y un seguimiento post-operatorio, con el sujeto en las mismas condiciones de registro. En las figuras 32 y 33 se presentan los arreglos espectrales de un paciente con mal de Parkinson antes y después de ser operado.

Por su parte el módulo de potenciales provocados se ha empleado tanto en el Hospital ABC (para diagnóstico de lesiones neuromusculares y de médula espinal) como en el Instituto de Fisiología Celular para evaluar resultados de transplantes de tejido nervioso en ratas. Los resultados obtenidos mediante el sistema se han corroborado con los de promotoras comerciales y el sistema ha probado ser confiable, con la ventaja de que realiza análisis adicionales (promedio de Woody, componentes principales, filtrado digital y comparación de curvas) con los que no cuentan los equipos comerciales, además de ser muy versátil y ser un sistema abierto.

En cuanto al módulo de EMG, cuenta con facilidades que no se puede obtener mediante un polígrafo comercial, como son el cambio de escalas, el filtrado digital, la comparación de curvas y todas las facilidades de manipulación de las señales.

El sistema se puede ampliar para abarcar otros tipos de reportes, como es el caso del pictograma del EEG en base a colores, y aún otros módulos, como sería un módulo de pruebas estadísticas y un módulo de análisis de actividad unitaria y multiunitaria. De cualquier manera creemos que el sistema desarrollado cumple satisfactoriamente con todos los objetivos planteados al inicio del proyecto y que constituye una herramienta muy útil y barata tanto para la investigación como para la práctica clínica en el área de Neurociencias.

Una condición que se planteó desde el inicio, es que el sistema fuera una herramienta de trabajo y no un prototipo más que sirviera únicamente para cubrir el requisito de Tesis. Esto significó que todas las pantallas debieron de contar con la información necesaria para que cualquier persona con pocos conocimientos de computación pudiera manejar fácilmente el sistema. Además, se le proporcionó al investigador los

Fecha de hoy: 01/08/88

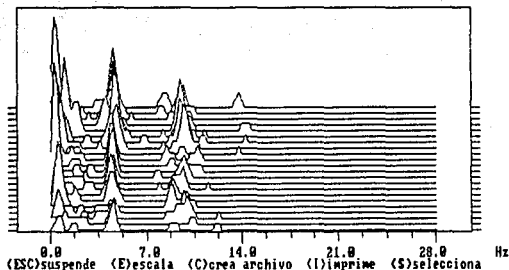


Figura # 32

Pantalla de Arreglos Espectrales (Pre-operatorio)

Se observa un gran contenido de actividad lenta (ondas delta y teta) que no corresponden a un sujeto normal bajo esas condiciones de registro ( en reposo y con los ojos cerrados).

Fecha de hoy:12/09/88

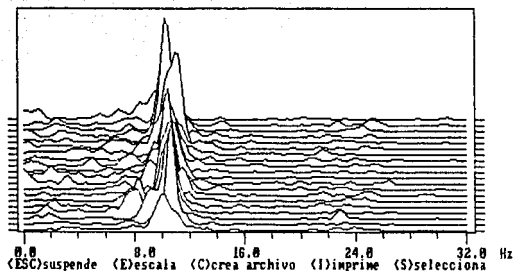


Figura # 33

Pantalla de Arreglos Espectrales (Post-operatorio)

Se observa que la mayor parte de la actividad está concentrada entre 8 y 13 Hz. Lo cual corresponde al ritmo alfa que se observa en sujetos normales bajo esas condiciones de registro (en reposo y con los ojos cerrados).

despliegues necesarios para que no sea indispensable la compra de un osciloscopio adicional.

El proyecto es un producto terminado, y la prueba es que el sistema se está utilizando en distintas instituciones para diversas aplicaciones : investigación, docencia y clínica.

## XII.- Bibliografía

- 1) Ackroyd H. Martin. "Digital Filters". Butterworth & Co. Ltd. (1973)
- 2) Aunon J.I., McGillem C.D. "Signal Processing of Event Related Potentials". Purdue University West Lafayette, Indiana (1981).
- 3) Aunon J.I., McGillem C.D. and Childers D.G. "Signal Processing in Evoked Potential Research: Averaging and Modeling". Critical Reviews in Bioengineering, Vol. 5 issue 4, 1981.
- 4) Bendat S.J. and Piersol G.A. "Random Data: Analysis and Measurement Procedures". Wiley-Interscience (1971).
- 5) Bendat S.J. and Piersol G.A. "Engineering Applications of Correlation and Spectral Analysis". Wiley-Interscience (1980).
- 6) Borland International Inc. "Turbo Pascal Reference Manual" (1985).
- 7) Bourden R.L., Faires J.D. "Análisis Numérico". Grupo Editorial Iberoamérica (1985).
- 8) Cant B.R. and Shaw N.A. "Monitoring by compressed spectral array in prolonged coma". Neurology Vol. 34 No. 1 pp 35-39, January 1984
- 9) Chapman R.M., McCrary J.W., Bragdon H.R. and Chapman J.A. "Latent Components of Event-Related Potentials Functionally Related to Information Processing". Clinical Neurophysiology, Vol. 6 1979.
- 10) Childers D.G. "Evoked Potentials: Electrogenesis, Models, Methodology, and Wavefront Reconstruction and Tracking Analysis". Proceedings of the IEEE, Vol. 65, 1977
- 11) Cochran W.T. "What is the Fast Fourier Transform ?" IEEE Trans. Audio Electroacoustics (1967) pp 45-55.
- 12) Columbia Data Products. "MPC Service Manual" (1983).
- 13) Conte S.D., de Boor C. "Análisis Numérico". McGraw Hill (1974).
- 14) Cooper R., Osselton J.W. and Shaw J.C. "EEG Technology". Butterworths (1980).

- 15) Cromwell L., Weibell F.J. and Pfeiffer A.P. "Biomedical Instrumentation and Measurements". Prentice Hall (1980).
- 16) Duncan Ray. "Advanced MS-DOS". Microsoft Press (1986).
- 17) Hildebrand F.B. "Introduction to Numerical Analysis". Tata McGraw Hill (1974)
- 18) Hjorth Bo "EEG Analysis Based on Time Domain Properties". Electroencephalography and Clinical Neurophysiology pp 306-310, 1970
- 19) House L.E., Pansky B., Siegel A. "Neurociencias". McGraw Hill (1982).
- 20) Hubel H.D. "El cerebro". Libros de Investigación y Ciencia Editorial Labor (1981).
- 21) IBM Corp. "Technical Reference Manual". (1984)
- 22) Jervis W.B., Nichols M.J., Johnson T.E., Allen E. and Hudson N.R. "A fundamental investigation of the composition of auditory evoked potentials". IEEE transactions on biomedical engineering Vol. 30, January 1983
- 23) John E.R., Walker P., Cawood D., Rush M. and Gehrmann J. "Factor Analysis of Evoked Potentials". Electroencephalography and Clinical Neurophysiology 1973,34 pp. 33-43
- 24) Kai-Bor Yu and Mc Guillem C. "Optimum Filters for Estimating Evoked Potential Waveforms". IEEE Transactions on biomedical Engineerig Vol. 30 November 1983.
- 25) Kandel Eric R. "Principles of Neural Science". Editado por Eric R. Kandel y James H. Schwartz, New York Elseiver (1985).
- 26) Kellaway P., Petersén I. "Automation of Clinical Electroencephalography". Raven Press (1971).
- 27) Lopez Antunes "Anatomía Funcional del Sistema Nervioso". Editorial Limusa (1980).
- 28) Mambrito B. and de Luca C. "A Technique for Detection, Decomposition and Analysis of the EMG Signal". Electroencephalography and Clinical Neurophysiology 1984,54 pp. 175-188
- 29) McGuillem C.D., Aunon J.I. Childers D.G. "Signal Processing in Evoked Potential Research : Applications of Filtering and Pattern Recognition". Critical Reviews in Bioengineering Vol. 6 Issue 3, 1981

- 30) Maxwell A.E. "Multivariate Analysis in Behavioural Research". Monographs on Applied Probability and Statistics, Chapman and Hall (1977).
- 31) Meyer P.L. "Probabilidad y Aplicaciones Estadísticas". Fondo Educativo Interamericano (1973).
- 32) Moller A.R., Jannetta P., Bennett M. and Moller M.B. "Intracranially Recorded Responses from then Human Auditory Nerve: New Insights into the Origin of Brain Stem Evoked Potentials". Electroencephalography and Clinical Neurophysiology pp 18-27, Vol. 52, 1981
- 33) Mood, Graybill and Boes "Introduction to the Theory of Statistics" McGraw Hill (1985).
- 34) Morrison F.M. "Multivariate Statistical Methods". International Student Edition, 1984.
- 35) Nakanishi T. "Origin of Action Potential Recorded by Fluid Electrodes". Electroencephalography and Clinical Neurophysiology pp 114-115, 1983
- 36) Orme-Johnson D., Dillbeck C., Wallace R.K. and Landrith III G.S. "Intersubject EEG Coherence: Is Consciousness a Field?". Intern. J. Neuroscience 1982, Vol. 16 pp 203-209
- 37) Papoulis Athanasios. "Probability, Random Variables, and Stochastic Processes". Mc Graw Hill (1984).
- 38) Papoulis Athanasios. "Signal Analysis". Mc Graw Hill (1977).
- 39) Raid J.G. "Linear Systems Fundamentals, Continuous and Discrete, Classic and Modern". McGraw Hill (1983)
- 40) Rawlings R.R., Rohrbaugh W.J., Begleiter H. and Eckardt J.M. "Spectral Methods for Principal Components Analysis of Event-Related Brain Potentials". Computers and Biomedical Research 19 (1986).
- 41) Rector R., Alexy G. "The 8086 Book". Osborne/McGraw-Hill (1980).
- 42) Remond A. "Handbook of Electroencephalography and Clinical Neurophysiology". Volumen IV y V. Elsevier Publishing Company, Amsterdam (1972-1973).
- 43) Roy Jhon E., Corning W.C., Easton P., Brown D., Ahn H., Jhon M., Harmony T., Priechev L., Toro A., Gerson I., Bartlett F. Thatcher R., Kaye H., Valdés P., Schwartz E. "Neurometrics". Science Vol. 196 pp 1393-1410, June 1977
- 44) Sidney L. M. D., "Electrodiagnosis and Electromyography". Connecticut (1961).



- 45) Sociedad Mexicana de Ciencias Fisiológicas, XXX aniversario "Músculos Esquelético y Cardíaco (Bases Fisiológicas)". Editorial Alhambra Mexicana (1987)
- 46) TECMAR INCORPORATED. "PC-Mate Lab Master, Installation Manual and Users Guide". Ohio (1984).
- 47) Van Der Tweel L.H., Estévez O. and Strckee J. "Measurement of evoked potentials". Proceedings of an International Evoked Potentials Symposium held in Nottingham, England. Edited by Colin Barber.
- 48) Wong P.K.H., Lombroso C.T., Matsumiya Y. "Somatosensory evoked potentials: variability analysis in unilateral hemispheric disease". Electroencephalography and Clinical Neurophysiology pp 266-274, Vol. 54, 1982
- 49) Yanof M.H. "Biomedical Electronics". F.A. Davis Company, Philadelphia (1965).
- 50) Ziemer R.E., Thanter H. "Principios de Comunicaciones". Editorial Trillas (1981).