

093257

UNIVERSIDAD AUTONOMA METROPOLITANA

✓ DIVISION DE CIENCIAS BASICAS E INGENIERIA

✓ SISTEMA PARA LA ADQUISICION AUTOMATICA  
DE POTENCIALES EVOCADOS VISUALES

TESIS

que para obtener el título de

✓ MAESTRO EN INGENIERIA BIOMEDICA

P R E S E N T A

✓ JOEL RICARDO JIMENEZ CRUZ

**U. A. M. IZTAPALAPA BIBLIOTECA**

DIRECTOR DE TESIS: M. en C. CAUPOLICAN MUÑOZ GAMBOA

SINODALES:

  
M. en C. CAUPOLICAN MUÑOZ GAMBOA

  
M. en C. MIGUEL CADENA MENDEZ

  
M. en I. HECTOR TRUJILLO ARRIAGA

MEXICO, D.F., NOVIEMBRE DE 1989 ✓

## DEDICATORIAS

093257

A Leticia y Ricardo, mi amor y mi vida.

A Everardo y Sergio, grandes amigos.

A Frankie, Christopher, y Alex  
Your presence are in our mind  
We love all of you very much.

## AGRADECIMIENTOS

A Caupolicán ... por su apoyo y paciencia para conmigo.

A Tomás Macías ... por su apoyo y compañerismo.

A Miguel Cadena y Héctor Trujillo ... sus comentarios en la revisión del escrito, fueron de gran ayuda.

A Juan Manuel y Pilar ... por sus finas atenciones.

A la Unidad de Cómputo, informática e instrumentación de la Facultad de Psicología, UNAM, por las facilidades que me otorgaron.

A los sujetos que participaron en los experimentos.

El desarrollo de la presente tesis fué posible, gracias a una licencia concedida a mi persona, por la Facultad de Psicología y por la Facultad de Ingeniería, ambas de la U.N.A.M.

## TABLA DE CONTENIDO

	Pag.
Resumen. . . . .	v
Prólogo. . . . .	vi
Lista de figuras. . . . .	ix
Capitulo 1 <b>MARCO TEORICO.</b> . . . .	1
1.1 Potenciales evocados, ¿ que son ? . . .	1
1.2 Potencial evocado visual . . . . .	4
1.3 Estimación. . . . .	11
Capitulo 2 <b>DESARROLLO DEL HARDWARE</b> . . . . .	18
2.1 Circuitos analógicos . . . . .	18
2.2 Circuitos digitales. . . . .	25
Capitulo 3 <b>PRUEBA DEL SISTEMA</b> . . . . .	36
3.1 Planteamiento de los experimentos . . .	36
3.2 Estructura del programa . . . . .	40
3.3 Resultados obtenidos . . . . .	43
3.4 Conclusiones . . . . .	51
Referencias . . . . .	53
Apendice A Listado del programa . . . . .	57
Apendice B Palabras como estímulos visuales . .	69
Apendice C Programa de captura en ensamblador. .	70

## RESUMEN

En la presente tesis, se describe el diseño de un electroencefalógrafo y una tarjeta de conversión analógica digital de 4 canales, que en comunicación con una microcomputadora IBM PC o compatible y por medio de un programa hacen posible la adquisición automática de potenciales evocados visuales.

El electroencefalógrafo está constituido por 4 preamplificadores de instrumentación de alta impedancia de entrada, bajo ruido y alta relación de rechazo de modo común, 4 filtros con ancho de banda de 30 Hz y 4 amplificadores de ganancia variable. La calibración del sistema se realiza por medio de la aplicación de pulsos cuadrados de 50 microvolts. Un medidor de impedancia de electrodos indica cuando ésta es menor a 10,000 ohms. Los electrodos que se utilizan son de 1 cm de diámetro, están contruidos de plata y recubiertos con un baño de oro. La tarjeta de conversión la componen; un circuito de decodificación, una interfaz periférica programable y un convertidor analógico digital de 4 canales que digitaliza señales de entrada en un intervalo de 0 a 5 volts con una resolución de 8 bits.

Para la prueba del sistema desarrollado, se llevaron a cabo varios experimentos. En el primero de ellos se compara la señal del electro-encefalógrafo con la obtenida con un polígrafo Beckman. En otro experimento, se presentan en el monitor de la computadora, palabras dentro de un paradigma de procesamiento de significado. En el último experimento se presentan en el centro de la pantalla del monitor cuadrados y círculos dentro del paradigma del evento raro.

De acuerdo al sistema 10-20 internacional se colocaron 3 electrodos en diferentes sitios de la cabeza y uno más se usó para registrar la señal de electro-oculografía. Un programa escrito en Turbopascal (version 5.0) controla la presentación de estímulos visuales, captura la señales y las almacena si se comprueba que éstas no se encuentran contaminadas con artefactos de saturación o movimiento ocular. Una vez terminado el experimento, es posible promediar los segmentos adquiridos y observar los potenciales evocados.

El desarrollo y prueba del sistema está sustentado por los parámetros característicos de la señal bajo estudio, así como por las bases anatómicas y fisiológicas del sistema sensorial visual.

El sistema diseñado y construido es sencillo, económico y confiable. Las partes que lo conforman se consiguen fácilmente y la flexibilidad del software permite cambiar el experimento en cualquier momento.

Las aplicaciones del sistema presentado, en orden de importancia son : educativas, de investigación y clínicas.

## PROLOGO

Es necesario realizar esfuerzos para elevar el grado de desarrollo en el área de instrumentación electrónica en nuestro país. La aparición en el mercado internacional de los circuitos de muy grande escala de integración, conocidos como hardware programable y la apertura comercial que se está llevando a cabo permitirán principalmente disminuir el retraso educacional que tenemos y crear una infraestructura tecnológica y comercial.

En el área de instrumentación biomédica el esfuerzo que se requiere es doble debido entre otros factores a su carácter multidisciplinario y a la falta de una tradición. Su desarrollo permitirá la creación de infraestructura necesaria en los procesos de enseñanza aprendizaje, y en la aplicación comercial. También permitirá la sustitución paulatina de las importaciones para convertirlas en exportaciones. La presente tesis representa un esfuerzo muy modesto en este sentido.

El estado actual de integración de los circuitos integrados es tal que ya se tiene una computadora Cray en un chip; el 80860 de Intel<sup>\*</sup>. La alta escala de integración disminuye el precio de las microcomputadoras en general y permite que pensemos en utilizar una microcomputadora PC como base para el desarrollo del presente proyecto.

Hace apenas unos 10 años comenzaban a aparecer las primeras computadoras personales como la Radio Shack, Apple y Atari principalmente en un precio alrededor de los 1000 dólares. Ahora la posibilidad de tener un computadora personal es mucho mayor y falta muy poco para que se pueda tener una estación de trabajo (work station) en casa y otra en el laboratorio.

\* Hayes, 1989.

En el pasado se criticaba con justificación el uso de una computadora para el control de un experimento, se decía que en lugar de ello se debería ocupar de otras tareas más importantes. La tendencia era (y sigue siendo ahora, si el proceso a controlar es muy complejo), diseñar un controlador de propósito específico. Actualmente no se ve tan mal, que una computadora Apple II/e, una Commodore 64 ó aún una PC se ocupe exclusivamente para controlar experimentos de laboratorio o procesos industriales.

En este trabajo, en el capítulo 1 se revisan los conceptos teóricos anatómico, fisiológico y matemático relacionados con los potenciales evocados. En el capítulo 2 se describe el hardware del sistema desarrollado; constituido por una sección analógica y una digital. En la sección analógica se diseña un electroencefalógrafo de 4 canales y en la sección digital una tarjeta de conversión analógica digital. En el capítulo 3 se describe el software, se presentan los resultados que se obtuvieron en diversos experimentos y por último se discuten las conclusiones finales.

El uso de programación estructurada facilita la documentación del sistema y permite que la actualización o los cambios se realicen en forma ordenada y con esfuerzo mínimo. El uso de la computadora PC permite una interfaz hombre-máquina flexible e interactiva y abre la posibilidad de utilizar una infinidad de paquetería y periféricos a un costo razonable.

Los objetivos de diseño que subyacen en el sistema son los siguientes:

- 1) Las partes que lo conforman son económicas.
- 2) Los componentes electrónicos que lo constituyen se

encuentran fácilmente.

- 3) El mantenimiento es sencillo.
- 4) Su flexibilidad permite cambios y mejoras.
- 5) Abre la posibilidad de que aprendamos más nosotros y nuestros alumnos acerca de instrumentación, computación, procesamiento de señales y fisiología, por citar algunas materias.
- 6) En investigación y en clínica es de gran utilidad considerando las características que se han comentado y los detalles del sistema que se cubrirán en los capítulos siguientes.



## LISTA DE FIGURAS

fig.		pag.
1.1	Sistema visual humano . . . . .	6
1.2	Procesamiento visual. . . . .	8
1.3	Diagrama esquemático de la trayectoria visual . . .	9
1.4	Modelo autoregresivo con entrada exógena (ARX). . .	16
1.5	Estimación del PE por medio del modelo ARX. . . . .	16
2.1	Diagrama a bloques de la sección analógica. . . . .	19
2.2	Preamplificador de EEG. . . . .	20
2.3	Circuito de filtrado y ganancia . . . . .	21
2.4	Medidor de impedancia y generador de pulsos . . . . .	23
2.5	Ruido equivalente de entrada. . . . .	24
2.6	Diagrama a bloques de la sección digital. . . . .	26
2.7	Diagrama electrónico de la tarjeta de conversión. .	27
2.8	Configuración de los bits del puerto C. . . . .	29
2.9	Configuración del flujo de datos. . . . .	30
3.1	Disposición del equipo en los experimentos 2 y 3. .	37
3.2	Punto de fijación, palabra con significado y sin él	38
3.3	Menú del programa . . . . .	40
3.4	Preguntas para formar los archivos de datos . . . . .	41
3.5	Comparación de dos señales de EEG . . . . .	44
3.6	Segmentos de EEG, promedios consecutivos y potencial evocado final en la derivación Pz . . . . .	45

fig.		pag.
3.7	Potencial evocado visual de la derivación Pz. . . .	46
3.8	Potencial evocado visual típico . . . . .	46
3.9	Potencial evocado estimulando la retina con una cuadrado de 15 pulgadas . . . . .	47
3.10	Comparación gráfica de las 3 zonas registradas. . .	48
3.11	PEs de las palabras con significado y sin él en las derivaciones Cz, Pz y Oz . . . . .	49
3.12	Potencial evocado endógeno P300 . . . . .	50

## CAPITULO 1

### MARCO TEORICO

En este capítulo se comenta la utilidad de la técnica de potenciales evocados (PEs) en investigación y en aplicaciones clínicas, se definen los PEs y se hace una clasificación de ellos. También se consideran sus características generales, así como los parámetros típicos que se usan para su descripción. Se describen las bases anatómicas y fisiológicas del potencial evocado visual, y las características principales de la señal de electroencefalografía (EEG). Por último se comentan algunos procedimientos de estimación de los PEs.

#### 1.1 Potenciales evocados: ¿ qué son ?.

El registro electrofisiológico de las señales del cerebro, comienza con los experimentos realizados por el médico inglés Richard Caton, el cual observó por primera vez, tanto la señal de EEG como el PE en cerebros abiertos de conejos y changos en 1875. En 1929, Hans Berger, un psiquiatra alemán registra las señales de EEG en humanos (Childers, 1977).

Los potenciales evocados se han convertido en elementos muy valiosos en los últimos 10 ó 15 años. En investigación son útiles para conocer diferentes aspectos del funcionamiento cerebral, relacionados con procesos cognoscitivos, perceptuales, sensoriales y motores. En la clínica, son esenciales para el diagnóstico de lesiones del sistema nervioso central (SNC), puesto que reflejan la integridad funcional de una trayectoria anatómica. Los potenciales evocados hacen posible la medición objetiva de algunas funciones sensoriales como la audición, la vista y el tacto.

Los potenciales evocados son registros de la actividad eléctrica del cerebro, en respuesta a un estímulo específico que puede ser de índole auditiva como un "click", somatosensorial por la aplicación de un impulso eléctrico o visual como la presentación de un flash. Se presentan como oscilaciones enmascaradas por la señal de EEG y es una práctica común, describirlos en términos de sus magnitudes máximas y mínimas (amplitudes pico) y de su excursión relativa respecto al estímulo (latencias). Los potenciales evocados (PEs) también se conocen con el nombre de potenciales relacionados a eventos (PREs) o respuestas evocadas (REs).

La característica principal en el estudio de los potenciales evocados, es la aplicación de un estímulo externo, porque de esta manera se tiene una referencia a partir de la cual se pueden estudiar diferentes procesos del sistema nervioso. Existen sin embargo, contenidos en la señal de EEG, muchos componentes que se podrían considerar potenciales evocados debidos a estímulos externos o internos como los procesos mentales pero no se consideran así, debido a que no se puede identificar esta señal de referencia.

CARACTERISTICAS GENERALES. Con el fin de diseñar un aparato capaz de registrar a los potenciales evocados y posteriormente procesarlos, se deben tomar en cuenta características como su amplitud, contenido de frecuencias, tiempo de presentación de estímulos, ocurrencia simultánea de otras señales como la señal de EEG, ruido de instrumentación y variaciones de la señal con respecto al tiempo.

Las amplitudes de los PEs van de las décimas de microvolt a decenas de microvolts (1-40 uv) y, por convención, las amplitudes positivas se consideran negativas y viceversa. De acuerdo con esta convención y considerando la latencia, las amplitudes características se designan como N1 (N100), P3 (P300), etc.

En algunos casos la relación del voltaje del PE con respecto al voltaje del EEG puede ser de 1:100 (Auñón, 1981), que corresponde a una relación señal ruido de -40 db. Esta relación de señal a ruido tan pequeña hace que la detección y estimación del PE sea muy difícil.

El potencial evocado representa la respuesta del cerebro al estímulo en el orden de los milisegundos y para su estudio se divide en tres intervalos de tiempo, los cuales indican diferentes tipos de información (Harmony, 1984). En el primer intervalo se encuentran los eventos tempranos (1.5 - 10 ms) los cuales reflejan la transmisión de información aferente a través de varios niveles en la trayectoria sensorial. El segundo intervalo comprende los eventos medios (50 - 200 ms) los cuales reflejan la llegada de información aferente a la corteza específica ya sea sensorial o no sensorial y permiten observar aspectos funcionales del cerebro como la agudeza sensorial, atención, etc. Por último, se tienen los eventos tardíos (200 - 500ms), entre los cuales se encuentra el P300, al cual se le han asociado una gran variedad de procesos cognoscitivos complejos; Johnson (1986) los engloba en 3 dimensiones que son las siguientes: probabilidad subjetiva, significado del estímulo y transmisión de información.

Se puede hacer una clasificación de los potenciales en dos clases. Aquellos que son debidos a un estímulo físico externo llamados exógenos y aquellos que se relacionan con procesos psicológicos y que reciben el nombre de endógenos o emitidos. Los potenciales exógenos son los potenciales evocados visuales, auditivos y somatosensoriales que se producen directamente por la aplicación del estímulo, mientras que en los potenciales endógenos se identifican como procesos internos entre los cuales se encuentran los potenciales de intención o preparación que preceden a un movimiento voluntario, también está el CNV (contingent negative variation) u onda de expectancia que es aquella que se presenta entre un estímulo condicional y uno imperativo o incondicional, con el cual el sujeto está de alguna

manera ligado. También se presentan potenciales imaginarios o respuestas a un estímulo que se esperaba y que fué omitido.

En este trabajo se registraron potenciales evocados visuales. No existe una razón particular por la cual se haya elegido este tipo de potenciales, más bien se buscó una manera sencilla para su obtención y al mismo tiempo la verificación del sistema de adquisición que se presenta en los capítulos siguientes. La exposición que se hace de los potenciales evocados visuales es muy similar para los otros potenciales evocados y consiste en considerar el tipo de estímulo, la transducción de éste, la trayectoria anatómica, y la integración en el sistema nervioso central.

### 1.2 Potencial evocado visual (PEV).

Este potencial se produce aplicando estímulos visuales como un flash, la aparición de un tablero de ajedrez en alguna parte del campo visual, el movimiento de un punto, de una figura geométrica o la presentación en una pantalla de alguna información, por citar algunos ejemplos. Las características del potencial son diferentes dependiendo de factores externos e internos. Los factores externos como intensidad, tamaño del campo, frecuencia de estimulación, regularidad del patrón, color, etc., producen efectos diferentes sobre la forma que se obtiene en el potencial. También factores internos como el estado psicológico del paciente, atención, edad, etc., contribuyen a la forma final del potencial.

ASPECTOS FISIOLÓGICOS Y ANATÓMICOS. El cerebro procesa información en paralelo, y el procesamiento de los estímulos visuales no es la excepción. Las señales visuales son procesadas al menos por 3 sistemas independientes en el cerebro. En el primero de ellos se procesa información acerca de la percepción de la forma, el segundo procesa información de color y el tercero

procesa movimiento, localización y organización espacial (Livingstone, 1988).

El procesamiento de la información visual comienza cuando la luz pasa de los lentes del ojo a la retina y afecta a los fotorreceptores que ahí se encuentran. En los fotorreceptores; conos y bastones, se lleva a cabo una reacción fotoquímica que alimenta un proceso de transducción. La transducción tiene como resultado la aparición de señales eléctricas conocidas como potenciales de receptor (Schmidt, 1978).

En las capas de células de la retina se lleva a cabo un primer procesamiento del color. Los conos que responden a niveles altos de luz, y a diferentes longitudes de onda se dividen en 3 tipos, dependiendo del contenido de pigmento (moléculas de absorción de luz). Un tipo de conos responde a longitudes de onda corta (región de azul y verde), otro tipo responde a longitudes de onda media (verde claro) y otro más responde a longitudes de onda larga (amarillo, naranja y rojo claro). En etapas subsecuentes se lleva a cabo un segundo procesamiento del color, comparando los diferentes tipos de señales de los conos. Los bastones, por el contrario son mucho más sensibles y responden a niveles bajos de luz. Por la noche, y cuando no hay mucha luz, los únicos fotorreceptores que actúan son los bastones y como solo son de un tipo, no se pueden distinguir los colores.

En la capa interna de la retina, se encuentran las células ganglionares. En estas células se pueden diferenciar células grandes y células pequeñas entremezcladas. Las células grandes no distinguen la información de los diferentes conos, sino más bien suman la información de los tres tipos. En las células pequeñas por el contrario, si se hace una distinción de los conos y por ende se diferencia el color.

La conducción de la información continúa a través de los nervios ópticos de los dos ojos, los cuales se unen en el quiasma óptico que se encuentra en la base del cráneo (vease la figura 1.1). En el quiasma, medio millón de fibras ópticas se cruzan y

el otro medio millón sigue ipsilateralmente formando los tractos ópticos que llegan a otra estación de procesamiento; el núcleo geniculado lateral y la región pretectal del tallo cerebral (Brown, 1983).

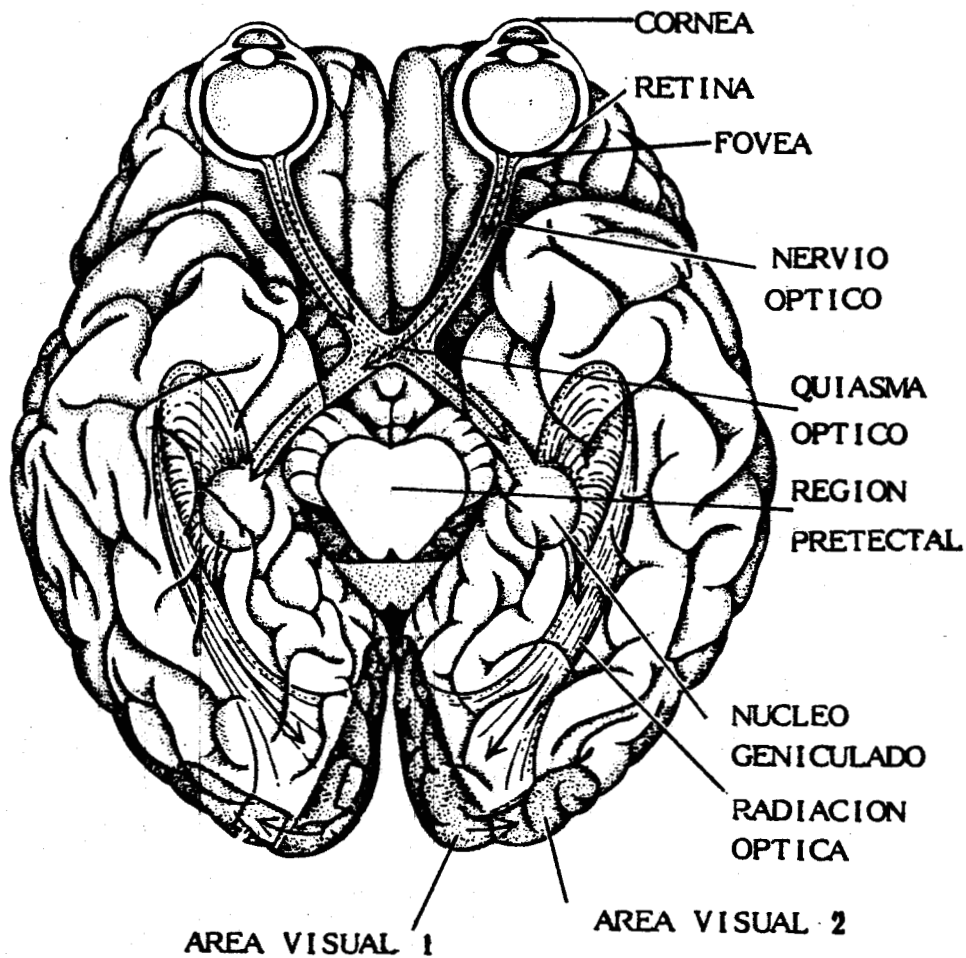


Figura 1.1 Sistema visual humano.



En el núcleo geniculado lateral se encuentran divididas espacialmente células grandes (sistema magnocelular) y células pequeñas (sistema parvocelular). Las células grandes reciben información de las células ganglionares grandes y las pequeñas de las células ganglionares pequeñas. El sistema magnocelular es más sensible al contraste de brillantes y tiene una respuesta más rápida y menos aguda que el sistema parvocelular. De los núcleos geniculados, las señales nerviosas pasan a la área visual cortical 1, 2 y a niveles superiores donde se mantiene la segregación o división de células especializadas.

El sistema magnocelular continúa a la capa 4B del área visual 1 y de ahí a la cinta gruesa que se encuentra en el área visual 2, continuando al área temporal media (MT). Este sistema está especializado en el movimiento y profundidad estereoscópica.

El sistema parvocelular se comunica con los interglóbulos que se localizan en el área visual 1 y con la cinta pálida que se encuentra en el área visual 2. Este sistema mantiene información de alta resolución (forma). Los bordes de los objetos estacionarios se forman con gran detalle por el contraste. Según Mishkin y Appenzeller (1987) el procesamiento de la forma, lo realizan neuronas que se encuentran en la corteza temporal inferior (figura 1.2).

También, el sistema magno y el parvo se comunican con los glóbulos que se encuentran en el área 1, con la cinta delgada del área visual 2 y con el área visual 4 (V4). Esta trayectoria realiza el procesamiento del color únicamente. El diagrama esquemático de la trayectoria visual completa se presenta en la figura 1.3.



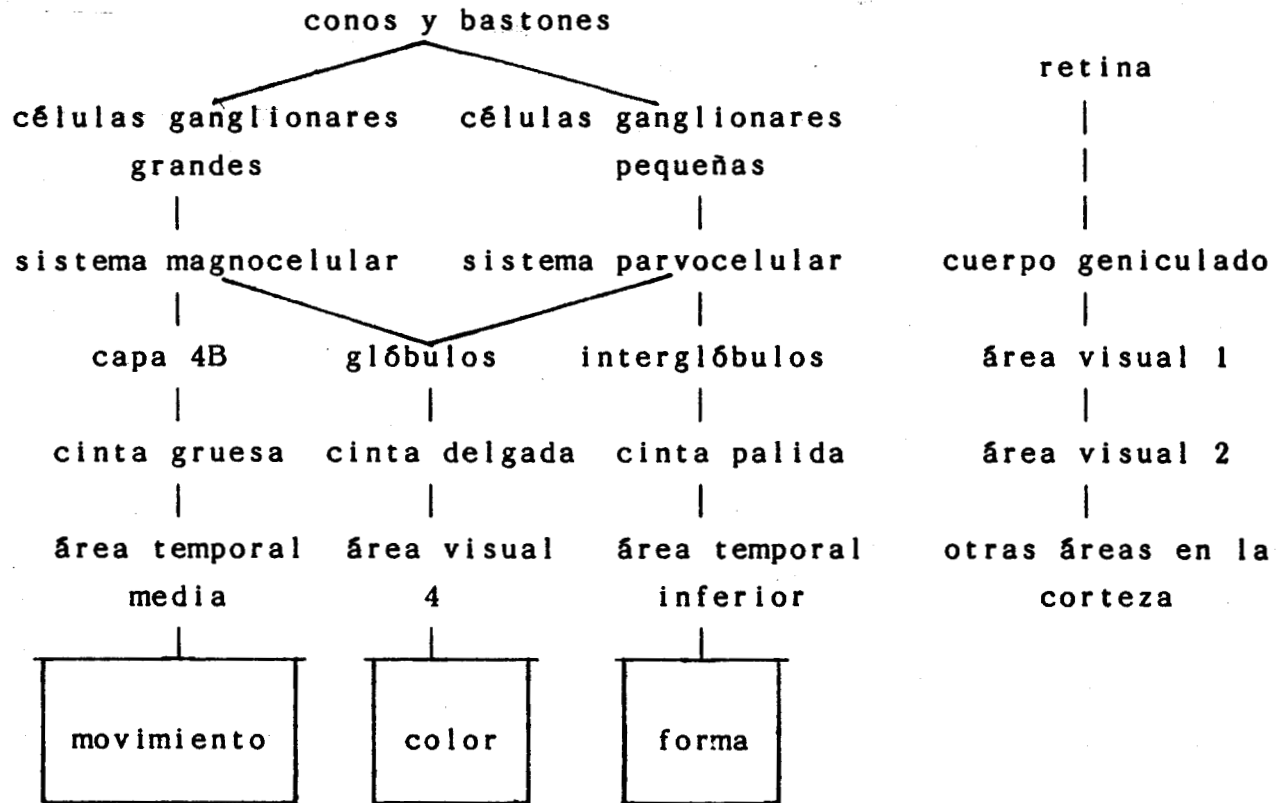


Figura 1.3 Diagrama esquemático de la trayectoria visual.

ASPECTOS PRACTICOS. La retina y la córnea forman un capacitor variable el cual hace posible detectar el electro-oculograma pero también produce artefactos en el EEG y el PEV. Con estímulos de corta duración, las células ganglionares y de la retina generan potenciales tempranos llamadas ondas a y b del electro-retinograma.

En la retina, la parte que tiene mayor agudeza visual recibe el nombre de fovea. En la fovea se encuentra la mayor concentración de conos. Aquí se encuentra la mayor resolución, habilidad de reconocimiento y sensibilidad al contraste, pero poca sensibilidad al movimiento. El número de células

ganglionares disminuye hacia la periferia. La visión en la fovea es del 100 %. Es de 50 % a 2.5 grados, 33 % a 5 grados y 20 % a 10 grados del centro (Maurer 1989). De acuerdo a estas características el PEV se dispara centralmente por un cambio de patrón y periféricamente por luminiscencia. Los axones de las fibras de la fovea son más pequeños por lo que tienen una velocidad de conducción lenta comparada con la de las otras fibras ópticas. Esto causa un aumento en el tiempo de latencia del PEV cuando el estímulo se dirige únicamente a la fovea.

Los componentes tempranos o primarios del PEV con latencia de 90 ms o menos se originan en el área estriada (área 17) los componentes de alrededor de los 100 ms se originan en las áreas 17,18,19 y los componentes tardíos mayores a los 130 ms., se originan probablemente en las áreas 18 y 19 (figura 1.2).

**CARACTERISTICAS DEL EEG.** Debido a que la corteza cerebral y el cráneo son considerados filtros paso bajas distribuidos espacialmente, las señales de EEG que se obtienen utilizando electrodos de superficie reflejan un promedio de la actividad cortical.

Existen básicamente dos modelos que explican el funcionamiento cerebral. Uno es la teoría de campo y el otro es la teoría de conexión cortical compleja (Childers, 1977). La primera estudia la conducción por volumen, mientras que la segunda considera que los potenciales se propagan a través de trayectorias específicas.

Las señales de EEG tienen un rango de frecuencias amplio, el cual se puede dividir en un número de bandas reconocibles a saber: menor a 4 hz (delta), 4-8 hz (teta), 8-13 hz. (alfa) y mayor a 13 hz (beta). La señal de EEG puede ser rítmica o aleatoria. También se puede clasificar en espontánea (no-paroxismal) y transitoria (paroxismal). Las amplitudes de esta señal son del orden de 30-100 uv y los componentes de frecuencia varían dependiendo de las condiciones de la medición y del sitio

de registro; pero se puede considerar prácticamente un contenido de frecuencias de hasta los 30 hz. En conclusión, la señal del EEG tiene amplitudes mayores que el PE y su contenido de frecuencia es similar (Jervis et al, 1989).

### 1.3 Estimación.

Uno de los objetivos primordiales dentro de la investigación de potenciales evocados, es la obtención del potencial dentro de cada segmento de estimulación. Si se acepta que existen diferencias tanto en amplitud como en latencia de un potencial a otro en el transcurso de un experimento, entonces un filtro que obtuviera tales potenciales permitiría evaluar la dinámica y el estado del sistema nervioso central en un momento determinado. En este sentido se han hecho esfuerzos de mejoramiento con respecto a la promediación, usando filtros lineales tradicionales, filtros de Wiener, etc., así como técnicas paramétricas.

En algunos procedimientos de estimación, el PE se supone invariante en el tiempo, mientras en otros se considera variante. Las variaciones pueden deberse a corrimientos en latencia o tener variaciones en amplitud, o variar en ambas. Con respecto a la señal de EEG, en unos casos se supone una distribución gaussiana con media cero, mientras que en otros se considera un modelo autorregresivo. Generalmente la señal EEG-PE se supone estacionaria debido a que se toman tramos de corta duración y se normaliza la señal restandole la media.

PROMEDIACION. Una forma de obtener el PE es por medio de la técnica de la promediación, la cual se ha utilizado extensamente. Esta técnica consiste en promediar segmentos de la señal EEG-PE que se obtienen por la repetición de un experimento. De esta manera la señal de EEG se reduce y la PE se manifiesta mejor. En la promediación se supone que el PE es invariante y el EEG tiene,

al menos, una distribución estadística simétrica.

Matemáticamente, el proceso de promediación puede expresarse de la siguiente manera (McGuillen y Auñon 1981):

la forma de onda continua sería:

$$r(t) = s(t) + n(t) \quad (1.1)$$

Donde  $r(t)$  es el segmento adquirido,  $s(t)$  representa al PE y  $n(t)$  representa a la señal de EEG (ruido).

En forma discreta :

$$r_n(mT) = s_n(mT) + n_n(mT) \quad (1.2)$$

donde  $n$  es la  $n$ -ésima onda y  $m$  son los puntos muestreados.

El valor promedio de la forma de onda se obtiene promediando un gran número  $N$  de segmentos (de 15 a 2500), de tal manera que (1.2) queda:

$$\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N r_n(mT) = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N s_n(mT) + \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N n_n(mT) \quad (1.3)$$

También puede expresarse como:

$$\bar{r}_m = \bar{s}_m + \bar{n}_m \quad (1.4)$$

Si se supone que el PE no cambia con respecto al tiempo, entonces  $\bar{s}_m = s(mT)$  y por lo tanto el promedio es el verdadero PE más el promedio del ruido que por tener una distribución simétrica se considera que es cero, con una varianza igual a  $v^2/N$ .

La efectividad del promedio puede ser estimada en términos de la relación señal a ruido (RSR) la cual se define como la relación de potencia de la señal con respecto a la potencia del ruido. La potencia de la señal es igual al cuadrado de la

amplitud de la señal y la potencia del ruido es la varianza del ruido. Antes de la promediación, la RSR es :

$$\text{RSR (antes)} = s^2 / v^2 \quad (1.5)$$

y después de la promediación es:

$$\text{RSR (después)} = s^2 / (v^2 / N) \quad (1.6)$$

La efectividad es por lo tanto directamente proporcional a N, el número de muestras promediadas.

Debido a que la señal del PE es variante en el tiempo se producen distorsiones en la forma de onda que aparecen como: corrimientos en las latencias y/o cambios en la amplitud de los picos.

De esta manera, la promediación es más apropiada para los PEs de latencia corta que reflejan procesos sensoriales y por lo tanto son más constantes. Es menos válida para componentes de latencia más largos, relacionados con la actividad cognoscitiva.

FILTROS. El mejoramiento de la relación señal a ruido (RSR) que supuestamente se obtiene en la promediación es solamente teórico y produce información muy general acerca de la conducta promedio del sistema bajo estudio. Esto es debido a que, por un lado, solamente se considera al PE determinístico y, por otro, se considera a la señal de EEG como estacionaria.

Entre algunos intentos que se han experimentado para mejorar la técnica de promediación se ha utilizado el filtro de Wiener. En este filtro se supone un PE invariante y un EEG estacionario y con media cero. Este filtro separa dos procesos aleatorios estacionarios que tienen densidades espectrales diferentes. Se ha observado que la aplicación del filtro de Wiener a PEs individuales mejora la relación señal a ruido, mientras que cuando se aplica al promedio no se observa ninguna

mejora. El filtro de Wiener suprime drásticamente los componentes de alta frecuencia del PE (Harmony, 1984).

Para resolver el problema de las variaciones rápidas de amplitud se diseñó el filtro de Wiener variante en el que se considera a la señal de EEG como no estacionaria. La inconveniencia de este procedimiento es que, al mejorar la sensibilidad de los componentes de alta frecuencia, también resulta en una mayor sensibilidad para el ruido.

Otro intento, usado en la práctica es el filtro de Woody que es un filtro adaptable en el que se supone al PE desplazado en latencia de ensayo a ensayo y que el EEG es estacionario con media cero. En este método se calcula la función de correlación cruzada para cada PE y una forma de onda que es una estimación de él. El retraso de tiempo en el cual la función de correlación es mayor se toma como la latencia de la señal. Cada PE se recorre en tiempo para compensar esta latencia. Las ondas compensadas en latencia son promediadas para obtener una estimación mejorada de la señal. El promedio sustituye la estimación original. El proceso se repite hasta que la estimación no cambia. La elección de la primera estimación puede ser un problema, dependiendo de la relación señal a ruido (Harmony 1984).

Otro filtro que se ha utilizado con éxito es el filtro de error cuadrático medio mínimo. En este procedimiento, las suposiciones básicas son que el PE cambia de ensayo a ensayo en amplitud, latencia o ambos, y que el EEG es estacionario con media cero. El filtro deseado tiene coeficientes que minimizan la suma de los errores cuadráticos entre la salida actual (señal más actividad de fondo) y la salida deseada (McGuillen y Auñon, 1981).

MODELO AUTOREGRESIVO EXOGENO. Un método alternativo para la obtención del PE desarrollado por un grupo de trabajo de Italia (Cerruti et al 1987) es una extensión del método autorregresivo considerando una entrada exógena, el cual recibe el nombre de ARX. En éste método la actividad relacionada al evento se modela



como la suma de un término autorregresivo y la salida filtrada de una entrada conocida determinística. Aplicando un algoritmo de mínimos cuadrados, se puede estimar el PE dentro de un segmento único.

El modelo ARX se describe por la siguiente ecuación:

$$y(k) = - \sum_{i=1}^n a_i y(k-i) + \sum_{j=d}^{m+d-1} b_j u(k-j) + e(k) \quad (1.7)$$

la cual relaciona un proceso discreto  $y(k)$  con una entrada conocida  $u(k)$  y un ruido blanco con media cero  $e(k)$ . Este método es una extensión del modelo AR, de tal manera que la entrada no sólo es el ruido blanco, sino que también está considerado un promedio móvil y un posible retardo  $d$ .

La transformada zeta de la ecuación 1.7 sería:

$$A(z)Y = B(z)U + E \quad (1.8)$$

$$\text{donde } A(z) = 1 + \sum_{i=1}^n a_i z^{-i}$$

$$B(z) = \sum_{j=1}^{m+d+1} b_j z^{-j}$$

$Y, U, E$  son las transformadas zeta de las señales discretas en el tiempo. El diagrama en bloques de tal modelo se presenta en la figura 1.4

Si se conocen  $u(k)$  y  $y(k)$  entonces es posible calcular los coeficientes  $a_i$  ( $i=1 \dots n$ ) y  $b_j$  ( $j=d \dots m+d+1$ ) por medio de un algoritmo de mínimos cuadrados, el cual minimiza el error de predicción.

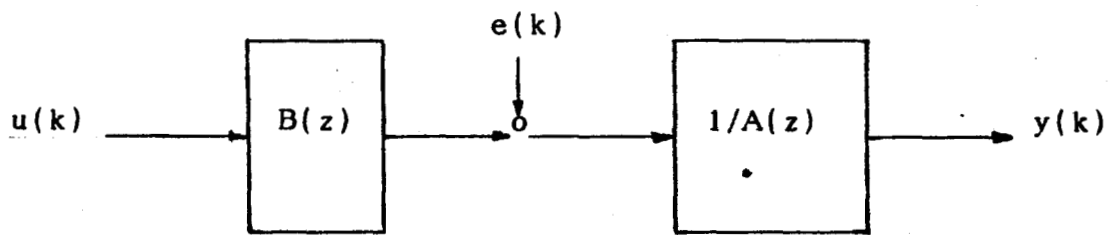


Figura 1.4 Modelo ARX

ESTIMACION POR MEDIO DE IDENTIFICACION. Considerando el potencial evocado como  $x_i = c_i + n_i$  es posible hallar una similitud con el modelo ARX como lo muestra el diagrama en bloques 1.5

El ruido  $n(k)$  representa a la señal de EEG y es visto como un modelo autorregresivo, mientras que el componente  $c(k)$  se modela como un modelo ARMA. Considerando  $B(z)$  constante, el filtro extrae el patrón del potencial evocado de cada uno de los segmentos de EEG, enriqueciendo particularmente las amplitudes y las latencias.

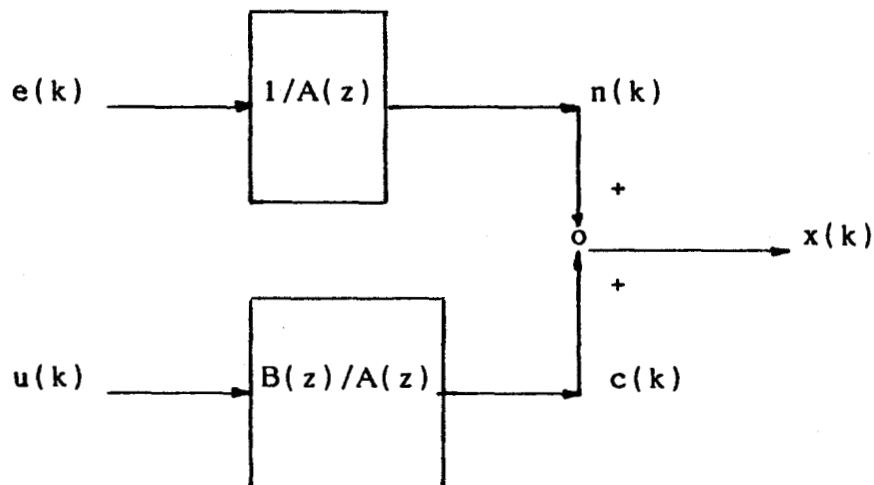


Figura 1.5 Estimación del PE por medio del modelo ARX

Después de calcular el promedio, con el fin de obtener la entrada  $u$ , es posible estimar los parámetros de  $A(z)$  y  $B(z)$  para cada segmento  $x_i$ . Un filtrado del promedio da la respuesta  $c_i$ .

VARIABLES A CONTROLAR EN UN EXPERIMENTO. Independientemente del procedimiento de estimación que se escoga, se deben cuidar los factores externos para la realización de un experimento. Como se ha comentado existen relaciones entre la morfología del PE y las características de los estímulos (frecuencia, intensidad, secuencia temporal, etc); también hay relación entre la morfología del PE y el estado interno del sujeto (motivación, atención, etc). Si no existe un control adecuado de las variables que intervienen en el experimento, se producirá un aumento indeseable en la variabilidad de los PEs que no podrá ser resuelto por ninguna técnica matemática y computacional. Por lo tanto, es necesario realizar experimentos en los cuales se consideren la estandarización del estímulo y las condiciones ambientales relevantes, así como el estado del sujeto y el rechazo de artefactos.

## CAPITULO 2

### DESARROLLO DEL HARDWARE

En este capítulo se describe el hardware necesario que permite la adquisición de potenciales evocados. El control del experimento, la adquisición y almacenamiento de datos se realiza con una microcomputadora IBM PC o compatible, considerando los comentarios vertidos en el prólogo.

El hardware está constituido por dos partes; una de ellas, la sección analógica, se encarga de la detección y amplificación de la señal de EEG, mientras que la sección digital realiza la conversión analógica digital (CAD).

Los componentes electrónicos que se proponen tanto en la parte analógica como en la digital son componentes económicos que se consiguen fácilmente.

#### 2.1 Circuitos analógicos.

Las partes principales que constituyen esta sección son las siguientes: 4 amplificadores de instrumentación seguidos por 4 filtros pasobanda, 4 amplificadores de ganancia variable y dos circuitos más, uno que comprueba la adecuada impedancia de los electrodos con la piel y otro que genera pulsos cuadrados, necesarios para la calibración del instrumento en su conjunto. Todos los circuitos de esta sección se alimentan con baterías de +/- 5 volts con el fin de brindar seguridad al sujeto. El diagrama en bloques de este sistema se muestra en la figura 2.1.

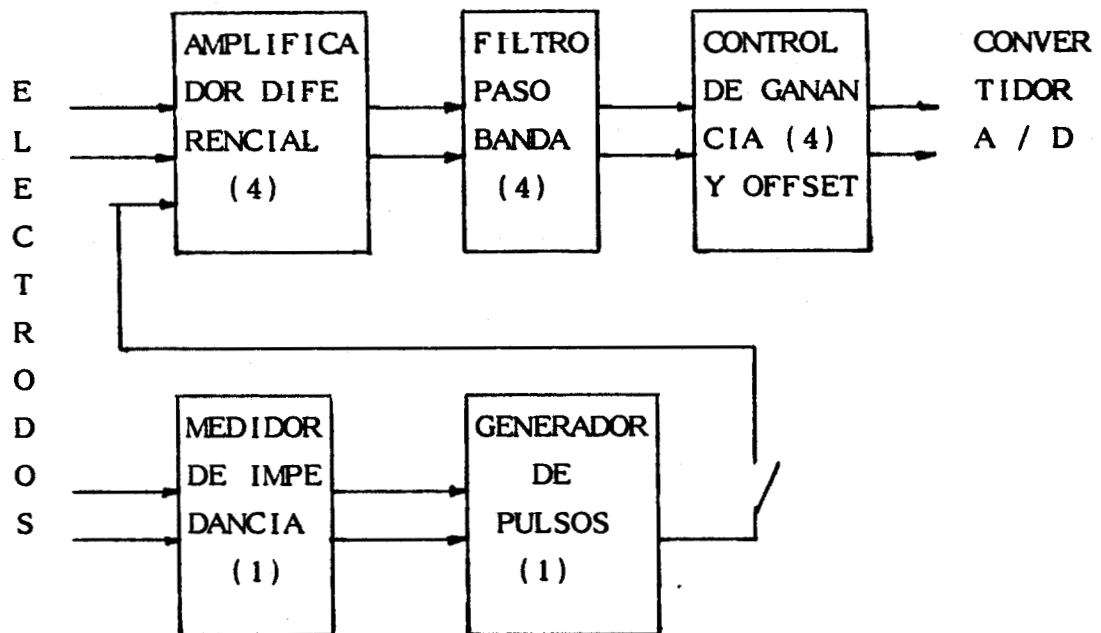


Figura 2.1 Diagrama en bloques de la sección analógica.

**PREAMPLIFICACION.** La detección y amplificación de las señales bioeléctricas a niveles de microvolts con el fin de obtener niveles de voltaje útiles, son las etapas más cruciales en la cadena del procesamiento de la señal de EEG y PEs. Estas señales deben amplificarse de manera que no exista distorsión, interferencia o atenuación debido a la presencia de ruido de radiofrecuencia, señal de 60 Hz y ruido intrínseco de los componentes electrónicos entre otros.

Como una solución probada para la amplificación de este tipo de señales se utilizó un amplificador de instrumentación con entrada diferencial (Jiménez 1983). El preamplificador tiene 10 Gohms de impedancia a la entrada y 75 db de relación de rechazo de modo común (RRMC). Otro parámetro; el nivel de ruido de entrada equivalente se trata en la parte final de la sección analógica.

El diagrama electrónico del preamplificador de EEG se muestra en la figura 2.2. Los amplificadores operacionales A1a, A1b y B1a forman el amplificador con entrada diferencial. A1a y A1b (TL084) tienen una impedancia de entrada muy alta y bajo ruido, mientras que B1a (LM346) tiene bajo consumo de energía, bajo ruido y alta RRMC. (Manual de Texas Inst. y de National S.)

El circuito en serie R1-C1, realiza la función de un filtro paso altas y evita el paso del componente de DC debido a los voltajes de offset de entrada de los amplificadores y la polarización de los electrodos. Este arreglo permite la conexión directa de los electrodos a los amplificadores sin el uso común de capacitores de entrada, los cuales degradan la RRMC y causan que el amplificador se bloquee durante sobrecargas de la señal. El preamplificador en su conjunto tiene una ganancia aproximada de 6000 y un ancho de banda de 30 Hz.

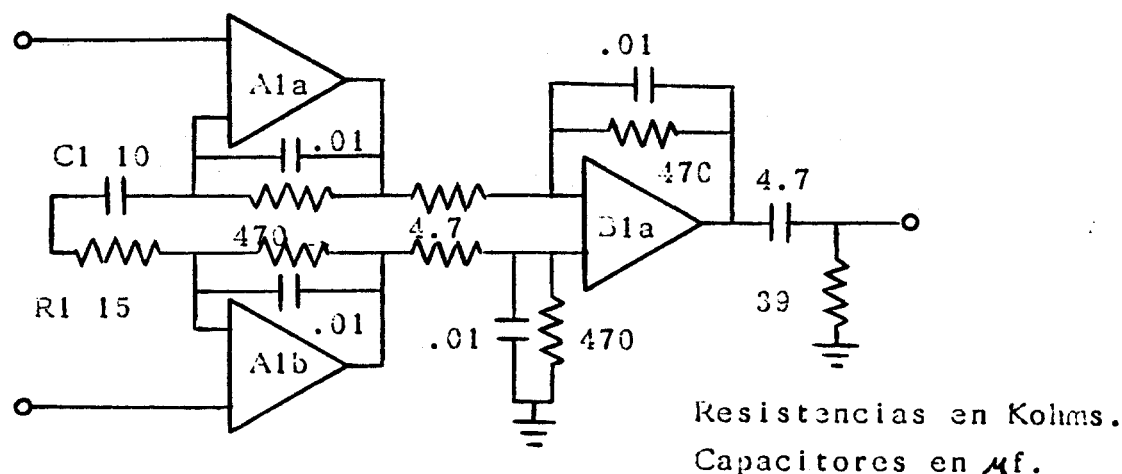


Figura 2.2 Preamplificador de EEG.

FILTRADO Y GANANCIA. En el capítulo anterior se comentaron las características de frecuencia y amplitud tanto de la señal de EEG como del PEV. Considerando que su espectro no se extiende más allá de los 30 Hz, para efectos prácticos, y su amplitud es de 50 microvolts, se diseñó el filtro con el corte a esta frecuencia y la ganancia final variable.

Los amplificadores B1b y B1c (véase la figura 2.3) forman cada uno de ellos, un filtro de ganancia unitaria paso bajas Chebyshev de tercer orden (0.25 db de pico) muy similares a los utilizados por Ciarcia (1988) con el corte de frecuencia calculado a 30 Hz (Stout y Kaufman, 1976). Cada filtro está acoplado a través de un filtro pasivo paso alta de primer orden. El operacional B1d es un sumador - amplificador que tiene dos funciones, con una de ellas se ajusta la ganancia final del bioamplificador y con la otra se coloca un voltaje de referencia a la salida del circuito. De esta manera se entrega al convertidor analógico digital un intervalo de voltaje de 0 a 5 volts, que es el que éste acepta.

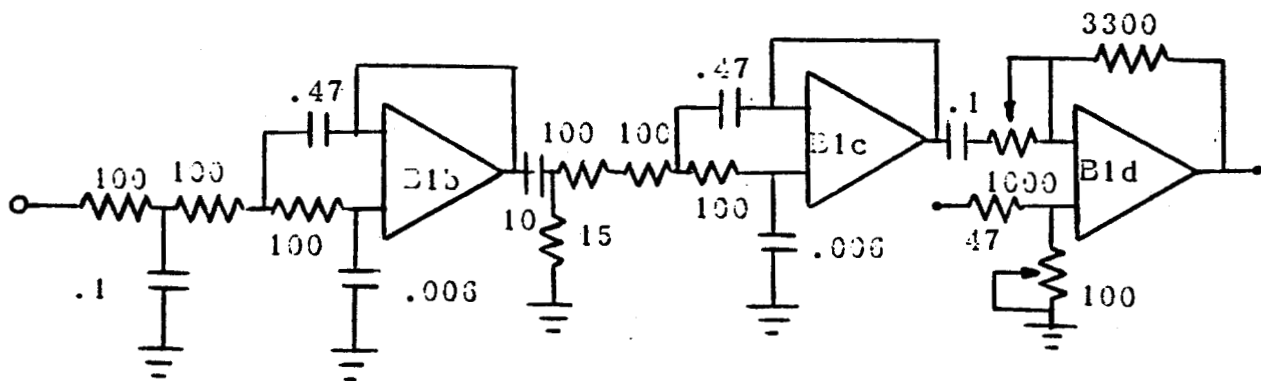


Figura 2.3 Circuito de filtrado y ganancia.

PULSOS DE CALIBRACION. Con el fin de conocer la amplitud de las señales de EEG es necesaria la calibración del amplificador, pero surge la pregunta; ¿ como calibrar un amplificador cuya entrada va a ser una señal aleatoria de frecuencia variable dentro de cierto rango limitada por el filtro pasobanda ?. La solución la da el análisis de Fourier y consiste en aplicar a la entrada una señal que contenga a todas las frecuencias. La señal ideal sería un impulso cuyo espectro en la frecuencia es una constante. La señal óptima real o práctica es la aplicación de pulsos cuadrados con frecuencia fundamental centrada en el ancho de banda del sistema a calibrar.

El circuito para la generación de los pulsos de calibración (figura 2.4) está constituido por un generador de onda cuadrada trabajando a una frecuencia de 14.2 Hz (C1), un voltaje de referencia formado por el diodo zener a 4.7 volts y finalmente un divisor de voltaje.

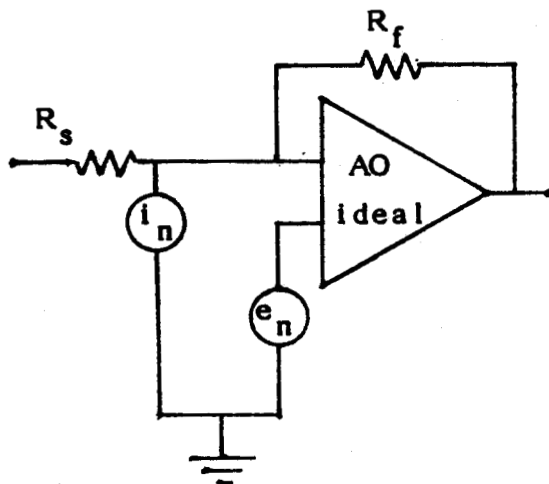
MEDIDOR DE IMPEDANCIA DE ELECTRODOS. En ocasiones, cuando se diseña un bioamplificador y se prueba, existe frustración porque al registrar la señal bioeléctrica, lo único que se ve en el osciloscopio es ruido. La mayoría de las veces el bioamplificador funciona bien y lo que falla es la colocación de los electrodos en el sitio correcto y la impedancia que forman los electrodos con la piel no es la adecuada.

La reducción de la impedancia de los electrodos es importante porque minimiza los artefactos producidos por diversas fuentes como la electrostática y la electromagnética, reduce también los artefactos debidos al movimiento de los electrodos y cables así como el ruido en el amplificador y, en conjunto, la distorsión de la señal. La impedancia de los electrodos se recomienda que sea menor a 10 Kohms, aunque puede ser mayor debido a la alta impedancia de los amplificadores operacionales utilizados (10 Gohms).

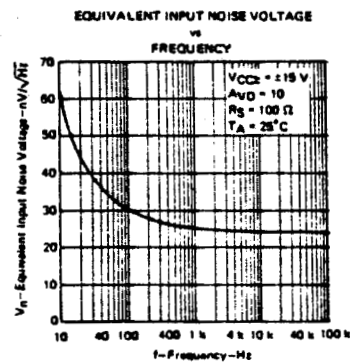




RUIDO DE ENTRADA EQUIVALENTE. Un parámetro muy importante y clave en el diseño completo del sistema es el nivel de ruido. El ruido total es generado por diversas fuentes y en todas las etapas de la sección analógica, pero puede ser representado por 2 generadores (Heuningen, 1984) en la entrada : El voltaje de ruido equivalente RMS ( $e_n$ ) y la corriente de ruido equivalente RMS ( $i_n$ ) que esta relacionada con la impedancia de los electodos (figura 2.5 a). Para disminuir el nivel de ruido en las etapas posteriores a la preamplificación, el preamplificador debe tener una ganancia alta. Si se toma en cuenta únicamente el preamplificador, entonces el nivel de ruido será principalmente proporcional al de los amplificadores operacionales TL084 de entrada (figura 2.5 b).



(a)



(b)

Figura 2.5 Ruido equivalente de entrada. a) circuito equivalente. b) curva 1/f del AO TL084.

Para especificar el nivel de ruido equivalente de entrada se usan diferentes tipos de unidades, siendo la más común Volts/ Hz RMS. Con este tipo de unidad se indica el voltaje RMS de ruido en 1 Hz de ancho de banda. La curva de frecuencia ( $1/f$ ) versus voltaje de ruido de los amplificadores TL084 se muestra en la figura 2.5 b. Una curva similar para toda la sección analógica se podría dibujar si se tuviera el equipo apropiado. Una forma práctica de conocer el nivel de ruido es la siguiente: conociendo la ganancia del preamplificador y la ganancia total, se conecta una red en delta de resistencias de 10 Kohms (simulando la impedancia de los electrodos) a la entrada de preamplificador y se mide el voltaje de salida en el preamplificador y a la salida de la sección analógica. Los voltajes de salida se miden en el osciloscopio obteniendo de esta manera el nivel de ruido aproximado. En el diseño presente el nivel de ruido de preamplificador es de 0.6  $\mu\text{V}$  y el de toda la sección analógica es aproximadamente de 1  $\mu\text{V}$ .

## 2.2 Circuitos digitales.

En esta sección se describe la tarjeta de conversión que ocupa una ranura de expansión en la microcomputadora y se comentan los errores asociados a la conversión analógica digital de las señales bioeléctricas. La tarjeta de conversión A/D (figura 2.7) está constituida por una interfaz que permite la comunicación de un convertidor analógico digital con la micro y 12 líneas digitales programables de entrada-salida. Estas líneas digitales pueden servir para la presentación de estímulos, la sincronización de eventos y el registro de interruptores mecánicos o señales externas. El diagrama en bloques de los circuitos de conversión se muestra en la figura 2.6.

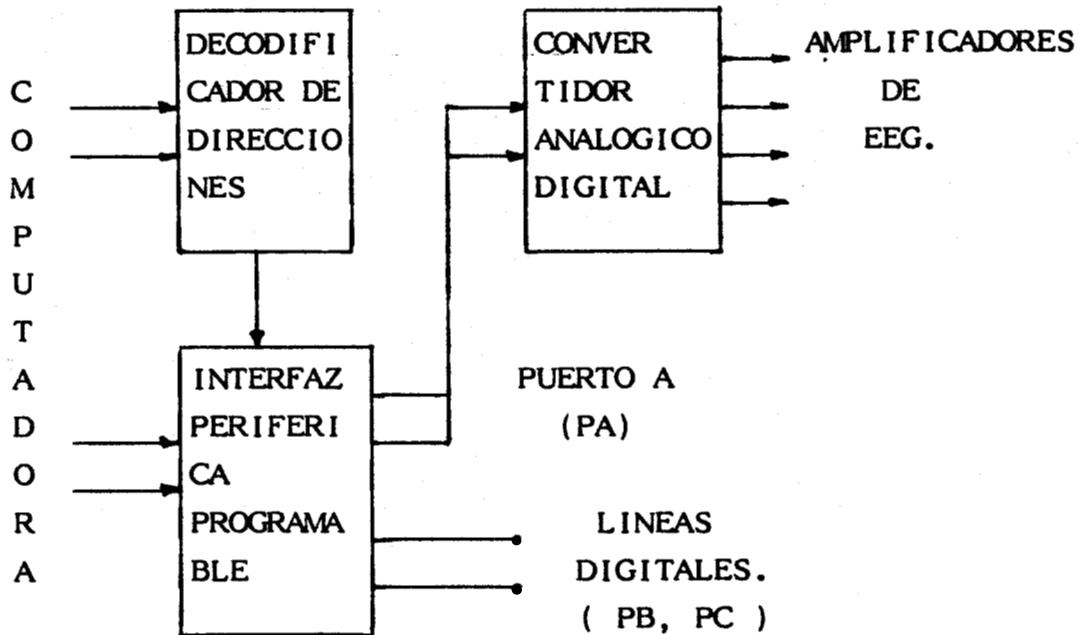


Figura 2.6 Diagrama en bloques de la sección digital.

**INTERFAZ.** La interfaz está constituida por un decodificador de direcciones y un circuito de interfaz periférica programable (PPI 8255), el cual funciona como buffer de datos y controlador del convertidor. En los párrafos que siguen se comentan las características de las líneas del bus de la microcomputadora IBM o compatible, el decodificador y el PPI.

El bus de IBM está constituido por 62 conexiones, muchas de las cuales son usadas para acceso directo a memoria y manejo de interrupciones, las cuales no se consideran aquí. Las líneas de interés son las de direccionamiento, datos, control y alimentación de corriente. Todas las líneas son TTL compatibles. Las líneas de direccionamiento A0 a A9 determinan cual tarjeta se selecciona en el bus. El acceso de un byte de entrada/salida requiere de 5 ciclos de reloj es decir; un tiempo de 1.02  $\mu$ s a 4.77 Mhz. (Drummond 1987).

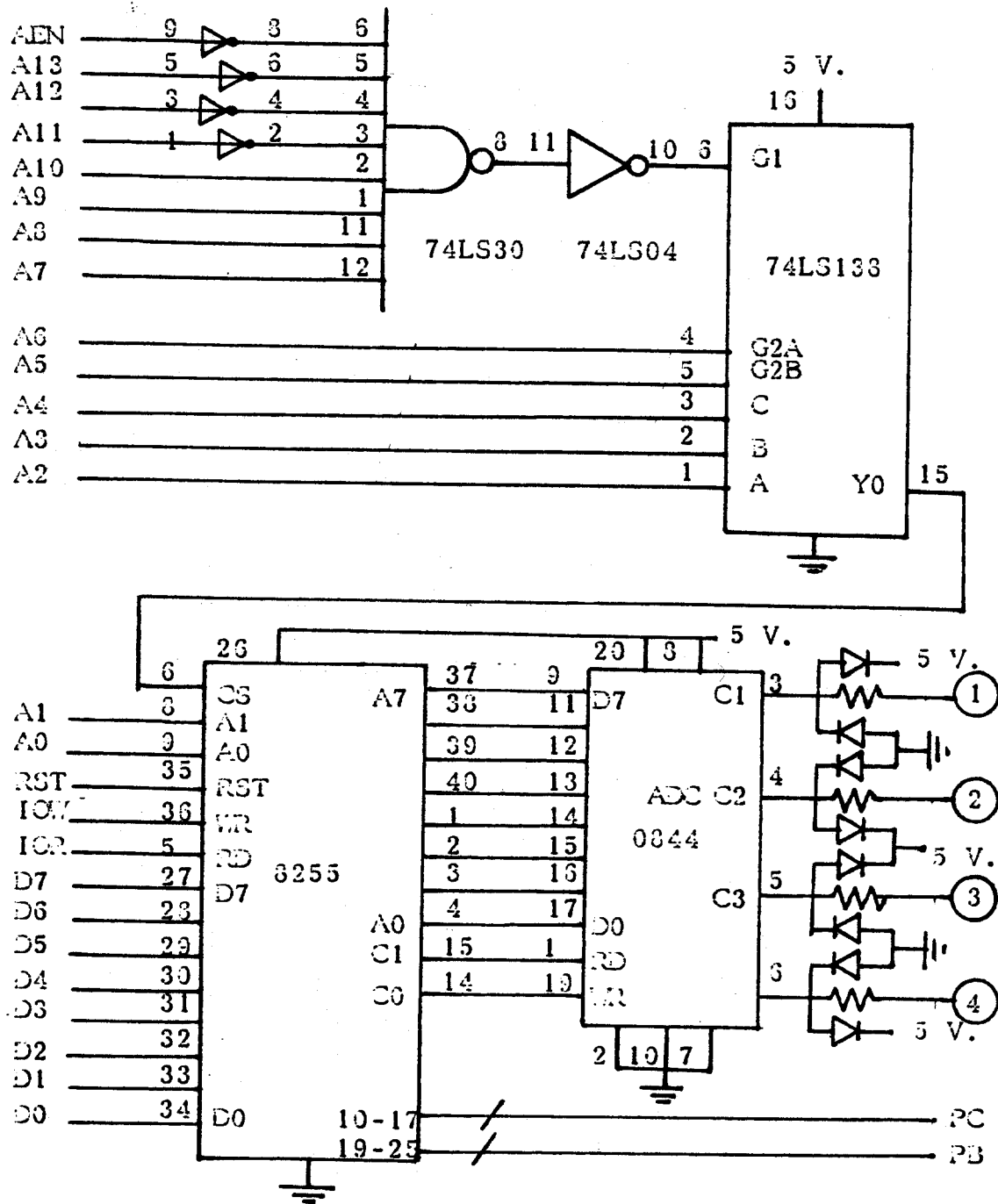


Figura 2.7 Diagrama electrónico de la tarjeta de conversión.

IBM destina un Kbyte de memoria (300 a 31F) para la decodificación de entrada/salida, debido a que utiliza solamente 10 líneas de direccionamiento. Este espacio pudiera parecer libre para tarjetas prototipo, sin embargo, las compañías que fabrican tarjetas accesorios ocupan este espacio. Con el fin de evitar esta eventualidad, la tarjeta que se diseña se coloca en un lugar diferente.

Para el decodificador de direcciones se usa un comparador o, como en este caso, una compuerta AND junto con un circuito integrado que realiza la función de decodificación (Banes 1985). La línea AEN también se compara para eliminar la posibilidad de una decodificación errónea que puede ser causada por un ciclo de acceso directo a memoria. Otro aspecto que debe tomarse en cuenta es no sobrecargar el bus de datos, donde se sugiere no utilizar más de dos entradas LSTTL. El decodificador 74LS138 puede habilitar hasta 8 circuitos 8255, lo cual permitiría ampliar el número de entradas y salidas disponibles. La única línea de decodificación que se utiliza se encuentra normalmente en un nivel alto pero, cuando se selecciona la dirección 780 hexadecimal (1920 decimal), esta línea baja aproximadamente por 1 us.

El circuito integrado 8255 tiene 3 modos de operación (Goldsbrough, 1981), seleccionables por software: el modo 0 tiene la función entrada/salida básica; el modo 1, entrada/salida condicionada y el modo 2 contempla un bus bidireccional.

El 8255 tiene 3 puertos: A, B y C. Los puertos A y B pueden seleccionarse para operar en diferentes modos, no así el puerto C. La parte superior del puerto C se configura con el puerto A y la parte inferior con B. El puerto C se puede configurar para manipular cada uno de los bits individualmente (figura 2.8). Por ejemplo, para colocar el bit 5 en alto, se debe escribir un 11 decimal al registro de la palabra de control.

## PALABRA DE CONTROL

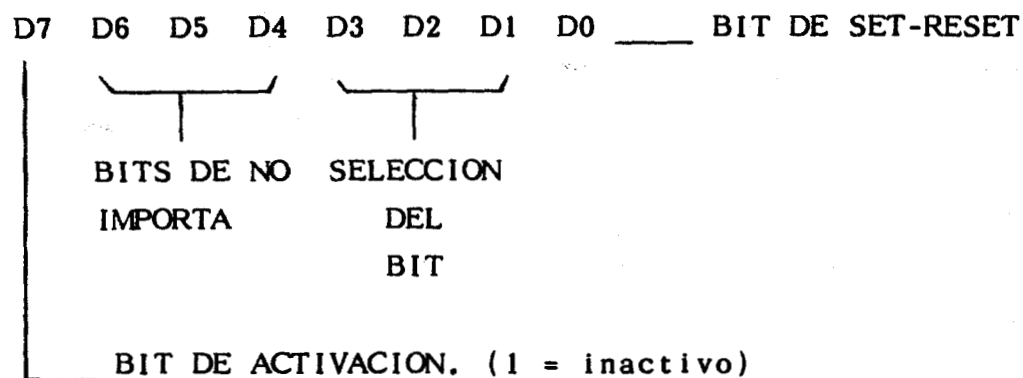


Figura 2.8 Configuración de los bits del puerto C.

La programación del 8255 se realiza por medio de cuatro registros internos, los tres primeros son para los puertos de datos y el cuarto es un registro de control, de tal manera que el puerto A tiene la dirección 1920, el B la 1921, el C la 1922 y la palabra de control tiene asociada la dirección 1923. Para cambiar el sentido de la dirección de datos en los puertos se coloca el código determinado por la figura 2.9. Por ejemplo, si todos los puertos van a ser salidas, la palabra de control deberá tener un 128 decimal; para que todos los puertos sean entradas, se coloca el 155, etc.

Como aspectos prácticos se mencionan los siguientes: deben usarse circuitos integrados de alta velocidad, para que no exista problema cuando la tarjeta se coloque en máquinas que tengan un reloj más rápido. También es recomendable usar capacitores de desacoplamiento en cada circuito integrado, para reducir el ruido de la fuente de poder y el que producen los transistores de los circuitos TTL en su ciclo de corte y saturación (Ciarcia, 1986).

PAL. DE CONTROL				PUERTO A	PUERTO C SUPERIOR	PUERTO B	PUERTO C INFERIOR
D4	D3	D1	D0				
0	0	0	0	SALIDA	SALIDA	SALIDA	SALIDA
0	0	0	1	SALIDA	SALIDA	SALIDA	ENTRADA
0	0	1	0	SALIDA	SALIDA	ENTRADA	SALIDA
0	0	1	1	SALIDA	SALIDA	ENTRADA	ENTRADA
0	1	0	0	SALIDA	ENTRADA	SALIDA	SALIDA
0	1	0	1	SALIDA	ENTRADA	SALIDA	ENTRADA
0	1	1	0	SALIDA	ENTRADA	ENTRADA	SALIDA
0	1	1	1	SALIDA	ENTRADA	ENTRADA	ENTRADA
1	0	0	0	ENTRADA	SALIDA	SALIDA	SALIDA
1	0	0	1	ENTRADA	SALIDA	SALIDA	ENTRADA
1	0	1	0	ENTRADA	SALIDA	ENTRADA	SALIDA
1	0	1	1	ENTRADA	SALIDA	ENTRADA	ENTRADA
1	1	0	0	ENTRADA	ENTRADA	SALIDA	SALIDA
1	1	0	1	ENTRADA	ENTRADA	SALIDA	ENTRADA
1	1	1	0	ENTRADA	ENTRADA	ENTRADA	SALIDA
1	1	1	1	ENTRADA	ENTRADA	ENTRADA	ENTRADA

Figura 2.9 Configuración del flujo de datos.

CONVERTIDOR UTILIZADO. El convertidor analógico-digital ADC0844 de National Semiconductor digitaliza señales analógicas en el intervalo de 0 a 5 volts mediante la técnica de aproximaciones sucesivas. Tiene un multiplexor interno de 4 canales y tiempo de conversión típico de 30 us (garantizado de 40 us).

El convertidor tiene una resolución de 8 bits. El consenso general que se tiene al respecto, es que tal convertidor no se debe usar para la conversión de las señales bioeléctricas dada su



093257

baja relación de señal a ruido. Al decir lo anterior, tal vez no se esté tomando en cuenta la especificación sobre el nivel de ruido del equipo que se utiliza para la amplificación de las señales. De qué sirve tener un convertidor de 12 bits que pueda discriminar señales de 0.0125 de microvolt (tomando una ventana de 4000 unidades de las 4096 para una señal de 50 microvolts) si el nivel de ruido de un bioamplificador como el diseñado aquí es aproximadamente de 1 microvolt. Para el mismo ejemplo un convertidor de 8 bits, utilizando 200 unidades, describiría 0.25 de microvolt, lo cual es más que suficiente.

Otro parámetro muy importante del convertidor ADC0844, es el tiempo de retención de los datos de entrada (data hold time) que es de 50 ns, el cual permite la conversión de una señal de entrada hasta una frecuencia de 24.8 khz sin tener incertidumbre en el código de salida generado (Sood P., 1988). Lo anterior significa que no es necesario un circuito de muestreo y retención (sample and hold circuit) a la entrada de cada canal y, además, la frecuencia calculada es suficiente para la conversión analógica digital de señales bioeléctricas.

Considerando la variación del 2 % de la fuente de poder de la microcomputadora PC como aceptable (Monzon, 1988), no se utilizó un circuito extra para el voltaje de referencia del convertidor, sino el propio voltaje de la fuente.

La comunicación del convertidor con la computadora se realiza por medio del C.I. 8255. Se utiliza el puerto A para el bus de datos y dos bits del puerto C para la escritura y lectura de datos. Por medio de la línea de escritura se puede configurar el convertidor en modo diferencial, sencillo, pseudodiferencial, o combinado. Para la aplicación del presente proyecto se escogió la configuración sencilla, porque al utilizar un bioamplificador diferencial, las otras configuraciones no son necesarias.

Con la ayuda del diagrama de tiempos del convertidor ADC 0844, que se encuentra en el manual técnico de National Semiconductor, es posible programar la adquisición de datos.

El intervalo de muestreo se puede obtener de dos maneras; una es utilizando un reloj expofeso (lo cual aumentaría el costo del sistema) y otra forma es utilizar un retardo por software. En la primera opción, aún queda otra subopción que es la de utilizar el reloj timer 8253, no uno extra, sino el que tiene la computadora en su interior. Por lo que respecta a la segunda alternativa, el intervalo de muestreo que se obtiene es preciso (Brysbart et al 1989) y es posible obtener intervalos menores a 1 milisegundo utilizando un lenguaje de alto nivel como Turbo pascal en su versiones 5 y posteriores.

PROGRAMACION DEL TIMER 8253. El circuito contador/timer 8253 de 16 bits de Intel, que se encuentra localizado en el interior de una microcomputadora IBM PC, tiene tres intervalos de tiempo programables. El primer intervalo de tiempo se usa para mantener el tiempo actual (los otros dos se utilizan para própositos internos del sistema). Un pulso de 840 ns alimenta el contador 0 del timer, el contador cuenta 65,536 pulsos (55 ms) y genera un pulso, el cual es usado por el sistema operativo para mantener el tiempo horario (Buhrer M. et al 1987).

Si se controla el arranque y la terminación del ciclo de trabajo del timer, así como su modo de operación se puede modificar el funcionamiento del timer y obtener una mayor resolución, alrededor de un 1 microsegundo ! (Sheppard B. 1987).

Un programa en lenguaje ensamblador que utiliza el timer interno 8253 de la PC, se muestra en el apéndice C. El programa adquiere 4 canales de entrada con 256 datos cada uno a un intervalo de muestreo de 10 milisegundos. El código del ensamblador es compacto, por lo que se puede colocar dentro del programa principal por medio de la instrucción IN LINE de Turbopascal. Si el código se hace más extenso, entonces se puede declarar en el programa como un procedimiento externo.

ERRORES EN LA ADQUISICION DE SEÑALES. Se comentan dos tipos de errores relacionados con el sistema de adquisición desarrollado: a) el error de precisión que depende del número de bits del convertidor y de la relación que existe entre la amplitud de la señal de entrada y la ventana del convertidor A/D y b) el error de muestreo, que se presenta por la violación al teorema de Nyquist. Ambas fuentes de error afectan la exactitud en la medición de amplitud y latencia de los potenciales evocados. Los errores de precisión y muestreo son independientes, por lo tanto el error total será la suma de los dos (Cauler, 1983).

ERROR DE MUESTREO. Este error se presenta cuando la señal no es de banda limitada y la frecuencias de muestreo es inferior al especificado por el criterio de Nyquist. El error de muestreo da como resultado la presencia del fenómeno de superposición espectral (aliasing). Un filtro paso bajas convierte teóricamente a la señal en una de banda limitada.

Un modelo para evaluar el error máximo permisible a una cierta frecuencia de muestreo, considerando el teorema de Shannon, es una onda senoidal en la cual se considera el caso extremo como aquel que ocurre cuando el intervalo de muestreo cae en medio del punto máximo o mínimo de la onda senoidal, de tal manera que se tiene lo siguiente:

$$\begin{aligned} E_{\text{máx}}(T) &= 1 - \cos(\pi * F_{\text{máx}} * T) \\ &= 1 - \cos(\pi * T / T_{\text{máx}}) \end{aligned}$$

Donde  $T$  es el intervalo de muestreo,  $F_{\text{máx}}$  la frecuencia máxima y  $T_{\text{máx}} = 1/F_{\text{máx}}$ . La relación se aplica hasta intervalos  $T_{\text{máx}}/2$  que es el intervalo mínimo de muestreo.

Aunque se sabe que aumentando la frecuencia de muestro se disminuye el error, esto no es posible debido a la gran cantidad

de datos que llenaría en un tiempo mínimo cualquier capacidad instalada de memoria. La solución es seleccionar la frecuencia de muestreo óptima.

**ERROR DE PRECISION.** El otro error que ocurre se debe a la aproximación que el CAD hace de la entrada analógica. Por ejemplo un CAD de 8 bits tiene una precisión de  $1/2^8 = 1/256 = 0.4\%$  del intervalo de entrada; mientras que un convertidor de 12 bits tiene una precisión de  $0.02\%$ . De esta manera, si se tiene una entrada de 5 volts, entonces los CADs de 8 bits y de 12 bits tendrían una exactitud de 19 mv y 1 mv, respectivamente.

El efecto del error de precisión depende de qué tanto se ocupe el intervalo de entrada del convertidor. Por lo tanto, si la señal de 5 volts ocupara la ventana completa del convertidor de 8 bits, entonces la relación del valor más grande con respecto al más pequeño es de 256:1. De esta manera la relación de señal a intervalo es de  $20 \log(256) = 48$  db. Pero si la señal fuera de 2 volts, la relación es 102:1 y la relación señal a intervalo es de 40 db.

En conclusión, el error de precisión depende de dos factores; el número de bits (N) del convertidor y el intervalo (R) que es ocupado por la amplitud (A) de la señal de entrada entonces:

$$Emax(P) = (2R/A)/2^N = (R/A)/2^{N-1}$$

El factor de 2 surge de la medida de la amplitud que requiere dos muestras. Es de notar que el error disminuye exponencialmente al aumentar el número de bits (error de 12 bits = error de 8 bits /  $2^4$ ).

Sin embargo hay algunos otros factores, además del comentado en la sección anterior, en favor del convertidor de 8 bits que lo colocan como una alternativa viable y son los siguientes: es más barato, se consigue fácilmente, requiere menos tiempo de

conversión, se necesitan menos pasos de programación y menos memoria.

En el presente trabajo, considerando una  $F_{\text{máx}}$  de 30 hz, tiempo de muestreo de 4 ms y una señal de entrada de 4 volts (204 unidades del convertidor) los errores de muestreo y de precisión serían de 0.00216 % y 0.976 % respectivamente. Sumando, el error total sería de alrededor del uno por ciento.

En el caso de potenciales evocados, cuando éstos se estiman por medio de la promediación, los errores de muestreo y precisión que se han mencionado, disminuyen.

## CAPITULO 3

### PRUEBA DEL SISTEMA.

En este capítulo se plantean los experimentos realizados para la prueba del sistema, se comenta la estructura del programa desarrollado, se presentan los resultados obtenidos y, por último, se hace una conclusión final del trabajo.

#### 3.1 Planteamiento de los experimentos.

En esta sección se plantean los experimentos que se llevaron a cabo, para la prueba del sistema desarrollado. En las secciones que siguen se describen la forma en la que se realizaron y los resultados que se obtuvieron. Se realizaron 3 experimentos: en el primero de ellos se compara el funcionamiento del electroencefalógrafo construido con el de un polígrafo comercial. En los experimentos 2 y 3 se adquieren segmentos de señal EEG-PE con la presentación de estímulos visuales por medio del monitor de la computadora. En la figura 3.1 se observa la disposición del equipo en estos experimentos y, la caja de aluminio en la que se encuentran contenidos el electro-encefalógrafo, los controles y conectores. Las dimensiones de esta caja son 18 cm de largo, 6 cm de ancho y 13 cm de profundidad. Los electrodos se hicieron en forma de cazuela de 1 cm de diámetro y para su construcción se empleo el metal de plata con un recubrimiento de oro.

En el experimento 2 se presentan como estímulos visuales un rectángulo como punto de fijación, y palabras en el centro de la pantalla. Dentro de un paradigma de procesamiento de significado se obtienen potenciales evocados en los cuales se aprecian claramente componentes medios (50 ms-200 ms) debidos a un cambio

de patrón pero no se obtienen potenciales debidos a la diferencia de significado.

En el experimento 3 se realiza un paradigma clásico, en el que se presentan figuras geométricas. Uno de dos estímulos (círculo) aparece con una probabilidad menor (10% al 30%) con respecto al otro. En este experimento se obtiene un PE endógeno conocido como P300.

En todos los experimentos participaron sujetos sanos con adecuada agudeza visual.

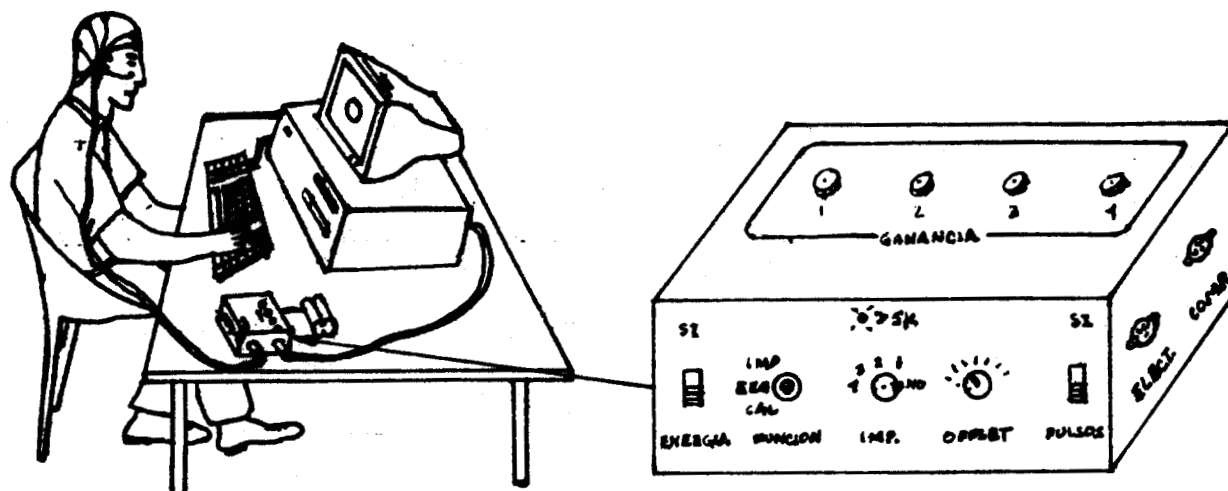


Figura 3.1 Disposición del equipo en los experimentos 2 y 3.

**EXPERIMENTO 1.** Este experimento es muy sencillo y consiste en la comparación de dos señales de EEG. Una de ellas, se tomó del electroencefalógrafo construido y la otra se adquirió con un polígrafo Beckman serie RM. La serie RM tiene preamplificadores modelo 481B y amplificadores modelo 482M8.

Se colocaron a un sujeto, 3 electrodos de acuerdo con el sistema 10-20 (Anónimo, 1974 y Low et al, 1975); uno en Cz, otro en el lóbulo de la oreja, como referencia, y otro más en la frente, como tierra. Los electrodos se conectaron en paralelo

con los dos aparatos y la señales se capturaron en forma simultánea por medio de dos canales del convertidor ADC 0844.

EXPERIMENTO 2. En este experimento se presentan palabras en el centro de la pantalla de un monitor de computadora. Las palabras del tipo consonante vocal consonante (Tyler, 1985) están formadas por letras de de 0.8 cm de largo por 0.4 cm de ancho y pertenecen a 1 de dos grupos posibles. Uno de los grupos contiene palabras con significado, mientras que en el otro grupo las palabras carecen de significado.

Anticipando la presentación de cada una de las palabras que aparecen en forma secuencial y aleatoria, se presenta también en el centro de la pantalla un rectángulo de 2.3 cm. de largo por 5 cm. de ancho como punto de fijación (figura 3.2). El sujeto deberá responder apretando uno de dos interruptores indicando a qué grupo pertenece la palabra que aparece; forzando de esta manera el reconocimiento de la información que se presenta.



**PIES**

**FIUT**

RESPONDE, POR FAVOR    RESPONDE, POR FAVOR

Figura 3.2 Punto de fijación,  
ejemplo de palabra con significado y sin él.



El experimento se realizó por la noche, en una microcomputadora portátil IBM XT con un reloj de 4.77 Mhz. El sujeto se sentó comodamente a unos treinta centímetros de la pantalla de color ambar. Se midieron y limpiaron los sitios de registro, se colocaron electrodos en Cz, Pz y Oz de acuerdo al sistema 10-20. También se colocaron electrodos en la frente, en el lóbulo de la oreja, en el canto superior interno y canto inferior externo del ojo derecho.

Después de explicarle el experimento, se le hicieron indicaciones como las siguientes: que estuviera atento y no parpadeara con la presentación de las palabras; y que apretara el interruptor apropiado tan pronto como reconociera el significado de ellas. Acto seguido se continuó con la captura de las señales.

EXPERIMENTO 3. En este experimento se presentan en el centro de la pantalla del monitor 2 figuras geométricas. Una figura es un cuadrado de 4 cm. de lado y la otra es un círculo de 4 cm. de diámetro. Las figuras se presentan secuencial y aleatoriamente teniendo el círculo una probabilidad de aparición del 20 % aproximadamente. En el momento de la aparición de las figuras, el sujeto debe apretar la barra espaciadora tan pronto como reconozca el círculo. Este paradigma es uno de los clásicos conocido como el del evento raro (the oddball paradigm; Donchin, 1981).

El experimento se llevó a cabo por la tarde, en una microcomputadora IBM XT compatible, con un reloj de 4.77 Mhz. El sujeto se sentó cómodamente a un metro aproximadamente de la pantalla de color verde.

Se colocaron electrodos en el vertex, en la frente, en el lóbulo de la oreja, en el canto superior interno y canto inferior externo del ojo izquierdo. Después de explicar la prueba al sujeto, se le hicieron indicaciones semejantes a las del experimento anterior y se continuó adelante.

### 3.2 Estructura del programa.

En esta sección se comenta la estructura y el funcionamiento del programa desarrollado en Turbopascal versión 5. El programa de computadora, tiene como objeto automatizar el proceso de captura de potenciales evocados. El lenguaje Pascal pertenece a los lenguajes estructurados de alto nivel que permiten por sí solos examinar su funcionamiento. La filosofía de diseño con este tipo de lenguajes es el uso de procedimientos autónomos con el paso de parámetros ya sea por valor o por variable.

El programa está constituido por 3 procedimientos principales que se eligen cuando en la pantalla se presenta un menú (figura 3.3). Con el primer procedimiento es posible crear un archivo de palabras acompañadas de un número que representa la categoría o clase a la que pertenecen. Las palabras sirven como estímulos visuales y el número se comparará con el registro del interruptor que se oprima a lo largo del experimento 2 (sección anterior).

```
POTENCIALES EVOCADOS

MENU PRINCIPAL

C: CREAR UN ARCHIVO DE ESTIMULOS
A: ADQUISICION DE POTENCIALES
G: GRAFICAR LOS DATOS OBTENIDOS
T: T E R M I N A R

ESCOGE UNA OPCION:
```

Figura 3.3 Menú del programa.

093257

El segundo procedimiento, uno de los más importantes llama a otros procedimientos que realizan las siguientes funciones: recabar información acerca del sujeto, sitios de registro y experimento a realizar (figura 3.4), inicializar el sistema, presentar los estímulos, adquirir los segmentos de la señal EEG-PE, calcular y guardar o desechar la señal adquirida si existieron artefactos

ADQUISICION DE POTENCIALES EVOCADOS	
Cuáles son las iniciales del sujeto	? tm
Con el electrodo 1 se registran los movimientos oculares	
Cuántos electrodos se utilizarán (2,3,4)	? 4
Derivación del electrodo 2	? Cz
Derivación del electrodo 3	? Pz
Derivación del electrodo 4	? Oz
Elige el experimento: (L)etras, (P)300	? L
Nombre del archivo de estímulos	? estímulo.dat

Figura 3.4 Preguntas para formar los archivos de datos.

El proceso de inicialización consiste en almacenar en disco los pulsos de calibración, las señales de línea base con ojos abiertos y ojos cerrados y la señal de parpadeo. Los pulsos de calibración son pulsos cuadrados con una amplitud de 50 microvolts y frecuencia de 14.2 Hz. Los controles de ganancia del sistema se ajustan para que se obtengan aproximadamente 200 unidades del convertidor. Las señales con ojos abiertos y ojos cerrados permiten asegurar visualmente la adecuada recepción de las señales de EEG.

La señal de parpadeo se obtiene pidiéndole al sujeto que parpadee. Esta señal puede contener tanto señal de parpadeo como

movimiento ocular y no debe estar saturada. Los movimientos oculares y la señal de parpadeo pueden introducir otras formas de onda que contaminan el potencial evocado (Fortgens 1983).

Todas las segmentos que se obtienen están formados por 256 puntos con un intervalo de 4 ms.

Con la información que se le ha dado a la computadora y una vez realizado el proceso de inicialización, se forman los archivos .CAL, .ABI, .CER y .DAT. Cuando se termina esta fase, se está en posibilidad de comenzar el experimento que se haya elegido; ya sea la presentación de las palabras o la presentación de figuras geométricas.

Inmediatamente después de la presentación de cada estímulo, se adquiere la señal de EEG por un segundo en los canales utilizados, la señal de electro-oculograma que siempre se recibe en el canal 1 se compara con la de parpadeo tomada en el inicio de la sesión con el fin de obtener la correlación entre ambas. También se registra el interruptor apretado o la barra espaciadora, dependiendo del experimento que se esté llevando a cabo y se verifica si no existieron saturaciones.

La función de correlación indica el grado de similitud de dos señales y es un método que se utiliza, en este caso, para desechar las segmentos en caso de que estén contaminados por los movimientos oculares o parpadeo.

Si las señales tienen una correlación menor a un valor de referencia preestablecido, se ha oprimido el interruptor adecuado o la barra espaciadora y no existen saturaciones, entonces se procede a guardar este segmento que contiene al potencial evocado. De esta manera se continúa toda la sesión presentando un total de 123 palabras (aproximadamente la mitad de ellas con significado) o aproximadamente 100 figuras geométricas.

Al terminar la sesión que dura en promedio 20 minutos, se tiene la opción por medio del tercer procedimiento de presentar los potenciales evocados obteniéndolos por el método el promediación. En este procedimiento, se pide el número de

graficas que se desean (de 1 a 4), las iniciales del sujeto y las derivaciones registradas. El procedimiento normaliza y promedia las señales adquiridas y grafica los potenciales evocados finales.

El listado completo del programa se presenta en el apéndice A.

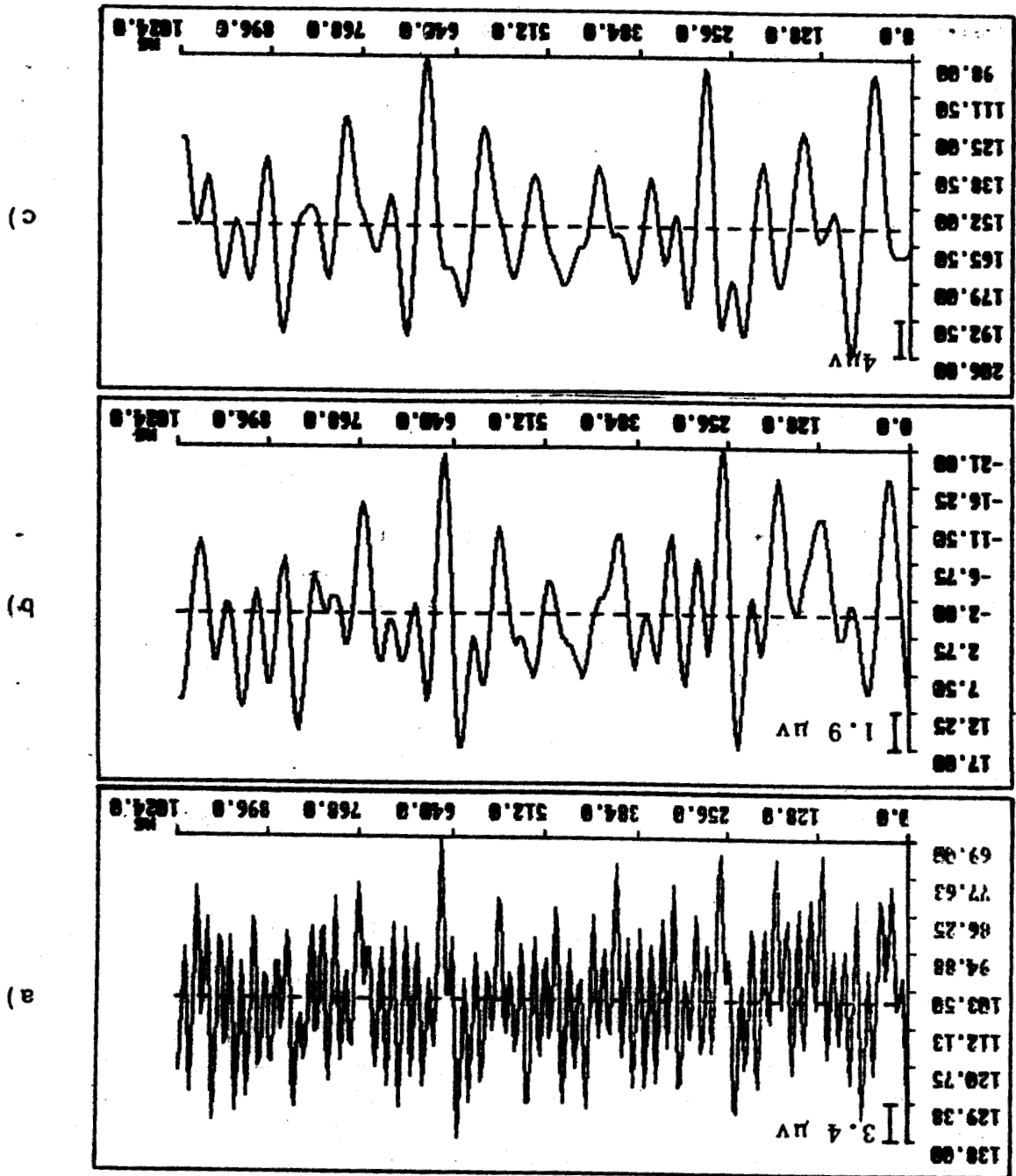
### 3.3 Resultados obtenidos.

Los resultados obtenidos muestran que sí es posible obtener señales de EEG y potenciales evocados con el sistema desarrollado. El nivel de ruido generado en todas las etapas se reduce considerablemente gracias al procesamiento estadístico posterior que se realiza.

Los potenciales evocados obtenidos se deben analizar desde un punto de vista reservado, porque para la comparación de PE se necesita la estandarización del equipo con el lugar en donde se realizan los experimentos. También se necesita crear una base de datos de sujetos en la que se especifique tanto las variables externa así como las internas involucradas (capítulo 1).

EXPERIMENTO 1. Con respecto a la prueba de comparación de las dos señales de EEG, en la figura 3.5 se observan 3 señales de 256 puntos espaciados 4 ms correspondientes al sujeto M.D. La señal superior (figura 3.5 a) se adquirió con el polígrafo Beckman; se encuentra contaminada (principalmente por la señal indeseable de 60 Hz.) porque este polígrafo requiere de una jaula de Faraday para su buen funcionamiento y en el momento de la prueba no la tenía. Un filtro digital de fase lineal (Guevara, 1984), con frecuencias de corte a 0 y 30 Hz., permite comparar esta señal (figura 3.5 b) con la señal de la figura 3.5 c que corresponde a la que se capturó con el electroencefalógrafo desarrollado. Nótese en esta última señal el desfase que producen los filtros electrónicos activos.

Figura 3.5 comparación de 2 señales de ECG. a) señal del polígrafo Beckman contaminada con 60 Hz. b) señal del polígrafo Beckman filtrada. c) señal del electroencefalógrafo construido.



EXPERIMENTO 2. Los resultados de este experimento corresponden al sujeto T.M. De las 123 palabras presentadas (apendice B) finalmente se obtuvieron 51 segmentos de las palabras con significado y 55 del que no lo tienen. En la figura 3.6 se muestran 14 segmentos de los 51 con significado. También se puede observar como se va realizando el promedio de los segmentos y en la parte inferior derecha se observa el promedio final.

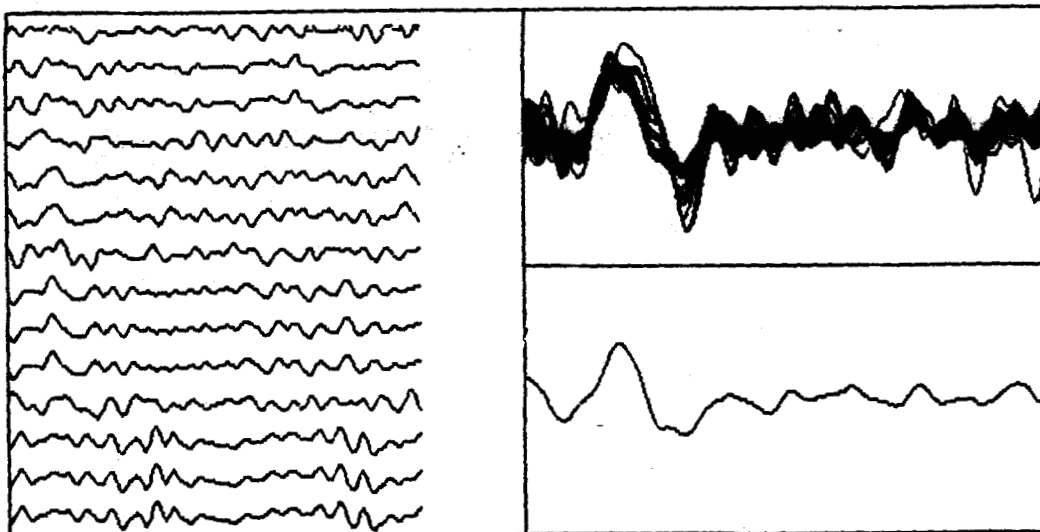


Figura 3.6 Segmentos de EEG, promedios consecutivos y potencial evocado final en la derivación Pz.

En la figura 3.7 se han graficado los primeros 128 puntos del potencial anterior, donde se observa la forma de onda correspondiente a la categoría de palabras con significado. Los componentes medios corresponden al estímulo físico del cambio de patrón; es decir el cambio de la figura del rectángulo como punto de fijación por la aparición de la palabra.

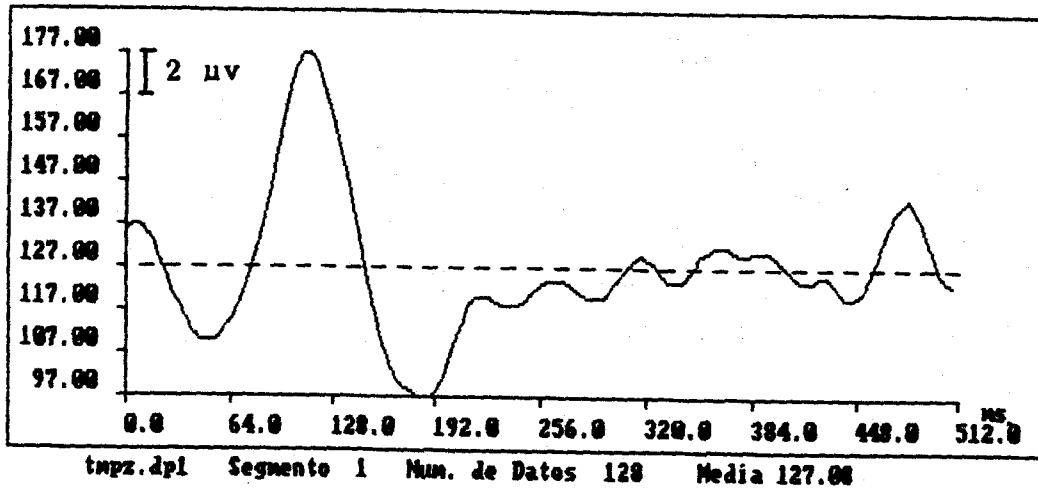


Figura 3.7 Potencial evocado visual de la derivación Pz.

La forma de onda obtenida se puede comparar con el potencial evocado de la figura 3.8 que aparece en la referencia de Moody et al, 1989.

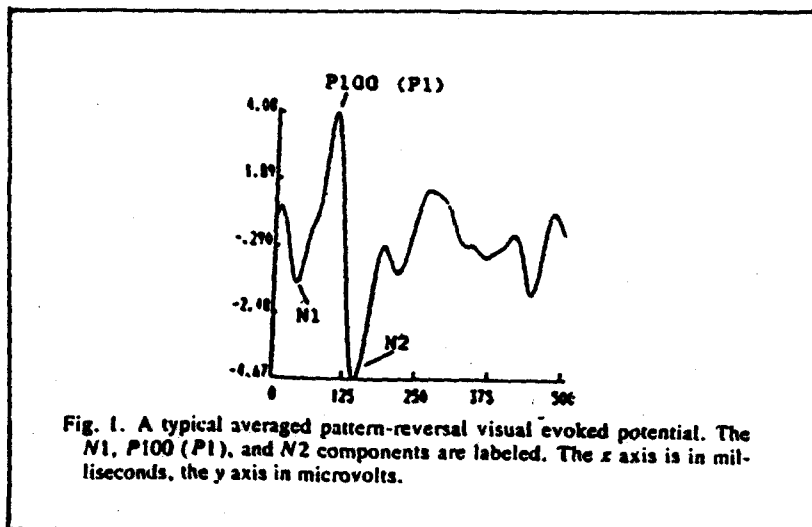
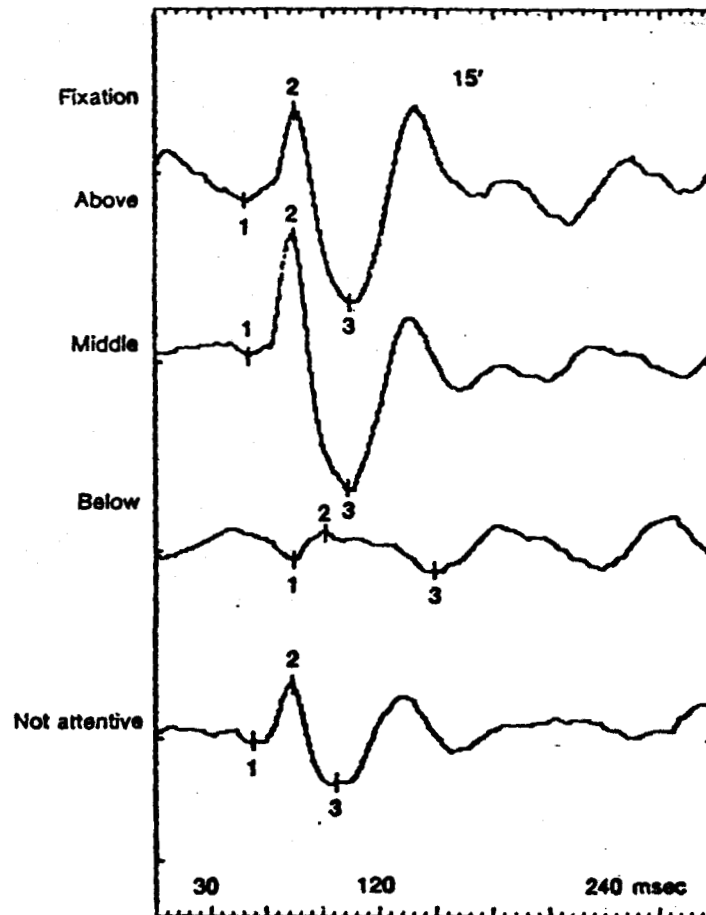


Figura 3.8 Potencial evocado visual típico.  
(tomado de Moody, 1989)



También se puede comparar con los potenciales de la figura 3.9 que fueron tomados de Maurer (1989).



LATENCIES (ms)				
L1	48.00	50.40	74.40	52.80
L2	74.40	74.40	91.20	73.20
L3	104	103	148	97.20
AMPLITUDES (μV)				
A1-A2	8.40	11.40	-2.50	-5.50
A2-A3	-17.70	-23.70	-3.60	-9.30

Figura 3.9 Potencial evocado estimulando la retina en diferentes posiciones con un cuadrado de 15 pulgadas. (tomado de Maurer, 1989)

Los potenciales de esta referencia muestran las formas obtenidas con la presentación de cuadrados de 15 pulgadas estimulando la retina de frente, por arriba, por abajo y no observando directamente el cuadrado. Aunque las latencias y las amplitudes picos no son exactamente las mismas, las formas de onda son muy parecidas tomando en cuenta la diferencia en el tamaño, la forma del cuadrado y añadiendo la presentación de las palabras.

En la figura 3.10 se pueden comparar los potenciales evocados de las tres zonas cerebrales registradas (Cz, Pz y Oz) que pertenecen a las palabras con significado.

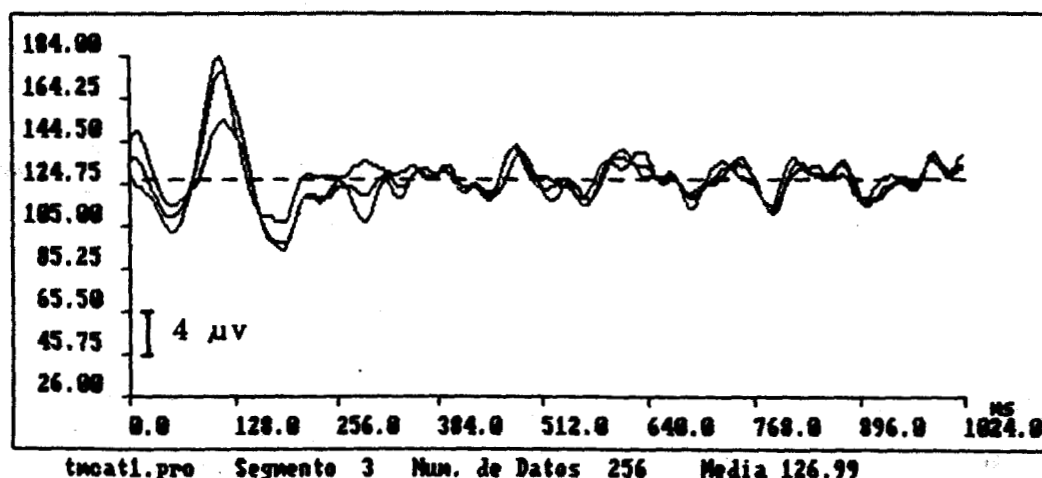
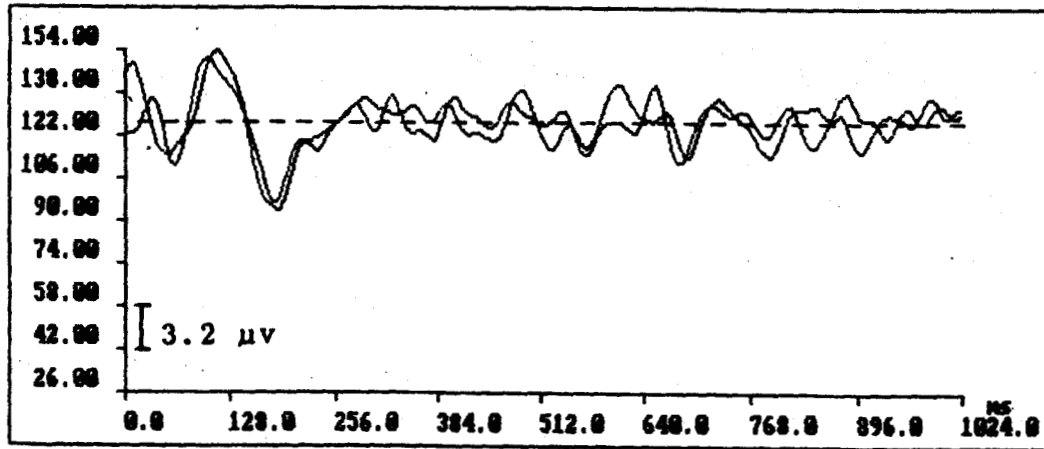
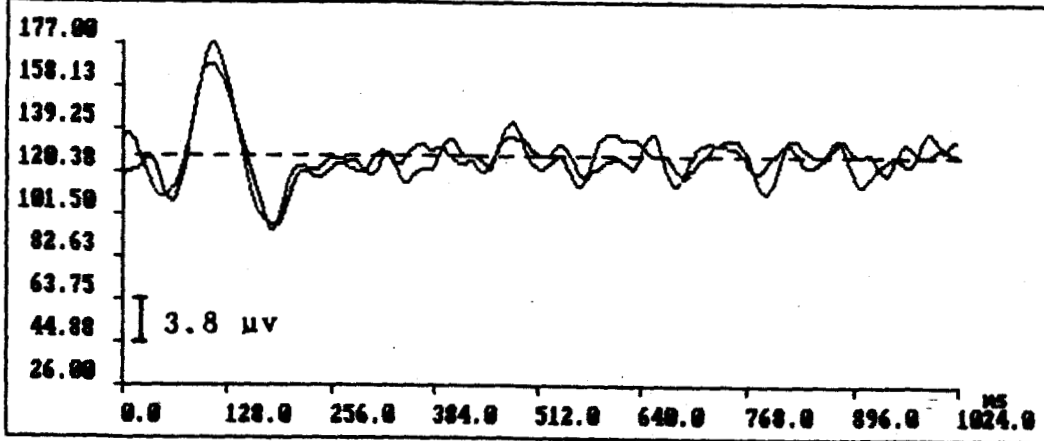


Figura 3.10 Comparación grafica de las 3 zonas registradas.

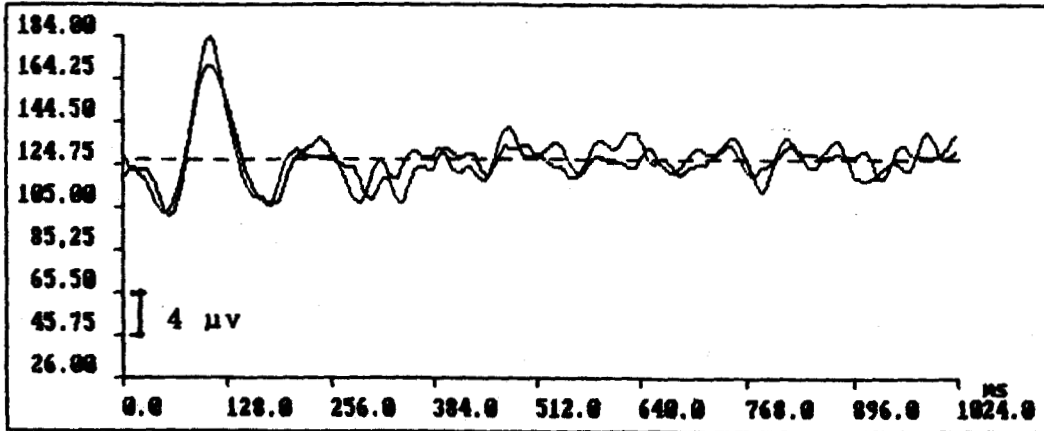
Finalmente, la figura 3.11 muestra las tres derivaciones registradas (Cz, Pz y Oz) sobreponiendo en cada grafica los potenciales correspondientes a las palabras con significado y sin él. Existen varios estudios (Canseco 1988), los cuales concuerdan en que no existen diferencias significativas entre los potenciales visuales evocados por la presentación de palabras con significado y sin éste.



a)



b)



c)

Figura 3.11 PEs de las palabras con significado y sin él, en las derivaciones Cz (a), Pz (b) y Oz (c).

EXPERIMENTO 3. En este experimento se obtuvo un potencial endógeno conocido como P3 o P300. Este potencial ha sido uno de las más discutidos y se ha desarrollado en torno a él, toda una teoría psicológica que involucra entre otros a procesos de atención, memoria, cognición, etcétera. El paradigma clásico para la obtención de este potencial, como ya se comentó es el del elemento raro (the oddball paradigm). Entre sus aplicaciones se encuentran: la diferenciación de edad, así como las pruebas de diagnóstico en alcoholismo o en demencia general (Pfefferbaum et al, 1984).

En la figura 3.12 se puede observar el potencial evocado del sujeto F.J. El potencial es un promedio de 74 segmentos que se reunieron después de haber repetido el experimento 4 veces.

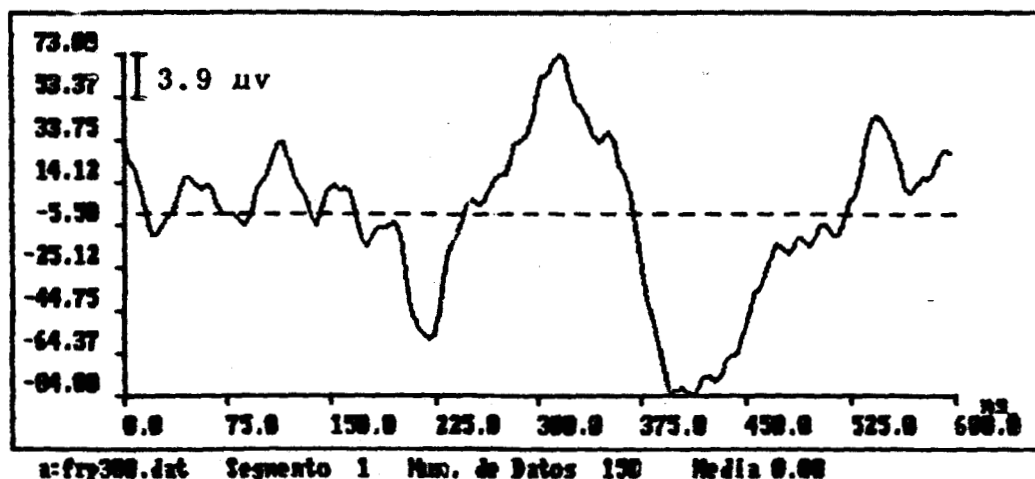


Figura 3.12 Potencial evocado endógeno P300.

### 3.4 Conclusiones.

093257

El sistema que se ha presentado es sencillo, fácil de operar y económico, debido a estas cualidades contiene intrínsecamente también sus desventajas. Existen por lo tanto, por un lado, posibles mejoras al sistema desarrollado y por otro lado se pueden elegir metas de diseño completamente diferentes. Debe tomarse en cuenta que este sistema es un prototipo y, por lo tanto, espera una realimentación de los usuarios para aumentar su funcionalidad.

En cuanto a las mejoras, una podría ser el uso de otros amplificadores operacionales con mejores características electrónicas; como el OP-27 de Precision Monolithic Incorporated (PMI) u otros amplificadores de instrumentación como el AMP-01, también de PMI, el MC34084 de motorola o el AD521 de Analog Devices. Otra mejora que se le puede hacer es la elección del ancho de banda del sistema. Con los filtros que se tienen, el ancho de banda es de 30 Hz, se podrían tener otros cortes a frecuencias variables, con un supresor de banda a 60 Hz. Los filtros podrían ser realizados, no con elementos discretos como es el caso actual, sino con filtros de conmutación como por ejemplo el AF-100 de National. Con estos filtros se logra disminuir el número de componentes electrónicos y aumentar la pendiente de corte. También se puede mejorar la interfaz hombre-máquina para hacer más ergonómico el sistema; básicamente usando el método de ventanas y haciendo el sistema menos hostil al usuario.

En las mejoras se deben considerar sin lugar a dudas, dos grandes inconvenientes: el aumento en el costo y la dificultad para conseguir las piezas.

Por otro lado, se puede hacer un nuevo modelo que realice las mismas funciones, pero mejoradas, y aumente el número de canales. Por ejemplo, dentro de las mejoras se podría usar una tarjeta de conversión con un convertidor de 12 bits como la de Azpiroz (1986) ó una de 16 bits como la de Molina (1989).

En otro plano, entre las posibilidades que quedan abiertas para seguir trabajando en el área de potenciales evocados están: el uso de otras técnicas para la obtención del potencial evocado, como las que se comentan en el capítulo 1. También está la clasificación automática de las señales y la construcción de un sistema experto.

La descripción del desarrollo del trabajo se llevó a cabo con generalidad, debido a su extensión. Sin embargo, con ello se vislumbra un amplio panorama de investigación en el futuro. Los temas que se trataron y los que se mencionan dan pie a la posibilidad de una serie de tesis de licenciatura, maestría y doctorado.

## REFERENCIAS

- Anónimo. (1974). Una revisión del sistema internacional diez-veinte de colocación de electrodos. Folleto de divulgación de la Compañía Grass Instruments.
- Aspiroz J., Gomez S. (1986). Sistema de adquisición de señales biomédicas. Memorias del XII congreso de la Academia Nacional de Ingeniería, sept.
- Banes V. (1985). Audio Frequency analyser. Byte, January, 223-250.
- Brown J. L. (1982). Sistemas sensoriales, en Bases fisiológicas de la práctica médica, editorial médica panamericana, 1227-1284.
- Brysbaert M., Bovens N. y Dydewalle G. (1989). Turbo pascal timing routines for the IBM microcomputer family. Beh. Res. Methods, Inst & Comput., 21(1), 73-83.
- Buhrer M., Sparrer B. y Weittkunat R. (1987). Interval timing routines for the IBM PC/XT/AT microcomputer family. Beh. Res. Methods, Inst & Comput., 19, 327-334.
- Canseco G. E. (1988). Correlatos electrofisiológicos del procesamiento semántico. Tesis de Maestría en Psicobiología, Facultad de Psicología, UNAM.
- Caulier L., Mayhew W. y Teyler T.J. (1983). Discrete sampling of continuous biological signals: analog to digital conversion. Brain Research, 11, 755-760.

- Cerruti S., Baselli G., Liberati D. y Pavesi G. (1987). Single sweep analysis of visual evoked potentials through a model of parametric identification. Biol. Cybern., 56 111-120.
- Childers D.G. (1977). Evoked responses: electrogenesis, models, methodology, and wavefront reconstruction and tracking analysis. Proc. of the IEEE, 65, 611-626.
- Ciarcia S. (1986). Parallel interfacing. A tutorial discussion. Byte, july.
- Ciarcia S. (1988). Computers on the brain. Byte, june, 273-285.
- Donchin E. (1981). Surprise !...Surprise ?. Psychophysiology. Vol 18(5), 493-513.
- Drummond J.R. (1987). Three bus interface designs for the PC. Byte, extra edition, 225-245.
- Dunseath R.W. (1982). A low cost precision electrode impedance meter. Psychophysiology, 19, 117-119.
- Guevara M. A. (1984). Captura automatizada de señales analógicas. Comunicaciones Técnicas de la Facultad de Psicología, UNAM.
- Goldsbrough P. F. (1981). Microcomputer interfacing with the 8255 PPI chip. Howard W. Sams Co.
- Harmony T. (1984). Neurometric assessment of brain dysfunction in neurological patients. Lawrence Erlbaum Associates publishers, Hillsdale New Jersey, London.



- Hayes F. (1989). Intel's Cray on a chip. Byte, may.
- Heuningen R., Goovaerts H. y Vries F. (1984). A low noise amplifier system for electrophysiological measurements: basic considerations and design. Med. & Biol. Eng. & Comput., 22, 77-85.
- Jervis B.W., Coelho M. y Morgan G.W. (1989). Spectral analysis of EEG responses. Med. & Biol. Eng. & Comput., 27, 230-238.
- Jiménez C. J. (1983). Prótesis mioeléctrica de miembro superior. Tesis de Licenciatura en Ingeniería Mecánica Eléctrica, Facultad de Ingeniería, UNAM.
- Johnson R. (1986). A triarchic Model of P300 amplitude. Psychophysiology. 23, 367-384.
- Livingstone M. S. (1988). Art, Illusion and the Visual System. Scientific American, Vol 258(1), 78-85.
- Low M. D. Craib A. y Perry M. (1975). EEG Manual. Beckman Instruments Inc.
- Maurer K, Lowitzsch K. y Stohr M. (1989). Evoked Potentials. B. C. Decker Inc. publisher.
- McGuillen C. y Auñón J. (1981). Signal processing of event related brain potentials. Purdue University, West Lafayette, Indiana.
- Molina E. (1989). Comunicación personal.

- Moddy B., Micheli-Tzanakov E., Chokroverty S. (1989). An adaptive approach to spectral analysis of pattern-reversal visual evoked potentials. Trans. on Biomedical Eng., IEEE, Vol 36(4), 439-447.
- Monzon J. E. (1988). Grounds, shields and power supplies. **Interfacing sensors to the IBM PC**. Tompkins W. and Webster J. editors. Prentice Hall Inc., 35-58.
- Mishkin M. y Appenzeller Y. (1987). The anatomy of memory. Scientific American, Vol 256(6), 80-89.
- Pfefferbaum A, Ford M., Wenegrat G., Roth T. y Koppell S. (1984). Clinical applications of the P3 component of event-related potentials. EEG and Clin. Neurophysiology, 59, 85-124.
- Schmidt F. R. (1978). **Fundamentals of sensory physiology**. Springer Verlang publisher.
- Sheppard B. (1987). High-performance software analysis on the IBM PC. Byte, January, 157-164.
- Sood K. P. (1988). Analog to digital conversion. **Interfacing sensors to the IBM PC**. Tompkins W. and Webster J. editors. Prentice Hall Inc., 128-161.
- Stout F. D. y Fauflman M. (1976) **Handbook of operational amplifier circuit design**. McGraw Hill Company.
- Tyler S. L. (1985). Event related potential data acquisition on the Apple II+/Ile. Beh. Res. Methods, Inst & Comput., 17(4), 479-483.

## APENDICE A

### LISTADO DEL PROGRAMA

(\*\$N+ llamar al coprocesador 8087\*)

(\*\$M 20000,0,655360 aumenta memoria para el stack\*)

Program apotevo2;            uses crt,graph;

const    maxelec = 3;    maxdat = 255;    numpts =256;    num\_conv = 255;

```

type    matriz            = array (0..maxelec,0..maxdat) of byte;
       matriz_ent        = array (0..maxelec,0..maxdat) of integer;
       matriz_long_ent   = array (0..maxelec,0..maxdat) of longint;
       archivos          = array (0..maxelec) of file of byte;
       archivo           = array (0..maxelec) of string(16);
       lugar_elect       = array (0..maxelec) of string(2);

```

```

var
       estimulo            : array(1..200) of string(5);
       categoria          : array(1..200) of byte;
       estimulos,graphmode,
       num_electrodos      : integer;
       ymax,xmax          : word;
       deri                : lugar_elect;
       ini                 : string(2);
       datos               : matriz;
       f                   : archivos;
       nombre             : archivo;
       onda                : char;

```

Procedure DetectaTarjetaGrafica;

var    graphdriver, errorcode : integer;

Begin

  directvideo := false;

  graphdriver := detect;

  initgraph(graphdriver, graphmode, '');

  errorcode := graphresult;

  if errorcode ≠ grok then

    begin

      outtext('Existe un error grafico !');    halt(1);

    end;

  ymax := getmaxy;    xmax := getmaxx;    restorecrtmode;

End;

Function num\_a\_cad(numero : byte) : string;

var    cadena : string(3);

Begin

  str(numero:3,cadena);            num\_a\_cad := cadena;

End;

Function cad(num : real) : string;

var    cadena : string(8);

Begin

  str(num:3:1,cadena);            cad := cadena;

End;

```

Procedure abre(nomar:archivo; nu:integer);
Var   i:integer;
Begin
  for i := 0 TO nu - 1 DO
    begin
      assign (f(i),nomar(i));      rewrite(f(i));
    end;
End;

Procedure guarda(dat:matriz; numero:integer);
Var   j,k:integer;
Begin
  for j := 0 to numero-1 do
    for k := 0 to numpts-1 do      write(f(j),dat(j,k));
  End;

Procedure Muestra(num_graficas,puntos,vmax,rango:integer;
                 dat:matriz; derivacion:lugar_elect);
Var
  i,j,pts_por_div,
  marc_x,marc_y           : integer;
  pto_ini,pto_sig,ref     : array(0..maxelec) of integer;
  esc_hor,esc_ver,tiempo,micro : real;

Begin
  micro := 50/rango; (* pulso de calibracion de 50 microvolts *)
  rectangle(0,0,xmax,ymax);
  rectangle(trunc(0.1*xmax),13,xmax-5,ymax-20);
  for i:= 0 to num_graficas-1 do ref(i):= 0;
  pts_por_div:=trunc((ymax-35)/num_graficas);
  esc_ver:= pts_por_div/(rango);
  esc_hor:=512/puntos;
  tiempo := (4 * puntos)/8; (* 4 milisegundos y 8 marcas *)
  ref(0):=(pts_por_div div 2)+7 ;
  outtextxy(8,2,'uVolts. ');
  for i:=1 to num_graficas do
  begin
    ref(i) := ref(i-1) + pts_por_div;
    setlinestyle(3,0,0);
    line(trunc(0.1*xmax),ref(i-1)+7,
         trunc(0.1*xmax)+511,ref(i-1)+7);
    setlinestyle(0,0,0);
    line(15,ref(i-1)+ref(0),xmax-6,ref(i-1)+ref(0));
    settextstyle(defaultfont,horizdir,2);
    outtextxy(trunc(0.925*xmax),ref(i-1)+7,derivacion(i-1));
    settextstyle(defaultfont,horizdir,1);
    pto_ini(i-1):=trunc(ref(i-1)+ref(0) - dat(i-1,0)*esc_ver);
    for j:=0 to 5 do
    begin
      marc_y := j * pts_por_div div 6;
      line(trunc(0.1*xmax)-4,marc_y+15+((i-1)*pts_por_div),
           trunc(0.1*xmax),marc_y+15+((i-1)*pts_por_div));
      outtextxy(15,marc_y+15+((i-1)*pts_por_div),
               cad((vmax-128-j*(rango/6))*micro));
    end;
  end;
end;

```

```

for j:=0 to 8 do
begin
  marc_x := j * 64;
  line(marc_x+trunc(0.1*xmax),ymax-20,
       marc_x+trunc(0.1*xmax),ymax-16);
  outtextxy(marc_x+trunc(0.1*xmax),ymax-12,cad(tiempo*j));
end;
outtextxy(trunc(0.925*xmax),ymax-20,'mseg. ');

for i:=0 to puntos-2 do
for j:=0 to num_graficas-1 do
begin
  pto_sig(j):=trunc(ref(j) +ref(0) - dat(j,i+1)*esc_ver);
  line(trunc(i*esc_hor)+trunc(0.1*xmax),pto_ini(j),
       trunc((i+1)*esc_hor)+trunc(0.1*xmax),pto_sig(j));
  pto_ini(j):=pto_sig(j);
end;
end;

Procedure crea_estimulos;
var
  i           : integer;
  nombre     : string(16);
  arch       : text;

Begin
  clrscr;
  writeln('          PRODUCCION DE ESTIMULOS DE ');
  writeln('          POTENCIALES EVOCADOS SEMANTICOS');
  writeln;
  write('Cuantos estmulos se produciran ? '); readln(estimulos);
  writeln;
  for i := 1 to estimulos do
  begin
    write(i);
    write('    estimulo '); readln(estimulo(i));
    write('    categoria '); readln(categoria(i));
    writeln;
  end;
  write('Nombre del archivo para almacenamiento ? '); readln(nombre);
  assign(arch,nombre); rewrite(arch);
  writeln(arch,num_a_cad(estimulos));
  for i := 1 to estimulos do
  begin
    writeln(arch,estimulo(i)); writeln(arch,num_a_cad(categoria(i)));
  end;
  close(arch);
End;

Procedure Adquiere;
Const
  base = 1920;
Type
  mensaje = string(50);
Var
  i,j           : integer;
  res          : char;
  se_acepte    : boolean;
  titulo      : mensaje;
  parpadeo     : array (0..maxdat) OF byte;

```

```
Procedure Datos_generales;
Var i : integer;  archi : text;  archivo_est : string(16);
```

```
Begin
  clrscr;
  writeln('                ADQUISICION DE POTENCIALES');
  writeln('                RELACIONADOS A UN EVENTO');
  writeln;
  write('Cu les son las iniciales del sujeto (2)      ? ');
  readln(ini);
  writeln;
  writeln('Con el electrodo 1
          se registran los movimientos oculares');
  writeln;
  repeat
    write('Cu ntos electrodos se utilizar n (2, 3 o 4) ? ');
    readln (num_electrodos);
  until num_electrodos in (1..maxelec+1);
  writeln;
  for i:=1 to num_electrodos-1 do
  begin
    write('Derivacion del electrodo ',i+1,'          ? ');
    readln(deri(i));
    writeln;
  end;
  repeat
    write('Elige el experimento:(L)etras, (P)300 ? ');
    onda := upcase(readkey);
  until onda in ('L','P');
  if onda = 'L' then
  begin
    writeln;
    write('Nombre del archivo de estmulos          ? ');
    readln(archivo_est);
    assign(archi,archivo_est);
    reset(archi); readln(archi,estimulos);
    for i := 1 to estimulos do
    begin
      readln(archi,estimulo(i));  readln(archi,categoria(i));
    end;
    close(archi);
  end;
End;
```

```
Procedure toma_senal;
(* 1:retardo:=18;  2:retardo:=65;  4:retardo:=160;
8 : retardo:= 352;  10 : retardo:= 448; *)
Var i,j,k,retardo : integer;
Begin
  retardo := 160;
  for j:=0 to numpts-1 do
  begin
    for i:=0 to num_electrodos-1 do
    begin
      port(base+3):=128;  port(base+2):=7;  port(base):=4+i;
```

```

port(base+3):=0;      port(base+3):=1;      093257
for k:=1 to 2 do;    (*espera conversion, en AT es mayor*)
port(base+3):=2;      port(base+3):=3;
port(base+3):=144;   datos(i,j):=port(base);
end;
for k:=1 to retardo do;
end;
End; (* toma_senal *)

```

```

Procedure recoge(var r:integer);
var entrada : integer; ch :char;
Begin
(*port(base + 3) := 152; (* Puerto C es entrada, Puerto B : salida *)
repeat
entrada := port (base + 2) and 192; (* se enmascaran los 2 MSB *)
until entrada ≠ 192;
if entrada = 64 then r:=1          (* se apreto R1 *)
else r := 2;                       (* se apreto R2 *) *)
repeat
ch:=readkey;                        (* cuando se utiliza el teclado *)
until ch in ('1','2');
if ch= '1' then r:=1 else r:= 2;
End; (*recoge*)

```

```

Procedure calcula(var cor:real);
var      j,x,y          : integer;
         sx,sy,sxy,sxx,syy      : real;
         numerador,denominador : extended;

```

```

Begin
sx := 0;    sy := 0;    sxx := 0;    syy := 0;    sxy:= 0;
for j := 0 to numpts-1 do
begin
x := parpadeo(j);    y := datos(0,j);
(*   writeln(x:4,'    ',y:4);*)
sx := sx + x;        sy := sy + y;
sxx := sxx + sqr(x);    syy := syy + sqr(y);
sxy := sxy + (x*y);
end;

numerador := (numpts*sxy)-(sx*sy);
denominador := sqrt((numpts*sxx-sqr(sx))*(numpts*syy-sqr(sy)));
cor := abs(numerador/denominador);
End;

```

```

Procedure encuentra(var artef:integer);
Var
i,j,datos_sat_max      : integer;
artef_inf,artef_sup    : array(0..maxelec) of integer;

```

```

Begin
artef:=0;  datos_sat_max:= 6;
for i:= 0 to num_electrodos-1 do
begin  artef_inf(i):= 0; artef_sup(i):= 0;  end;
for i:= 0 to numpts-1 do
for j:= 0 to num_electrodos-1 do

```

```

begin
  if datos(j,i) = 0 then artef_inf(j):= artef_inf(j)+1;
  if datos(j,i) = num_conv then artef_sup(j):= artef_sup(j)+1;
end;
for i:= 0 to num_electrodos-1 do
  if (artef_inf(i) _ datos_sat_max) or
  (artef_sup(i) _ datos_sat_max) then artef:= artef + 1;
End;

```

```

Procedure Paradigma_PALABRAS;

```

```

Const   erre = 0.8;
Var     i,t,artefactos,
        j,res,num_categorias      : integer;
        cor                       : real;
        cansado                   : boolean;

```

```

Begin

```

```

  cleardevice;
  cansado := true;
  setfillstyle(solidfill,1);
  bar(trunc(xmax/2)-100,ymax div 2-20,
      trunc(xmax/2)+100,ymax div 2 +20);
  delay(1000);
  for i := 1 to estimulos do
  begin
    setfillstyle(0,0);
    bar(trunc(xmax/4),ymax div 2-20,
        xmax -trunc(xmax/4),ymax div 2 +20);
    settextstyle(defaultfont,horizdir,2);
    outtextxy(trunc(xmax/2)-50,ymax div 2-10,estimulo(i));
    toma_senal;
    settextstyle(defaultfont,horizdir,1);
    outtextxy(trunc(xmax/2)-100,ymax-10,'RESPONDE, POR FAVOR');
    recoge(res); (*outtext(num_a_cad(res));*)
    bar(trunc(xmax/2)-100,ymax-15,trunc(xmax/2)+100,ymax-2);
    setfillstyle(solidfill,1);
    bar(trunc(xmax/2)-100,ymax div 2-20,
        trunc(xmax/2)+100,ymax div 2 +20);
    encuentra(artefactos);
    if (artefactos = 0) and (res = categoria(i)) then
    begin
      calcula(cor);
      if cor _ erre then
      begin
        for j:=0 to num_electrodos-1 do
          write(f(j),categoria(i));
          guarda(datos,num_electrodos);
        end;
      end
    else begin sound(1200); delay (200); nosound;
    end;
    if cansado = keypressed then
    begin
      outtextxy(trunc(xmax/2)-100,ymax-10,'RETURN PARA CONTINUAR');
      readln;          setfillstyle(0,0);
      bar(trunc(xmax/4),ymax-15,trunc(xmax),ymax-2);
    end;
  end;

```



```

    end;
  end;
  outtextxy(Trunc(xmax/4),ymax-10,'terminamos, GRACIAS POR TU AYUDA')
  delay(2500);
  for i := 0 to num_electrodos-1 do close (f(i));
  restorecrtmode;
End;
```

```

Procedure Paradigma_P300;
Const  erre = 0.8;
Var    i,t,artefactos,a,b,x1,x2,y1,y2,parar,
        j,res,num_categorias   : integer;
        cor                    : real;
        terminar               : boolean;
        alea,clase              : byte;
```

```

Begin
  randomize;
  cleardevice;
  x1:=trunc(xmax/2)-60;          y1:=(ymax div 2)-30;
  x2:=trunc(xmax/2)+60;         y2:=(ymax div 2)+30;
  a:= xmax div 2;              b:= ymax div 2;
  for i := 1 to 100 do
  begin
    alea:=random(6); alea:= alea+1;  parar:=0;
    if alea = 1 then clase := 1 else clase :=2;
    if clase = 2 then rectangle(x1,y1,x2,y2) else circle(a, b, 50);
    toma_senal;
    if clase = 1 then
      repeat
        if keypressed then parar := ORD(readkey);
        until parar = 32; (* corresponde a la barra espaciadora *)
        encuentra(artefactos); (* outtext(num_a_cad(artefactos));*)
        cleardevice;
        if (artefactos = 0) then
          begin
            calcula(cor);
            if cor _ erre then
              begin
                for j:=0 to num_electrodos-1 do write(f(j),clase);
                guarda(datos,num_electrodos);
              end;
            end
          else delay(1500);
        end;
    outtextxy(Trunc(xmax/4),ymax-10,'terminamos, GRACIAS POR TU AYUDA')
    delay(2500);
    for i := 0 to num_electrodos-1 do close (f(i));
    restorecrtmode;
  End;
```

```

Procedure Acepta (palabras:mensaje; num:integer; der:lugar_elect);
var i : integer; res : char;
Begin
  se_acepte := false;
```

```

while not se_acepte do
begin
  outtextxy(trunc(0.11 *xmax),2,palabras);
  toma_senal;
  muestra(num,numpts,255,256,datos,der);
  outtextxy(trunc(3*xmax/4),2,'SE ACEPTAN (S, N) ? ');
  repeat
    res:=readkey;
  until res IN ('S','s','N','n');
  outtextxy(trunc(xmax-7),2,res);
  if (res = 'S') or (res='s') then
  begin guarda(datos,num); se_acepte := true; end;
  cleardevice;
end;
for i := 0 to num-1 do close (f(i));
End;

Begin (* Procedimiento adquiere *)

Datos_generales;
setgraphmode(graphmode);
deri(0) := 'MO';
titulo := 'CHECANDO PULSOS DE CALIBRACION';
for i := 0 to num_electrodos-1 do nombre(i):= 'c:'+ini+deri(i)+'.CAL';
abre(nombre,num_electrodos);
Acepta(titulo,num_electrodos,deri);
titulo := 'OJOS ABIERTOS';
for i := 0 to num_electrodos-1 do nombre(i):= 'c:'+ini+deri(i)+'.ABI';
abre(nombre,num_electrodos);
acepta(titulo,num_electrodos,deri);
titulo := 'MANTEN LOS OJOS CERRADOS, PORFAVOR';
for i := 0 to num_electrodos-1 do nombre(i):= 'c:'+ini+deri(i)+'.CER';
abre(nombre,num_electrodos);
acepta(titulo,num_electrodos,deri);
titulo := 'PARPADEA DOS VECES, PORFAVOR';
nombre(0) := 'c:'+ini + 'PARDEO.DAT';
abre(nombre,1);
acepta(titulo,1,deri);
for i := 0 to numpts-1 do parpadeo(i) := datos(0,i);
for i := 0 to num_electrodos-1 do nombre(i):= 'c:'+ini+deri(i)+'.DAT';
abre(nombre,num_electrodos);
outtextxy(trunc(xmax/4),ymax-10,
           'OPRIME LA TECLA DE RETURN PARA COMENZAR');

readln;
case onda of
  'L' : Paradigma_PALABRAS;
  'P' : Paradigma_P300;
end;
End; (* procedimiento adquiere *)

Procedure grafica;

Var      que,derivacion      : char;
         j,num_graficas,i,num_categoria : Integer;
         f                   : archivos;
         nombre              : archivo;

```

```

datos1,datos2           : matriz_ent;
datos_suma1,datos_suma2 : matriz_long_ent;
datospro1,datospro2     : matriz;

```

```

Procedure normaliza;
var i,j : integer;   medial,media2 : array(0..3) of longint;
begin
  for j := 0 to num_graficas-1 do
  begin
    medial(j) := 0; media2(j) := 0;
  end;
  for j := 0 to num_graficas-1 do
  for i := 0 to numpts-1 do
  begin
    medial(j) := medial(j) + datos1(j,i);
    media2(j) := media2(j) + datos2(j,i);
  end;
  for j := 0 to num_graficas-1 do
  begin
    medial(j) := round(medial(j)/numpts);
    media2(j) := round(media2(j)/numpts);
  end;
  for j := 0 to num_graficas-1 do
  for i := 0 to numpts-1 do
  begin
    datos1(j,i) := datos1(j,i) - medial(j);
    datos2(j,i) := datos2(j,i) - media2(j);
  end;
end;
End;

```

```

Procedure Promedia;
var   epocas1,epocas2,i,j : integer;
      categoria           : byte;

```

```

Begin
  for i := 0 to numpts-1 do
  for j := 0 to num_graficas-1 do
  begin
    datos1(j,i) := 0; datos2(j,i) := 0;
    datos_suma1(j,i) := 0; datos_suma2(j,i) := 0;
  end;
  epocas1 := 0; epocas2 := 0;
  while not eof (f(0)) do
  begin
    for j := 0 to num_graficas-1 do read(f(j),categoria);
    for i := 0 to numpts-1 do
    for j := 0 to num_graficas-1 do
    begin
      read(f(j),datos(j,i));
      if categoria = 1 then datos1(j,i) := datos(j,i)
      else datos2(j,i) := datos(j,i);
    end;
  normaliza;
  for i := 0 to numpts-1 do
  for j := 0 to num_graficas-1 do
  begin

```

```

        datos_suma1(j,i) := datos_suma1(j,i) + datos1(j,i);
        datos_suma2(j,i) := datos_suma2(j,i) + datos2(j,i);
    end;
    if categoria = 1 then epocas1 := epocas1 + 1
                        else epocas2 := epocas2 + 1;
    write('epo ',epocas1:3,' ',epocas2:3);
end;
for i:=0 to num_graficas-1 do close (f(i));
for i := 0 to numpts-1 do
for j := 0 to num_graficas-1 do
begin
    datospro1(j,i) := round(datos_suma1(j,i) / epocas1)+128;
    datospro2(j,i) := round(datos_suma2(j,i) / epocas2)+128;
end;
setgraphmode(graphmode);
if num_categoria = 1 then
muestra(num_graficas,numpts,255,256,datospro1,deri)
else muestra(num_graficas,numpts,255,256,datospro2,deri);
while que ≠ 'F' do
begin
repeat
    outtextxy(trunc(0.11 *xmax),2,
    '(G)uardar,(D)erivacion, (C)ategoria,(L)impiar,(F)inalizar');
    que:=upcase(readkey);
until que in ('G','D','C','L','F');
case que of
'D' : begin
        outtextxy(trunc(0.11 *xmax),2,
        'Cual derivacion se quiere observar (F,C,P,M) ? ');
        derivacion := readkey
    end;
'C' : begin
        if num_categoria = 1 then muestra(num_graficas,
            numpts,255,256,datospro2,deri)
        else muestra(num_graficas,
            numpts,255,256,datospro1,deri);
    end;
'L' : cleardevice;
'G' : begin
        for j:=0 to num_graficas-1 do
            nombre(j) := 'c:'+ini + deri(j) + '.DP1';
            abre(nombre,num_graficas);
            guarda(datospro1,num_graficas);

            for j:=0 to num_graficas-1 do
                nombre(j) := 'c:'+ini + deri(j) + '.DP2';
                abre(nombre,num_graficas);
                guarda(datospro2,num_graficas);
            end;
        end;
end;
end;
end;

```

```

    restorecrtmode;
End;

Procedure pregunta;
var    j : integer;
Begin
    clrscr;
    writeln('                DESPLIEGUE DE POTENCIALES EVOCADOS');
    writeln;
    repeat
        write('Cuantas graficas se desean (1-4)                ? ');
        readln (num_graficas);
    until num_graficas in (1..4);
    writeln;
    write('Cuales son las iniciales del sujeto (2)                ? ');
    readln(ini);
    writeln;
    repeat
        write('Numero de categoria que se presentara                ? ');
        readln (num_categoria);
    until num_categoria in (1..2);

    for j:=0 to num_graficas-1 do
    begin
        writeln;
        write('Derivacion que se
                mostrara en la grafica ',j+1,'                ? ');
        readln(deri(j));
        nombre(j) := 'c:'+ini + deri(j) + '.DAT';
        assign (f(j),nombre(j));                reset(f(j));
    end;
End;

Begin (* grafica *)
    pregunta;
    promedia;
End; (* grafica *)

Procedure Menu;
var    eleccion : char;
        i,j      : integer;
Begin
    DetectaTarjetaGrafica;
    eleccion := ' ';
    while eleccion ≠ 'T' do
    begin
        clrscr;
        for i := 0 to numpts-1 do
            for j := 0 to maxelec do datos(j,i):=0;
        writeln('                POTENCIALES RELACIONADOS A UN EVENTO');
        writeln('                MENU PRINCIPAL');
        writeln;
        writeln('                C : CREAR UN ARCHIVO DE ESTIMULOS ');
        writeln('                A : ADQUISICION DE POTENCIALES ');
        writeln('                G : GRAFICAR LOS DATOS OBTENIDOS ');
        writeln('                T : T E R M I N A R ');
    end;

```

```
writeln;
write('                               ESCOGE UNA OPCION : ');
eleccion := upcase(readkey);
case eleccion of
    'C' : crea_estimulos;
    'A' : adquiere;
    'G' : grafica;
end;
end;
clrscr;
closegraph;
End;

BEGIN  (* PROGRAMA PRINCIPAL *)

    menu;

END.  (* PROGRAMA PRINCIPAL *)
```

APENDICE B

PALABRAS QUE SE UTILIZARON COMO ESTIMULOS VISUALES

123

VEAN	1	FIUT	2	CAIN	1	DUOS	1	TIUTH	2	PIES	1	BIUK	2
MEIN	2	MIAR	1	BAUL	1	GIOT	2	FEOS	1	CAER	1	PAIR	2
MAIZ	1	FEAS	1	JIEX	2	LAUD	1	WEAK	2	NUIM	2	PIEL	1
MIAS	1	GEUT	2	MAEJ	2	PAIS	1	YAIF	2	POAD	2	FIEL	1
MIEL	1	JOAZ	2	PIAR	1	KEAL	2	RAIZ	1	MUODS	2	GAOF	2
QUIN	2	FIAR	1	MION	1	PEIF	2	ZIAR	2	FLUIR	1	COER	2
CUAL	1	FLUER	2	QUIEN	1	FRIAS	1	VEAL	2	JUAN	1	GUION	1
DAUL	2	GEAR	2	RUIN	1	FREIR	1	BAOX	2	HUIR	1	WIES	2
FRIOS	1	JOEL	1	BEIR	2	GUIAR	1	JUEZ	1	SUAP	2	DAUGR	2
REAL	1	SIEN	1	WEIQ	2	MEAS	1	KOEJ	2	LEON	1	ROER	1
TIES	2	COAZ	2	DIAS	1	NOEW	2	GEIS	2	ZEUS	1	LIOS	1
REIR	1	PUES	1	JIOG	2	RUIP	2	MIOS	1	TROAQ	2	FRIOL	2
CRUEL	1	NAEG	2	JIEP	2	PAIS	1	CREAR	1	KAIUL	2	PEIN	2
XEOX	2	NUID	2	CRIAR	1	MAOV	2	RIOS	1	TEIM	2	CREER	1
DOIS	2	DIOS	1	KAEBT	2	CIEN	1	FRAOK	2	DAEB	2	BIEN	1
XOID	2	NUEZ	1	KUELB	2	GIEW	2	TRAER	1	LEOX	2	DUEV	2
FLUOGH2		SUIAR	2	POEM	2	WIEN	2	RIEL	1	LEUR	2	DOAJ	2
DIEZ	1	DUEW	2	VIAS	1	DUAL	1						

APENDICE C

PROGRAMA DE CAPTURA EN ENSAMBLADOR

```

    title captura

    base equ 780h
    contador0 equ 040h
    control equ 043h
    modo2 equ 034h
    CODE SEGMENT
    ASSUME CS:CODE
    captura PROC NEAR
    mov cl,00h
    mov si,9090h
    ciclo:  mov ah,04h
    otrocanal:  mov dx,base + 3
    mov al,80h
    out dx,al
    mov dx,base + 2
    mov al,3h
    out dx,al
    mov dx,base
    mov al,ah
    out dx,al
    mov dx,base + 3
    mov al,0h
    out dx,al
    mov al,1h
    out dx,al
    mov al,06h
    retardo:  dec al
    jnz retardo
    mov al,2h
    out dx,al
    mov al,3h
    out dx,al
    mov al,90h
    out dx,al
    mov dx,base
    in al,dx
    mov ds:byte ptr si,al
    inc si
    inc ah
    cmp ah,08h
    jnz otrocanal
    mov al,modo2
    out control,al
    xor al,al
    out contador0,al
    nop
    out contador0,al

;deben ser 256 datos
;pasa datos a Turbopascal
;empieza con el canal 1
;Puertos como salidas

;rd y wr en alto

;graba canal

;espera conversi3n

;lee dato

;configura Pa entrada

;recoge dato

;captura 4 canales

;contador en modo 2
    
```



```

        out control,al
lee:    in al,contador0      ;limpia y comienza conteo
        mov dl,al
        nop
        in al,contador0
        mov dh,al
        cmp dx,0d166h       ;espera 10 ms
        jg lee
        dec cl
        jnz ciclo          ;regresa hasta terminar
captura ENDP
CODE ENDS
END
    
```