

4
20j-

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO



**ESCUELA NACIONAL DE ESTUDIOS
PROFESIONALES ARAGON**

**SISTEMA PARA LA DETECCION Y PROCESAMIENTO
DE SEÑALES EN ELECTROENCEFALOGRAFIA
TIPO ONDA-ESPIGA**

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**

T E S I S
QUE PARA OBTENER EL TITULO DE
INGENIERO EN COMPUTACION

P R E S E N T A N
ANDRES GAONA GONZALEZ
LAURA RIVAS MAYA

ASESOR
M. I. ANGEL R. ZAPATA FERRER

MEXICO, D. F.

1992



UNAM – Dirección General de Bibliotecas Tesis Digitales Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS © PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

**" SISTEMA PARA LA DETECCION Y PROCESAMIENTO DE SEÑALES
EN ELECTROENCEFALOGRAFIA TIPO ONDA-ESPIGA"**

I N D I C E

Pag.

AGRADECIMIENTOS

DEDICATORIA

PROLOGO

INTRODUCCION

CAPITULO I

ANTECEDENTES

1.1	¿QUE ES LA EPILEPSIA?	1
1.2	FISIOPATOLOGIA	2
1.3	CLASIFICACION DE LAS CRISIS EPILEPTICAS	3
1.4	CAUSAS QUE LA ORIGINAN	5

CAPITULO II

EL ELECTROENCEFALOGRAMA (EEG) Y SUS CARACTERISTICAS

2.1	EL EEG Y EL SISTEMA 10-20	7
2.2	EL EEG EN LA EPILEPSIA Y EL EEG NORMAL	12
2.3	RITMOS CEREBRALES	14
2.4	PUNTAS EPILEPTICAS Y CRISIS DE AUSENCIA	23

CAPITULO III

METODOS ACTUALES PARA LA DETECCION DE ESPIGAS EPILEPTICAS

3.1	INTRODUCCION	30
3.2	FILTRADO DIGITAL	31
3.3	EL ELECTROENCEFALOGRAMA COMPUTADO AUTOMATICO (ECA)	36

CAPITULO IV

APLICACION DEL METODO EXPERIMENTAL

4.1	DESCRIPCION DEL METODO EXPERIMENTAL PROPUESTO	42
4.2	EQUIPO ELECTRONICO PARA LA DETECCION	44
4.3	SISTEMA PARA EL PROCESAMIENTO Y ANALISIS DE LA SEÑAL	45

CAPITULO V

PROCESAMIENTO DE LAS SEÑALES

5.1	INTRODUCCION	48
5.2	EL MANEJADOR DE TAREAS	50
5.3	SISTEMA PARA LA DIGITALIZACION DE LA SEÑAL (ADQUISICION DE DE DATOS)	58
5.4	DEPLIEGUE Y SEGMENTADO DE LA SEÑAL	81
5.5	HISTOGRAMAS DE FRECUENCIAS DE EVENTOS PUNTA-ONDA	86
5.6	TRANSFORMACION DE LA SEÑAL DEL DOMINIO TEMPORAL AL DOMINIO DE LA FRECUENCIA (ESPECTRO EN FRECUENCIA)	90

CAPITULO VI

ETAPAS DEL SISTEMA ELECTRONICO (EQUIPO PORTATIL)

6.1	AMPLIFICADOR	103
6.2	FILTRO	117
6.3	COMPARADOR	139
6.4	CIRCUITO LOGICO	148
6.5	CIRCUITO DE ALARMA	151

RESULTADOS	154
------------	-----

CONCLUSIONES	185
--------------	-----

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

PROLOGO

A pesar de los adelantos de las ciencias de la salud en sus diversas áreas, existen problemas de salud que se encuentran aún sin una solución. La epilepsia es uno de ellos, ya que aunque actualmente su tratamiento logra cierto control de ésta, esto se dá a costa de efectos colaterales para el paciente tales como estados de somnolencia por el tratamiento farmacológico y la pérdida de la memoria durante las crisis

Actualmente la electrónica y más recientemente la computación han demostrado ser también herramientas útiles en los campos de aplicación de las disciplinas médicas. La Ingeniería intenta aprovechar estas herramientas, canalizándolas en el desarrollo de equipos y sistemas mediante los cuales se pueda brindar un apoyo en las aplicaciones clínicas y de investigación en epilepsia, contribuyendo a la posibilidad de encontrar mejores soluciones al mal.

La presente tesis denominada "Sistema para la detección y procesamiento de señales en electroencefalografía tipo onda-espiga", representa la parte inicial de la propuesta de una aplicación de estas dos especialidades de la Ingeniería al problema que enfrenta la neurofisiología de la epilepsia, tanto en sus aspectos clínicos como electroencefalográficos y la investigación asociada a éstos en su búsqueda por desarrollar metodologías y procedimientos que definan una comprensión de su evolución y comportamiento más sólidos.

Dicho trabajo forma parte del proyecto de investigación titulado "Diseño y construcción de un equipo portátil para la detección de la llegada del ataque de epilepsia del tipo ausencia en humanos", a cargo del Ingeniero Angel R. Zapata Ferrer, que se realiza en el Laboratorio de Bioingeniería de la División de Investigaciones en Neurociencias del Instituto Mexicano de Psiquiatría, y que cuenta con el auspicio parcial del Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT).

I N T R O D U C C I O N

La presente tesis se situa en un campo de investigación multidisciplinario donde se aplican conocimientos de computación, electrónica y conocimientos del sistema nervioso central (Neurología y Fisiología), al abordar un problema de salud como lo es la epilepsia.

La epilepsia es una alteración del sistema nervioso central que presenta una alta diversidad de variantes, de tal forma que actualmente no se cuenta con patrones característicos clínicos y electroencefalográficos bien definidos para cada tipo de crisis epiléptica. Afortunadamente las crisis epilépticas denominadas de ausencias se encuentran dentro de las pocas variantes epilépticas que presentan rasgos electroencefalográficos mas o menos característicos, es decir, coincide con ráfagas de onda-espiga que ocurren con una frecuencia de 3Hz aproximadamente y su amplitud es de 2 a 4 veces mayor que la amplitud de la actividad electroencefalográfica normal.

La propuesta consiste en el diseño y construcción de un sistema electrónico que sea capaz de registrar la actividad electroencefalográfica de un individuo que padece estas crisis, y detectar la información epiléptica hasta hoy considerada como característica de las crisis epilépticas de ausencia, proporcionando un aviso auditivo que anuncie esta detección, de tal forma que este sistema le sirva al paciente para alertarlo cuando una crisis se presente y cuente con la posibilidad de evitar permanecer en una situación que ponga en riesgo su integridad física; para ello el sistema debe ser lo suficientemente compacto para poder ser implementado como un equipo portátil con el fin de que el individuo lo pueda portar permanentemente. Ahora, para valorar el sistema electrónico y a su vez aportar parámetros de la señal que permitan optimizar el proceso de discriminación de la actividad epiléptica, se pretende desarrollar un sistema de adquisición y procesamiento de la señal electroencefalográfica; dicho sistema se implementará en una computadora de propósito general, aprovechando las posibilidades que actualmente ofrecen este tipo de máquinas. Se pretende además que en un futuro próximo este sistema pueda ser adecuado para constituir una herramienta de trabajo para el investigador básico y clínico.

C A P I T U L O I

A N T E C E D E N T E S

1.1 ¿QUE ES LA EPILEPSIA?

Etimológicamente, la palabra epilepsia se deriva de una preposición griega y de un verbo irregular, *epilambanein*, que significa: "ser sobrecogido bruscamente", "ser atrapado" o algo que cae bruscamente en un individuo.

Clinicamente se ha definido como un padecimiento crónico (síndrome), de diferentes etiologías (causas que lo originan), caracterizado por crisis continuas, debidas a descargas excesivas de las neuronas cerebrales (crisis epilépticas) presentadas en los hemisferios de la corteza cerebral (6).

La epilepsia es un síndrome, ya que a diferencia de las enfermedades, en las cuales siempre se conoce su origen y de acuerdo con los síntomas que las acompañan es posible establecer un pronóstico, la epilepsia puede tener numerosas causas, algunas de las cuales se desconocen aún, y por tanto es poco factible predecir los cambios que sobrevendrán durante su curso.

Incidencia. La epilepsia se manifiesta en individuos de cualquier raza, edad y sexo; al respecto estadísticas revelan que en el 76.8% de los casos se presenta antes de la adolescencia, el 16.3% aparece en el adulto joven, el 5.2% corresponde a los adultos y el 1.7% a los ancianos (1).

Las crisis epilépticas difieren de:

1) Las crisis que aparecen en la corteza cerebral, de una persona con buena salud aparente, debido a la depresión de una población neuronal.

2) Las crisis que dependen de la activación, a veces intencional de las neuronas cerebrales debido a crisis de histeria, ansiedad, etc (7).

Tratamiento. De acuerdo a la opinión recogida en instituciones cuyo objetivo es trabajar en la investigación y tratamiento clínico de pacientes epilépticos, se estima que actualmente existen ocho fármacos considerados de primera línea, mediante los cuales es posible obtener un buen control en un 80% de los casos; para el 15% debe suministrarse combinaciones de dos ó tres medicamentos con el fin de obtener un control adecuado, mientras que el 5% presenta rebeldía a los fármacos (epilepsias de difícil control), por lo cual deben ser tratadas mediante intervenciones quirúrgicas.

1.2 FISIOPATOLOGIA

La epilepsia está caracterizada por alteraciones súbitas transitorias de las funciones del encéfalo, teniendo síntomas motores, sensoriales autónomos y psíquicos, acompañándose a menudo por alteraciones de la conciencia.

Las crisis epilépticas comienzan frecuentemente con síntomas localizados, por ejemplo calambres en las manos, giro súbito de la cabeza o de los ojos hacia un lado; o bien, se presentan sensaciones especiales tales como embotamiento en una parte del cuerpo, destellos de luz o sensaciones peculiares del olfato y gusto (aura). En ocasiones los síntomas son subjetivos y de difícil descripción: sensación súbita de bienestar o compasión, etcétera (11).

Todos estos síntomas precoces indican el lugar del cerebro donde se origina la excitación patológica. La crisis se detiene o se extiende hasta provocar desmayos y convulsiones o bien, éstas pueden presentarse sin mayor trámite (11).

En algunos casos los epilépticos pierden momentáneamente la conciencia, pero no se convulsionan y en ocasiones ni siquiera llegan a caer. A veces continúan automáticamente sus labores, aunque después no recuerden lo ocurrido en ese breve lapso (11).

La característica clínica más importante de la epilepsia es la variabilidad de las manifestaciones según el sitio de descarga y, por otro lado, lo impredecible de su presentación y reaparición, con

periodos asintomáticos que pueden durar minutos, días, meses o años (6).

El registro electroencefalográfico puede mostrar los cambios durante estos episodios. A pesar de los múltiples estudios bioquímicos y fisiológicos en pacientes epilépticos la fisiopatología de las crisis permanece oscura (7).

1.3 CLASIFICACION DE LAS CRISIS EPILEPTICAS

Dada la multiplicidad causal del mal, las manifestaciones fisiopatológicas que presentan las crisis epilépticas son variadas; sin embargo, actualmente la experiencia clínica ha logrado identificar comportamientos más o menos regulares en éstas, lo que ha permitido agruparlas con el fin de proponer clasificaciones para sus diversas variantes, de tal forma que actualmente es más preciso referirse al mal no como "La Epilepsia", sino más bien, como "Las Epilepsias". Una de las clasificaciones más recientes de las epilepsias es aquella cuya primera gran división es establecida en base al criterio de las manifestaciones electroencefalográficas y clínicas en las que se presentan las crisis; dicha división las cataloga como: crisis parciales, crisis generalizadas y la combinación de ambas (crisis parciales secundariamente generalizadas, por ejemplo). A partir de esta primera división se contempla un total de alrededor de 30 tipos de epilepsias. Para dar una idea de la complejidad que esto implica, a continuación presentamos la clasificación de epilepsias que en 1981 fueron discutidas y publicadas por la "Liga Internacional Contra la Epilepsia".

CRISIS PARCIALES SIMPLES

Las crisis parciales simples son aquellas en las que el primer evento clínico y electroencefalográfico señala una activación de un grupo neuronal en uno o ambos hemisferios cerebrales, una característica de estas crisis es que no se altera la conciencia (6).

CRISIS PARCIALES COMPLEJAS

Se altera la conciencia (incapacidad para responder normalmente a estímulos), para éstos el fenómeno ictal (crisis) puede comenzar en forma brusca, teniendo el paciente movimientos involuntarios de sus extremidades o sensaciones de adormecimiento sin causas o motivos (9).

AUTOMATISMOS

Este término se aplica a movimientos involuntarios, extraños y bruscos que a veces semejan actos normales, que ocurren durante el período de pérdida de la conciencia en el que transcurre la crisis epiléptica y que el enfermo no recuerda haber realizado. Los más frecuentes son chupeteo, masticación, deglución, remedos mímicos con expresiones faciales a las que erróneamente se atribuye contenido emocional, deambulación sin propósito, verbalización ininteligible, etc. En algunas ocasiones se llegan a realizar actos más complejos, como caminar, seguir un itinerario habitual para ir de un sitio a otro, y hasta conducir un vehículo sin que el paciente pueda explicar como lo hizo (2).

CRISIS GENERALIZADAS

La crisis generalizadas se caracterizan desde el punto de vista clínico por una pérdida de conciencia inicial y/o fenómenos motores generalizados, bilaterales y más o menos simétricos. Los patrones electroencefalográficos son bilaterales y se presume que reflejan descargas neuronales que se han propagado por ambos hemisferios cerebrales de manera simultánea (2).

AUSENCIAS

Son crisis que aparecen de manera repentina, se pierde bruscamente la conciencia y el paciente interrumpe lo que está haciendo en ese momento, son breves y la recuperación es rápida. Por lo general ocurren muchas veces al día. El patrón electroencefalográfico es característico para este tipo de crisis (2).

CRISIS MIOCLONICAS

Son contracciones musculares rápidas, repentinas únicas o múltiples, sucesivas o aisladas que se pueden manifestar en todo el cuerpo o confinarse a determinados segmentos. Tienen poca tendencia a presentarse poco después de despertar o antes de dormir (8).

CRISIS TONICO-CLONICAS

Son las formas más impresionantes de los accesos epilépticos y las que ocurren con mayor frecuencia; algunos enfermos sufren un malestar vago y el presentimiento (aura) de que algo va a suceder. Durante la fase tónica se produce una contracción violenta y sostenida que afecta a todos los músculos, la duración es variable pero no suele pasar de dos minutos (9).

CRISIS ATONICAS

Son caídas bruscas causadas por pérdida repentina del tono muscular. Cuando son muy rápidas se llaman "ataques de desplome". La pérdida de la conciencia es muy breve. No se puede determinar si el conocimiento se altera por las crisis o por los golpes, ya que el enfermo cae sin defenderse y puede lesionarse, estas crisis son muy breves (2).

1.4 CAUSAS QUE LA ORIGINAN (etiologías)

Dentro de las causas que originan la epilepsia tenemos las siguientes:

a) Tumores cerebrales

Se incluyen en este grupo los tumores de todo tipo: los primarios, benignos o malignos, así como las malformaciones vasculares.

Las crisis epilépticas pueden ser el primer síntoma del tumor cerebral. Hay que tener en cuenta que las crisis epilépticas pueden ser síntoma de un tumor cerebral, incluso durante años, sin que aparezca otra sintomatología neurológica (5).

b) Abscesos cerebrales

Son causa frecuente de epilepsia, incluso después de la

intervención quirúrgica. Hay autores que proponen un tratamiento antiepiléptico durante uno o dos años después de la intervención.

c) Traumatismos del parto

Son el origen más frecuente de las epilepsias generalizadas secundarias y de muchas epilepsias parciales.

En las últimas revisiones, el porcentaje de etiología de este tipo es muy importante: 90 casos referidos con certeza a un traumatismo del parto entre 276 (5).

d) Casos prenatales

Entre las causas prenatales habría que considerar preferentemente las infecciones sufridas por la madre (rubeola en primer lugar). La incompatibilidad RH da lugar a encefalopatías muchas veces epileptógenas. La prematuridad y todas las causas de bajo peso del recién nacido son también etiologías importantes de epilepsia (5).

e) Síndromes vasculares cerebrales

La hemorragia cerebral, la embolia y la trombosis pueden ser causa de epilepsia. En estas circunstancias, en la fase aguda se plantea muchas veces el problema del diagnóstico entre crisis epiléptica y crisis por insuficiencia circulatoria (5).

f) Factores tóxicos

Pueden ser endógenos o exógenos. Entre los primeros está la insuficiencia renal, que produce síndromes neurológicos con crisis epilépticas y a menudo estados de mal, especialmente de tipo mioclónico. También la diálisis renal puede favorecer la aparición de crisis epilépticas.

Entre los factores exógenos hay que señalar en primer lugar el alcohol; la intoxicación aguda puede suscitar crisis epilépticas aisladas y no recurrentes (5).

EL ELECTROENCEFALOGRAMA Y SUS CARACTERISTICAS

2.1 EL ELECTROENCEFALOGRAMA Y EL SISTEMA 10-20

EL ELECTROENCEFALOGRAMA (EEG)

La corteza cerebral por las miles de millones de neuronas existentes genera potenciales eléctricos, que al ser registrados por amplificadores y técnicas adecuadas originan los elementos constituyentes del electroencefalograma (3).

Dicha actividad eléctrica es muy polimorfa y compleja pero tiende a crear patrones bioeléctricos bastante fijos, que corresponden a la sincronización de grupos importantes de neuronas.

Existen varios ritmos cerebrales, que corresponden a distintas frecuencias de onda; ellos son útiles para interpretar la normalidad cortical (3).

El electroencefalograma es un método de diagnóstico relacionado con la fisiología cerebral, esto es, no diferencia procesos patológicos específicos sino que detecta cambios en la función del cerebro independientemente de su causa. Consiste en el registro de la actividad eléctrica cerebral por medio de ELECTRODOS colocados sobre el cuero cabelludo y de un registro de amplificación de potenciales con amplitudes mayores a 2 microvoltios y frecuencia entre 1 y 100 ciclos por segundo. En vista de las características de este registro, el EEG tiene 2 limitaciones importantes:

- 1) Detecta los potenciales que ocurren en la superficie cerebral y no los procesos epilépticos que ocurren en la profundidad del cerebro.

2) Detecta solamente potenciales de determinada amplitud y frecuencia y no los demasiado pequeños, demasiado lentos (CD) o demasiado rápidos (descargas neuronales) (2).

Dichos potenciales se modifican en forma patológica por las lesiones cerebrales, por los procesos epilépticos, por los estados de coma y por la muerte cerebral.

Por lo tanto el EEG se utiliza para: valorar la maduración cerebral, definir las etapas de sueño y el proceso de atención selectiva, detectar lesiones corticales, procesos epilépticos, establecer el grado de coma y la muerte cerebral (2).

REVISIÓN DEL SISTEMA 10-20 INTERNACIONAL PARA LA COLOCACIÓN DE LOS ELECTRODOS

El sistema 10-20 para la colocación de los electrodos fué desarrollado en 1958 por los electroencefalografistas quienes deseaban un formato normalizado y una terminología común para la colocación de los electrodos sobre el cráneo.

El sistema de la colocación de los electrodos es el procedimiento para medir la posición de los electrodos sobre la cabeza, usando unas marcas como puntos de referencia. La figura 2.1.a muestra el diagrama del sistema de montaje 10-20. El cual está basado en la relación probada entre el sitio de medición y las respectivas estructuras corticales. El sistema se denomina "10-20", debido a que los electrodos están espaciados entre el 10 y el 20% de la distancia total y un par de marcas sobre el cráneo. Además de los electrodos, la medición del electroencefalograma requiere un dispositivo de registro y suficiente amplificación para activar las agujas de los galvanómetros que inscriben la información en el papel. Para cada canal se requiere un sistema completo de instrumentación, así, los electroencefalógrafos tienen algunas veces hasta 16 canales ó más (10).

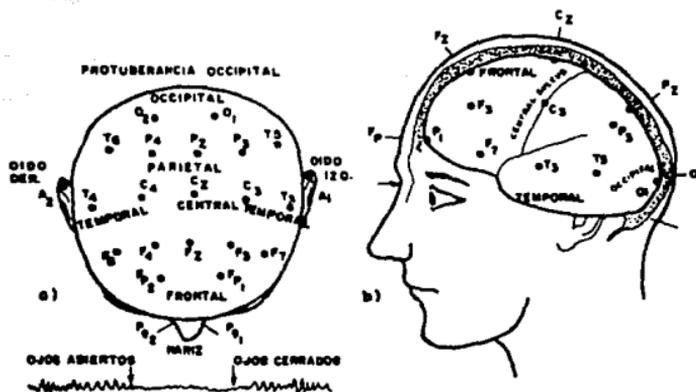


Fig 2.1 a) Las ondas lentas cerebrales pueden ser medidas desde estas locaciones normalizadas. Las señales típicas del EEG, nos muestra el cambio que ocurre, cuando los ojos se abren y se cierran. b) Relación entre el "surcus" central, la fisura silviana, lóbulos del cerebro y posición de los electrodos. (Patricia F. Harner y Theda-Sannit, A REVIEW OF THE INTERNATIONAL TEN-TWENTY SYSTEM OF ELECTRODES PLACEMENT, Grass Inst, 1974).

ELECTROENCEFALOGRAMA DE RUTINA. SU OBTENCION

En lo concerniente al papel, se trata de una hoja de 300mm de longitud dividida en sectores de 3mm cada uno, donde dependiendo de la velocidad a la que corre el papel donde se inscribe el trazo se puede conocer el tiempo correspondiente a cada sector, así, por ejemplo, si la velocidad del papel es de 3cm/seg, secciones de 1 seg estarán comprendidas cada 10 sectores de papel.

El trazado de rutina está constituido por varias hojas, ya que su registro se verifica durante varios minutos (20 a 25 minutos, aproximadamente).

Esta división en segundos es importante, puesto que la frecuencia de ondas por segundo indica el ritmo de base del EEG y, a su vez, este dato permite identificar el tipo de actividad: rápida, normal o lenta. Además como la frecuencia determina en gran medida la morfología de las ondas y habitualmente se relaciona también con

el voltaje, la lectura sobre el papel brinda la información básica del trazado (3).

CONCEPTO DE FRECUENCIA Y SU RELACION CON LOS RITMOS

Sabemos que la frecuencia es el número de veces que ondas de aspecto semejante aparecen en la unidad de tiempo: 1 seg. Así, el hallazgo de 10 ondas en 1 seg ubica dicha actividad en la frecuencia Alfa. Más de 13 ciclos u ondas indicarán un ritmo Beta; y menos de 8 ciclos y hasta 4 ciclos por segundo constituyen un ritmo Theta. En el ritmo Delta, aparecen 3 ciclos por segundo o menos.

VOLTAJE

Se llama voltaje a la altura de las ondas, que se expresa en microvolts, y se determina comparando una onda con un patrón previamente calibrado con un potencial conocido. Por ejemplo, si cada 10 microvolts se calibran a 1mm, una onda de 100 microvolts tendrá una altura de 10 milímetros (3).

SIMETRIA Y ASIMETRIA

Un electroencefalograma es simétrico cuando su morfología y voltaje son similares en ambos hemisferios. Las asimetrías discretas no poseen significación patológica, sobre todo en los niños; también en los adultos se observa con alguna frecuencia que las ondas Alfa son asimétricas (3).

SINCRONISMO Y ASINCRONISMO

La actividad bioeléctrica de ambos hemisferios es sincrónica después del primer año de edad. Esto significa que existe simultaneidad de potenciales en los dos lados. Aunque no se trata de un signo importante, debe señalarse que hay un asincronismo asociado a algunas situaciones patológicas, sobre todo cuando éstas tienen un sustrato anatómico. Tal es el caso de algunas tumoraciones cerebrales (3).

PRUEBAS DE ESTIMULACION.

Las pruebas de estimulación se emplean en electroencefalografía para poner de manifiesto lesiones o entidades latentes, mediante la aplicación de diversos estímulos.

Su máxima utilidad radica en el diagnóstico de las epilepsias, y en particular la crisis de ausencia.

Las pruebas de estimulación aplicadas a la electroencefalografía, ocasionan la aparición de grafoelementos propios de la epilepsia y, en ocasiones, de lesiones de origen tumoral o traumático que tampoco habían sido evidentes en trazados rutinarios. Por ello, hoy forman parte de la toma de un registro, que no se considera completo sin su ejecución. De forma rutinaria se emplean 2 pruebas: la hiperventilación, y la aplicación de destellos luminosos en el campo visual del paciente (estimulación fótica) (3).

PRUEBAS DE HIPERVENTILACION

En esta prueba el paciente realiza movimientos respiratorios amplios durante tres minutos aproximadamente, que provocan cambios en la composición de los gases en su sangre.

En niños y adultos, pero sobre todo en los primeros, la prueba provoca la aparición de ondas lentas que deben desaparecer inmediatamente después que termine la estimulación. El trazado debe normalizarse en un lapso de 30 a 60 segundos. Las alteraciones presentadas, cuando persisten 2 minutos después de la prueba, se consideran indicio de la alteración neurológica (3).

Esta estimulación es útil, ante todo en el diagnóstico de la crisis de ausencia, con manifestaciones clínicas o sin ellas, ya que en niños que son, aparentemente normales, origina también la aparición de los grafoelementos típicos de esa entidad: La clásica punta-onda.

ESTIMULACION FOTICA.

Consiste en la proyección de estímulos luminosos a una frecuencia dada, por lo general son de 5-30 destellos por segundo durante algunos instantes.

La tendencia para crisis epilépticas provocadas por una exposición a la luz rítmica de un foco intenso de descarga gaseosa (flash), es uno de los fenómenos que ocurre en la denominada

epilepsia provocada por la T.V. Jeavons y colaboradores (1971), han demostrado que tan importante es asegurar que un paciente observe directamente, el centro de un estroboscopio o de otro modo es posible que las anomalías de EEG no sean provocadas en casos de epilepsia (4). En la figura 2.2 se muestra una crisis inducida por estimulación fótica.

Jeavons y colaboradores hallaron que un tercio de sus 253 pacientes mostraron respuestas fotoconvulsivas desarrollándose éstas inmediatamente después de que los ojos fueran cerrados a la estimulación (4).

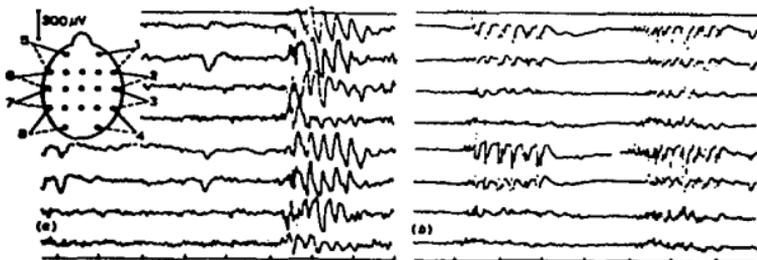


Fig 2.2 Respuestas fotoconvulsivas , a) epilepsia producida por la televisión, niño de 7 años de edad, mientras que observa la televisión. Actividad de 3 ciclos por segundo. b) Hombre de 23 años de edad con crisis ocasionales de "gran mal", ráfagas de puntas múltiples frontalmente predominantes y actividad de onda lenta evocada por estimulación fótica a 10 estímulos luminosos por segundo. (De Jensen J-P; EPILEPSY, 1964).

2.2 EL EEG EN LA EPILEPSIA

Si se considera que la epilepsia es un trastorno funcional, el EEG es el procedimiento más sensible de que disponemos para detectar los procesos epilépticos. Su utilidad clínica no se limita a identificar estos procesos, sino a conocer su localización, extensión y gravedad. Por lo tanto el EEG es útil para diferenciar

las crisis epilépticas de las que ocurren en un cerebro normal, así como por trastornos paroxísticos de distinta naturaleza, como la histeria y el alcoholismo. El EEG es adecuado para precisar la clasificación de las crisis epilépticas y para establecer su posible pronóstico (2).

Por otra parte, el EEG, como cualquier otro procedimiento diagnóstico, tiene que ser considerado dentro de un contexto clínico, pues adopta datos para confirmar el diagnóstico, no para excluirlo. Las fallas más dramáticas del EEG en el diagnóstico de epilepsia pueden apreciarse al obtener trazos normales aún cuando la medición se realice durante las crisis convulsivas como es el caso de procesos epilépticos originados en la profundidad cerebral. (2).

EL EEG NORMAL

Los patrones del EEG considerados como normales, son simplemente aquéllos que se hallaron en sujetos o personas sin una anomalía funcional en la estructura cerebral.

Esta condición no excluye de ninguna manera sus ocurrencias en pacientes que se manifiestan enfermos, la mayoría de los adultos normales tienen un ritmo dominante de unos 10 Hz.

Un EEG estrictamente normal o francamente patológico solo debe inferirse de datos y de grafocientos (puntas) concluyentes; la línea divisoria entre ambas categorías es muy confusa y carece de nitidez. De una parte, sujetos normales pueden presentar un trazado con alteraciones sugerentes de enfermedad; por otro lado, en ausencia de exámenes previos es difícil concluir el valor de datos de escasa categoría (3). La figura 2.3 muestra un EEG de un niño normal.



RF

4 años

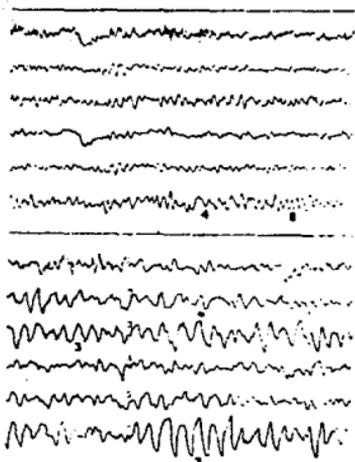


Fig 2.3 EEG normal de un niño de cuatro años. El trazo superior muestra un ritmo alfa a 8 ciclos por segundo con ondas lentas entremezcladas a 4 ciclos por segundo (actividad alfa subarmónica). El trazo inferior está dominado por actividad lenta a tres ciclos por segundo producida por hiperventilación. RF=respiración forzada. (De Feria Velasco Alfredo, Dalila Martínez de M y Rubio Donadiu, EPILEPSIA, 1989).

2.3 RITMOS CEREBRALES

La materia viva es capaz de producir energía eléctrica y posee además la facultad de ser un buen conductor de ella.

La actividad eléctrica del cerebro es la suma espacio temporal de la actividad de cada una de las neuronas que lo integran. El potencial que genera una sola neurona no puede ser registrada sobre la superficie del cráneo con un sistema de registro, por muy sensible que éste sea; solo cuando se descarga al unísono un gran número de neuronas -como mínimo 1000 000- es que podemos recibir y registrar dicho fenómeno. No todas las neuronas descargan

simultáneamente en el mismo sentido y dirección. Tampoco son iguales en amplitud y frecuencia los diferentes potenciales emitidos por varios grupos o territorios neuronales. Por ello, solo cuando se sincroniza la actividad eléctrica de un grupo importante de neuronas se provoca una descarga que representa la suma vectorial del potencial de cada una de las neuronas integrantes de dicho grupo, con respecto al tiempo. Así, cuando esta sincronización ocurre, la resultante de esta sumatoria da lugar a que se reconozcan algunos patrones que, por su identidad en frecuencia y forma, han causado los distintos ritmos, identificados y denominados en forma arbitraria a partir del primero de ellos (RITMO ALFA, O RITMO DE BERGER), que fué originalmente descrito por el fundador de la electroencefalografía: Hans Berger (3).

Para darle a estos conceptos una interpretación gráfica, nos referiremos ahora a las figuras 2.5 y 2.6.

Consideremos que las células neuronales están en una proximidad bastante cercana, la una de la otra, de tal modo que pueda apreciarse un grupo dentro del área restringida de ellas. Considérense las células como las mostradas en las figuras antes señaladas.

Bajo ciertas condiciones de estimulación, estas células pueden despolarizarse simultáneamente.

El potencial resultante de lo que ocurre en una sinápsis excitadora y otra inhibidora dan como resultante, la creación de un campo eléctrico. Para entenderlo mejor, imaginemos que esto ocurre simultáneamente en muchas neuronas cerebrales, por lo tanto, la sumatoria de estos campos que inducen un voltaje en los electrodos colocados sobre el cráneo del sujeto, generará un voltaje del orden de los microvoltios, el cual es variable con respecto al tiempo (12).

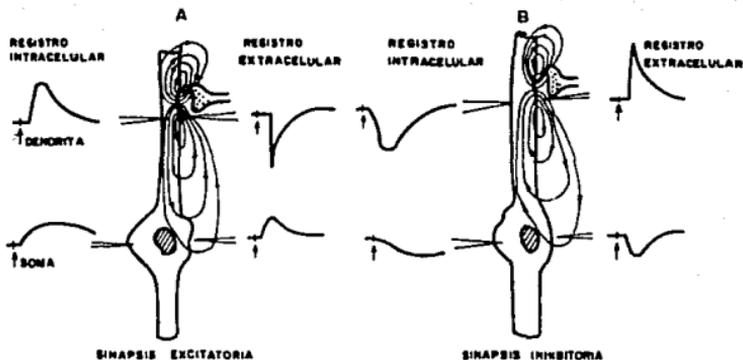


Fig. 2.4 Diagrama de los campos generados por corrientes sinápticas excitatorias (EPSP) e inhibitorias (IPSP) en células del sistema nervioso central. Un EPSP se genera en la dendrita intracelularmente (A) a la izquierda generando una rápida despolarización a nivel del soma. Un EPSP en la dendrita genera (A) (a la derecha) extracelularmente un sumidero (-), cerca de la sinápsis del núcleo conductor. En (B) (derecha), un IPSP dendrítico genera una hiperpolarización (De Hubbard, 1969).

Vemos de la figura 2.5 y 2.6 que bajo ciertas condiciones de estimulación, estas células pueden despolarizarse simultáneamente. El potencial resultante se muestra en la figura 2.5. Vemos por lo tanto, que el área de cada onda resultante es la misma, puesto que la cantidad de corriente involucrada en cada proceso, también es la misma.

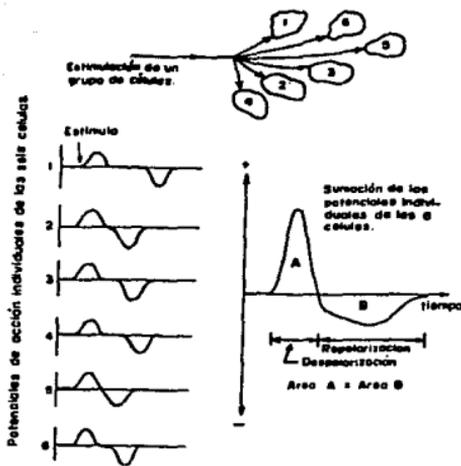


Fig. 2.5 Potencial de acción externo producido por un grupo de células, todas despolarizándose, como resultado de una estimulación (despolarización sincrónica) (De David J. Devhurl y Harold Shipton, Textronik, 1971).

Despolarización asincrónica. Bajo ciertas condiciones de estimulación, el grupo de células anteriormente descritas no se despolarizan simultáneamente (despolarización asincrónica) Fig. 2.6. La estimulación puede ocurrir en una célula, la cual está interconectada a otras, haciendo que al excitarse, estimule a las otras células, que constituyen un área o grupo de dipolos, haciendo que al despolarizarse asincrónicamente se produzcan una serie de potenciales, que al sumarse den el potencial, cuyo campo eléctrico inducirá un pequeño voltaje situado sobre el cráneo. En otras palabras, esta reacción podría proseguir, hasta que todas las células de esta zona se hallan despolarizado. El registro externo presenta la suma de los potenciales individuales de cada célula. (Fig. 2.6) Durante el funcionamiento del cerebro es posible que ocurran ambas cosas simultáneamente.

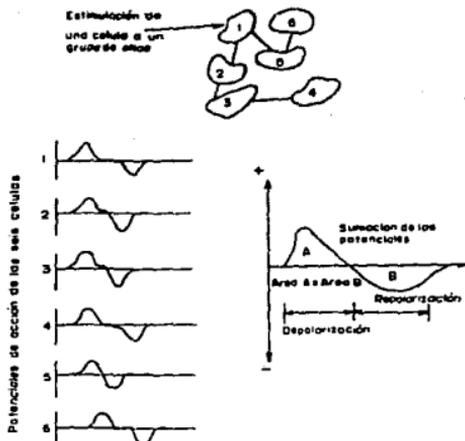


Fig. 2.6 Potencial de acción externo producido por un grupo de células, todas despolarizándose, como resultado de una estimulación (despolarización asincrónica) (De David J. Dewhurst y Harold Shipton, Textronix, 1971).

Modos de registro. Para efectuar el registro de la señal del EEG, se puede usar el sistema mostrado en la figura 2.7. Se sitúan sobre el cráneo del sujeto unos electrodos y se conectan a sus cuatro amplificadores, los cuales terminan en una plumilla inscriptora, que traza el registro bioeléctrico sobre un papel, el cual es desplazado por un motor (polígrafo). Obteniéndose así los registros de las señales bioeléctricas del cerebro.

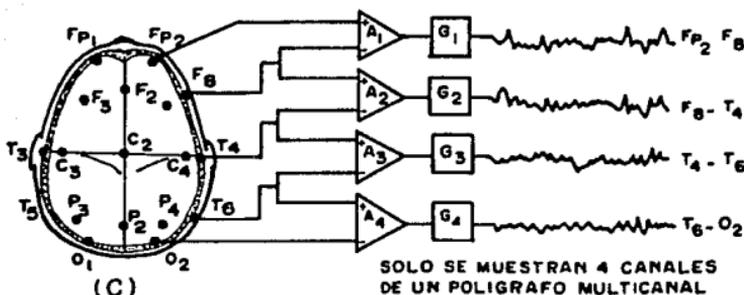


Fig. 2.7. Configuración de un registro de la señal del EEG usando un poligrafo. (De David J. Dewhurst y Harold Shipton, Textronix, 1971).

En seguida, citamos las características de cada uno de los ritmos cerebrales, así como sus implicaciones en la normalidad y en los estados patológicos.

RITMO ALFA

Este ritmo se observa en el adulto despierto y con los ojos cerrados: se bloquea (desaparece) con la apertura de los párpados o (intervención de estímulos visuales).

Su frecuencia oscila entre 8 y 13 Hz, y puede resultar unas veces más lento.

Su voltaje tiene también grandes oscilaciones, siendo como todos los ritmos, mayor en la infancia, con un valor promedio de 50 microvolts.

Origen: Occipitoparietal, con difusión temporal.

Secuencia: Ráfagas sincrónicas, bilaterales, separadas por zonas de voltaje menor.

Morfología: Sinusoidal, puntiaguda, no siempre isomórfica; es

el ritmo del reposo sensorial, motor e intelectual (3). En la figura 2.8 se muestra un registro de EEG con ritmo Alfa, mientras que en la figura 2.9 se muestra una de sus variantes (ritmo Mu).

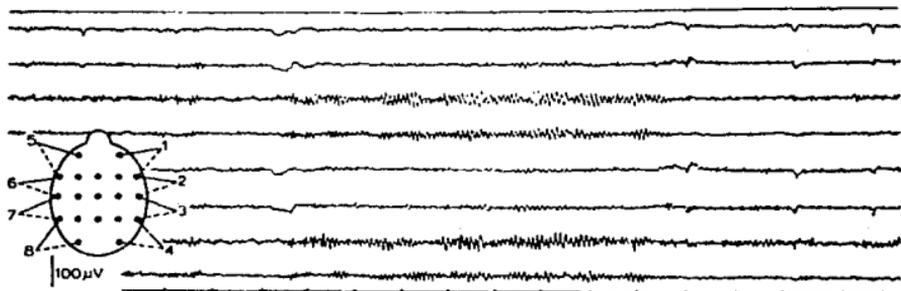


Fig 2.8. Sujeto con el tipo de onda Alfa. Mujer de 40 años. EEG: Un ritmo alfa de 11 ciclos bien sostenido, que aparece con los ojos cerrados y desaparece con los ojos abiertos. (De Jensen J-P, EPILEPSY; 1964).

RITMO BETA

Constituye, junto al ritmo Alfa, el ritmo del adulto normal despierto. Su frecuencia está comprendida entre 14 y 25 ciclos por segundo. El ritmo Beta tiene menor amplitud que el Alfa. Su origen está vinculado a las regiones frontocentrales (rolándicas) siendo bilateral pero no sincrónico. Su voltaje oscila entre 5 y 10 microvolts.

Se atenúa o extingue con la realización de movimientos o con la intención de realizarlos, y resulta muy sensible a las variaciones del tono muscular.

Desaparece durante el sueño, igual que el ritmo alfa (3).

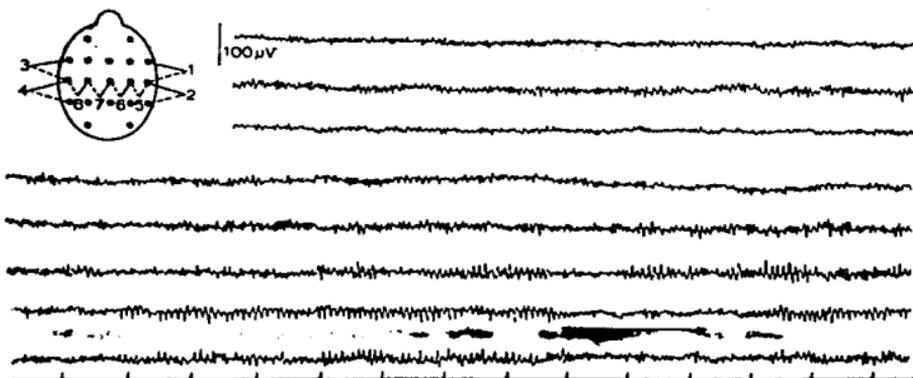


Fig 2.9 Ritmo Mu. Mujer de 22 años neurológicamente normal, propensión de ansiedad. EEG: lado izquierdo, ritmo Mu de 11 Hz disminuido por haber apretado el puño derecho (canales 7 y 8). Menor persistencia ocurre en el lado derecho (canales 5 y 6). Actividad de fondo Beta a 20-22 Hz. (De Jensen J-P; EPILEPSY, 1964).

RITMO THETA

Este es un ritmo normal en la infancia, que tiende a desaparecer a medida que se completa el proceso de maduración del cerebro. Su presencia después de los 25 años de edad es patológica, excepto cuando aparece asociado a variaciones fisiológicas, como el estado de sueño, o a estímulos específicos, como la hiperventilación.

Su frecuencia, que oscila entre 4 y 7 ondas por segundo, promedia un voltaje de 50 microvolts.

Las ondas Theta son simétricas y sincrónicas, pero no siempre rítmicas. Se asocia con frecuencia a ondas Deltas en los tumores cerebrales.

Su presencia es frecuente en los pacientes con trastornos de la

personalidad (3).

RITMO DELTA

Es el más lento de todos los ritmos. Su frecuencia siempre está por debajo de 4 ciclos por segundo. A veces es tal su lentitud, que se inscribe una sola onda o la mitad de una onda en un segundo. Si la frecuencia aumenta, el voltaje disminuye y viceversa, comprendemos que las ondas Delta sean de gran voltaje, y a la inversa Beta , de bajo voltaje.

Las ondas Delta pueden medir de 70 microvolts-100 microvolts y en ocasiones llegan hasta 200 microvoltios.

Su presencia en el adulto es siempre patológica.

Su morfología es variable: unas veces son uniformes (monomorfas) siendo entonces semejantes todas las ondas Delta en el trazado; otras veces son distintas entre sí, denominándoseles ondas Deltas polimorfas (3). En la figura 2.10 se muestra un EEG y sus diferentes ritmos, incluyéndose los Beta, Theta y Delta.

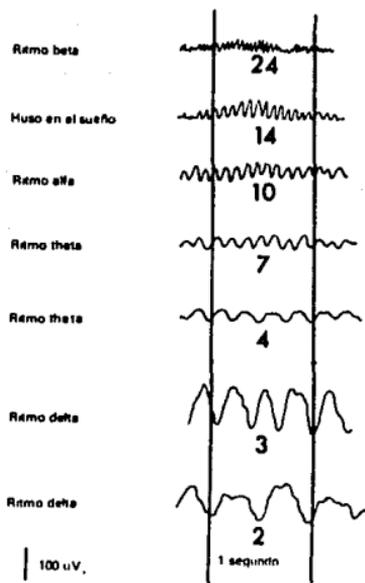


Fig 2.10 Trazos EEG a diversas frecuencias. Las líneas verticales negras representan el cursor usado en la medición. La distancia entre las líneas es de 3 cm y el tiempo de 1 seg. Es fácil contar un mínimo de ondas y se expresa en el informe EEG como ciclos por segundo. (De Feria Velasco, Dalila Martínez, EPILEPSIA, 1989).

2.4 PUNTAS EPILEPTICAS

Los signos de alteración en electroencefalografía pueden sintetizarse en 3 grafoelementos:

- a) Deflexiones de curso rápido: ESPIGAS (PUNTAS)
- b) Fenómenos de curso lento: ONDAS
- c) Asociaciones de dichos elementos: PUNTA-ONDA, POLIPUNTA-ONDA, etc.

PUNTAS

Son deflexiones de curso rápido, frecuencia alta (generalmente de 25 a 30 deflexiones por segundo) y de alto voltaje. Representan una descarga rápida, de carácter paroxístico, que corresponde a la activación brusca de un grupo importante de neuronas. La punta es el grafoelemento de las crisis epilépticas y por ello, es la representación o expresión bioeléctrica de la epilepsia.

Dimensión:

Son por lo general mayores de 100 microvolts, alcanzando valores de hasta 300 microvolts, 400 microvolts y aún más en forma ocasional.

Para ser considerada como PUNTA, una deflexión rápida debe exceder por lo menos 50% del voltaje del ritmo de base. Esto permite distinguir las puntas de las ondas normales de aspecto puntiagudo.

En cuanto a su anchura debe ser alrededor de 1mm, que daría una frecuencia de 30 espigas por segundo (3).

Composición:

La punta está integrada por tres componentes:

- a) Una rama ascendente.
- b) Una rama descendente.
- c) Una tercera rama, nuevamente ascendente que rebasa la línea media o isoeléctrica.

A veces la primera rama de la punta se dirige hacia abajo, en forma descendente. En raras ocasiones no tiene fases negativa y positiva, resultando una forma monofásica.

Secuencia:

Es posible encontrarlas aisladas o en regiones, más o menos numerosas (3).

ONDAS LENTAS

Corresponden a las frecuencias bajas, por lo que pertenecen a las bandas de frecuencia Theta y Delta. Aparecen en forma generalizada o circunscrita; estas últimas como expresión de lesión de una determinada región cerebral.

Cuando no expresan estados de sueño aparecen en pruebas de estimulación, se debe considerar su presencia como un signo anormal.

Son el grafoelemento de mayor valor en el diagnóstico de una tumoración cerebral. Suelen ser de alto voltaje. Raras veces se rompe la regla de que a mayor frecuencia, corresponde menor voltaje, y viceversa.

La onda lenta puede encontrarse normalmente en los niños, en el sueño fisiológico y como respuesta a las pruebas de estimulación, en especial a la hiperventilación, particularmente en los niños. En el adulto despierto, la onda lenta es siempre patológica aparece en el sueño, y suele aparecer cuando existen tumores profundos, los grafoelementos son muy polimorfos; también su ritmo es variable, pudiéndose observar en forma regular e irregular.

Su asociación con las puntas es de gran valor diagnóstico en distintas formas de epilepsia; solo muy raras veces las ondas lentas son de bajo voltaje (3).

COMPLEJOS PUNTA-ONDA

Este es un grafoelemento mixto, muy importante, está casi siempre asociado a la epilepsia, aunque puede ser hallado en tumoraciones cerebrales.

Se constituye a base de una o varias puntas con una onda lenta. Cuando la relación es igual a 1, es decir, una punta por cada onda lenta, se trata de la clásica figura punta-onda típica de la crisis de ausencia, que tiene por lo común una frecuencia de 3.5 ciclos por segundo. A medida que la crisis de ausencia tiende a desaparecer por el avance de la edad o por el tratamiento esa imagen va perdiendo su aspecto típico, ya que las puntas tienden a variar su voltaje y ubicación.

Otras veces, la situación se establece a base de varias puntas y una onda lenta. A este grafoelemento le llamamos polipunta-onda, se observan asimismo variaciones en el voltaje y la sucesión de las

puntas.

Las imágenes punta-onda y polipunta-onda son de valor diagnóstico en la epilepsia, su morfología puede cambiar con el tiempo, al disminuir el voltaje de las puntas o la regularidad en la sucesión de los elementos rápidos y lentos de su asociación (3). En la figura 2.11 se pueden apreciar las variantes que presentan las morfologías más típicas que ponen de manifiesto, desde el punto de vista electroencefalográfico, la posible presencia de una de las variantes del mal epiléptico.

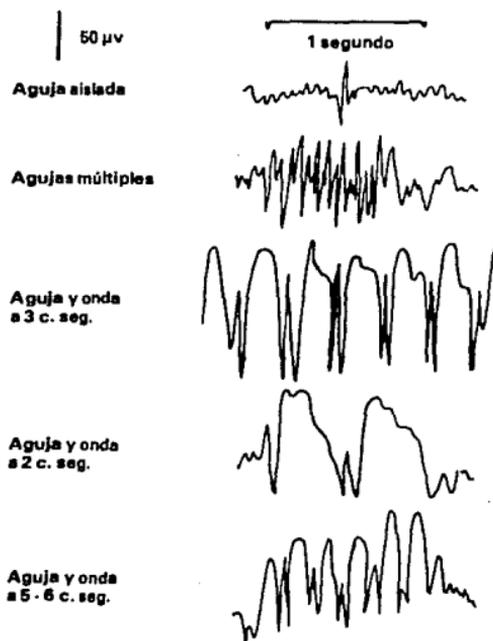


Fig 2.11 Esquema de puntas, ondas y complejos punta-onda que ilustran los tres elementos que constituyen la base del mal detectado por la electroencefalografía. (De Fera Velasco, EPILEPSIA; 1989).

CRISIS DE AUSENCIA

Son crisis que aparecen de manera repentina, se pierde bruscamente la conciencia y el paciente interrumpe lo que está haciendo en ese momento; son breves y la recuperación es también rápida. Por lo general ocurren muchas veces al día. El patrón de EEG es característico para este tipo de crisis, con descargas típicas bilaterales, sincrónicas y simétricas de punta-onda de 3 ciclos por segundo (3 Hz) (2). Un aspecto de este tipo de crisis lo podemos observar en la figura 2.12 que se muestra a continuación.

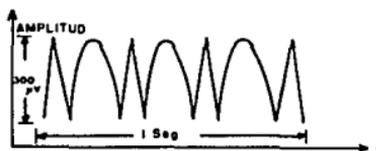


Fig 2.12 Punta característica y ráfaga de onda de la epilepsia del tipo de crisis de ausencia. (Zapata y Cols. Artículo de la Reseña de la VI Reunión de Investigación en el Instituto Mexicano de Psiquiatría, pp. 114-124, 1991).

De acuerdo con la sintomatología clínica se distinguen dos tipos de ausencias: simples y complejas.

La ausencia simple se manifiesta únicamente por un trastorno de conciencia, interrumpiendo el enfermo cualquier acto motor que estuviera realizando (5).

En la ausencia compleja el trastorno de conciencia se acompaña de diferentes fenómenos:

- Fenómenos clónicos bilaterales y simétricos que afectan principalmente a los miembros superiores y a veces también la cara y los miembros inferiores (ausencia mioclónica).

- Fenómenos de aumento del tono postural, que provocan la caída hacia atrás del enfermo (ausencia repulsiva) (5).

- Disminución o abolición del tono postural (ausencia atónica).

-Fenómenos automáticos, parecidos a los que se ven en las crisis automáticas; estos fenómenos plantean un importante problema de diagnóstico diferencial que ha de resolver el EEG crítico (ausencias automáticas).

-Fenómenos vegetativos, como por ejemplo pérdida de orina (ausencias enuréticas).

-Todo esto en lo que se refiere a la sintomatología clínica; ahora bien, la sintomatología EEG establece una nueva división en dos grandes grupos, las ausencias típicas y las ausencias atípicas, y cualquiera de las formas clínicas citadas puede pertenecer tanto a las típicas como a las atípicas (5).

a.a) Las ausencias típicas se acompañan de una descarga de complejos de punta-onda, alrededor de tres por segundo, bilateral, sincrónicas y simétrica. En la figura 2.13 se observa el trazo de una crisis espontánea de este tipo.

Es importante esta diferenciación EEG, porque las ausencias típicas (en cualquiera de los tipos clínicos que hemos citado) se presentan, generalmente, en individuos normales desde el punto de vista neurológico y psíquico, sin lesiones cerebrales, sin etiología determinada y con una buena respuesta al tratamiento. Son más frecuentes en la infancia que en la edad adulta (5).

No siempre las ausencias típicas corresponden a este entorno clínico, pues otras veces van asociadas a crisis de "gran mal", dentro del contexto clínico de la epilepsia generalizada primaria (5).

a.b) Las ausencias atípicas constituyen el segundo grupo que el EEG separa. Se acompañan de una descarga de punta-onda lenta por debajo de 2.5 por segundo. En general los complejos son menos rítmicos y menos simétricos que en las ausencias típicas, si bien el carácter diferencial más importante desde el punto de vista EEG es la mayor lentitud de los complejos.

Las ausencias atípicas se ven generalmente en formas de lesiones de epilepsia (lesiones difusas) y son niños con un importante retraso intelectual (5).

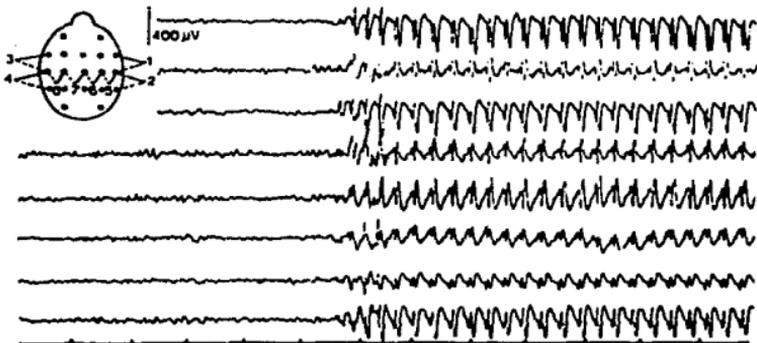


Fig 2.13. Crisis espontánea de ausencia. Niña de 5 años. En el registro electroencefalográfico de punta - onda de 3 por segundo sincronizada bilateralmente en forma generalizada y simétrica. (De Jensen J-P, 1964).

C A P I T U L O I I I

MÉTODOS ACTUALES PARA LA DETECCIÓN DE ESPIGAS EPILEPTICAS

3.1 INTRODUCCION

Este capítulo tiene por objeto exponer de una manera genérica algunos de los métodos o procedimientos experimentales mediante los cuales actualmente se ha tratado de realizar la detección y procesamiento de actividad electroencefalográfica paroxística que comúnmente es asociada a la epilepsia, tales como la punta aislada, la polipunta y el complejo punta-onda, muchos de los cuales están auxiliados o fundamentados en el uso de las actuales computadoras tanto de propósito general como dedicadas o de uso específico. También, y gracias al poder de cálculo de las computadoras de hoy, existen métodos que basan sus estudios en la aplicación de procedimientos estadísticos, esto con el fin conocer las relaciones que guardan dos entidades propuestas de información que son claramente diferenciables para quien realiza el procedimiento, una de las cuales puede ser la relación existente entre la actividad epiléptica y la actividad normal. Estos últimos métodos, por el hecho de involucrar la teoría estadística para su realización, consideramos que quedan fuera del alcance del presente trabajo.

Por tanto, en este capítulo nuestro interés se centra en aquellos métodos de cuya aplicación resulte un análisis del EEG para detectar paroxismos epilépticos de una manera eficaz, automática, objetiva y confiable, que el que pueda efectuar convencionalmente un estudio de las crisis epilépticas (neurofisiólogo), aplicando el procedimiento de la inspección visual, el cual está sujeto en último término a la destreza y subjetividad de éste.

3.2 FILTRADO DIGITAL

El reconocimiento de formas y modelación de sistemas mediante filtrado digital en Electroencefalografía, aparte de ser una de las primeras metodologías en este campo, comporta un interés enorme y una aplicación práctica.

El filtrado digital permite desarrollar un sistema de análisis del electroencefalograma que consiste básicamente en la detección y posterior clasificación (reconocimiento) de aquellas anomalías electroencefalográficas de aparición súbita y que se destacan sobre la actividad eléctrica cerebral, es decir las espigas o puntas.

Cuando un electroencefalografista examina un registro EEG, puede ocurrir que el número de datos sobrepase su capacidad de examen visual. Así el examen por computadora supera el efectuado en forma visual. D.O. Walter resume las ventajas de este método de la siguiente manera: "Es más objetivo estable y repetible que el examen visual, puede valorar un mayor número de datos sin fatiga y, sobre todo, percibe y valora paroxismos que tal vez escaparían al examen visual" (5).

Este tipo de proceso tiene su mayor aplicación en la cuantificación del EEG del epiléptico en forma evolutiva, en la figura 3.1 mostramos resumido uno de los primeros registros en los que se aplicó la detección y clasificación automática de paroxismos EEG.

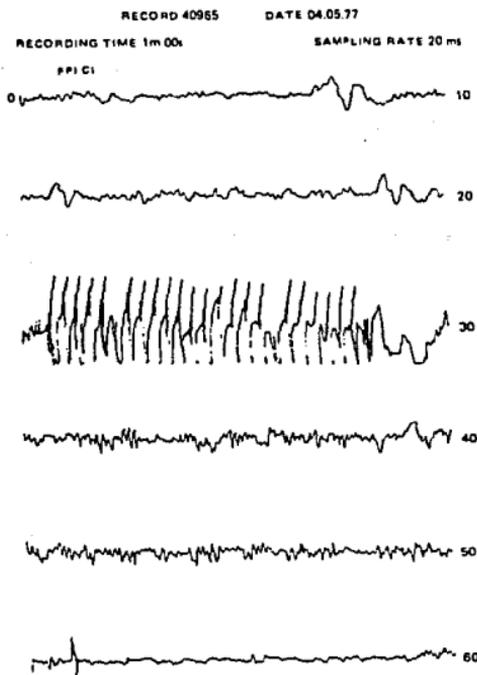


Fig 3.1 Uno de los primeros registros EEG en los que se aplicó el reconocimiento de formas. Descarga de punta-onda a 3Hz. (De L. Daurella, L. Oller Ferrer-Vidal, Marcos Turner, "La epilepsia", Paidós, Argentina, 1983).

En la figura 3.2 se puede observar cómo tres electroencefalografistas diferentes clasificaron los paroxismos siguiendo las definiciones de los distintos paroxismos.

Las diferencias entre el resultado de los tres electroencefalografistas y el del análisis automático se muestran en la figura 3.3, y se explican por el hecho de que la computadora no comete el error de clasificar todas las descargas del tren de punta-onda rápida como tales, ya que algunas no son punta-onda sino puntas repetidas que por su amplitud, duración y composición de forma no llegan a constituir un auténtico complejo de punta-onda.

Aplicada esta metodología al campo de la monitorización intensiva del EEG, se resumen los primeros casos, en que es utilizada como guía para tratamientos rebeldes de epilepsia (5).

registro 40965	Fecha 04/05/77			tiempo de registro EEG: 1 minuto			
	número total de transitorios	número de puntas	número de ondas agudas	número de punta-ondas a 3 Hz	número de punta-ondas lentas	número de puntas poliphasas	número de ondas lentas
electroencefalografista número 1	44	12	10	11	0	2	8
electroencefalografista número 2	45	10	12	13	0	2	8
electroencefalografista número 3	45	10	11	14	0	2	8
ordenador	56	9	5	8	0	2	8

diferencia: 4-14 poroximos

Fig 3.2 Resumen del análisis visual del EEG de la figura 3.1, efectuado por tres electroencefalografistas diferentes, y resultados del análisis automático por medio de la computadora. (De L. Daurella, L. Oller Ferrer-Vidal, Marcos Turner, "La epilepsia", Paidós, Argentina, 1983).

PATTERN RECOGNITION AND CLASSIFICATION

INPUT DATA

* of channel 1 0
 sampling rate in milliseconds 720
 * of points by block 7500
 the block duration is 0 minutes 10 sec
 * of blocks to process 7 8
 the record duration is 0 hours 1 minutes 0 seconds
 * coefficients file ? ABC1.BA
 * file length ??

START PROCES

block in process? 1 2 3 4 5 6/ MEAN EEG 2 DATA 44

RESULTS

* channel (0)
 * of transients 55

detected at the following instants (in sec.)

8,02	8,34	8,8	10,14	12,64
12,98	20,1	20,64	21,30	22,58
22,78	22,82	23,1	23,22	23,4
23,84	23,73	22,88	23,98	24,08
24,3	24,48	24,8	24,78	24,84
25,08	25,22	25,4	25,58	25,7
25,98	26,3	26,44	26,88	26,88
26,98	27,1	27,3	27,52	27,6
27,78	28,12	28,28	28,42	28,58
28,88	28,02	28,18	28,48	28,72
30,08	30,22	30,74	31,04	31,74
48,88				

CLASSIFICATION

number of spikes 8
 mean duration = 2 mean amplitude = 0,00318201 12
 number of sharp waves 5
 mean duration = 3,6 mean amplitude = 0,00228203 10
 number of high voltage slow waves 5
 mean duration = 19,2 mean amplitude = 0,017133 8
 number of polysikes 2
 mean amplitude = 2 mean amplitude = 0,00832078 2
 number of 2Hz spikes and wave complexes 8
 mean amplitude = 8,3 mean amplitude = 0,0161688 11
 number of spike and slow wave complexes 0
 not classifiable and/or low voltage slow wave 27

Fig 3.3 Listado de la computadora con las diferencias entre los datos obtenidos por los neurofisiólogos y el análisis automático. (De L. Daurella, L. Oller Ferrer-Vidal, Marcos Turner, "La epilepsia", Paidós, Argentina, 1983).

Nos referiremos a continuación al método de esta aplicación del reconocimiento de formas al tratamiento de la epilepsia.

El método consiste en la obtención de las gráficas de la evolución temporal del número y tipos de transitorios o paroxismos

EEG detectados.

Se obtiene un registro electroencefalográfico del enfermo y se introduce la señal a la computadora para su análisis cuantitativo, en tiempo real, mediante un programa de reconocimiento de formas.

Los resultados del análisis cuantitativo de EEG se obtienen de dos maneras: determinación del número total de paroxismos y clasificación de los paroxismos en los diferentes grupos admitidos (puntas, polipuntas, ondas agudas, punta onda a 3Hz, ondas lentas de alto voltaje). Esta clasificación se acompaña del número de paroxismos correspondientes a cada tipo.

Asimismo, se determina automáticamente el instante del registro en que cada uno de estos transitorios o paroxismos aparecía en segundos y céntesimos de segundos de registro total.

Al efectuar el análisis en tiempo real se está en condiciones de modificar la norma de administración de la droga antiepiléptica en función de los resultados obtenidos cada hora (5).

3.3 EL ELECTROENCEFALOGRAMA COMPUTADO AUTOMATICO (ECA)

Nuevos métodos de registro y análisis de EEG permiten el diagnóstico de la epilepsia. La computación digital, que involucra instrumental, tiene la ventaja de exponer gráficamente los datos del electroencefalograma en forma muy objetiva y comprensible. Sostiene R. Bickford (1979) que la estimación de la amplitud no es exacta con el método de análisis visual (5). Esto se supera fácilmente con un simple sistema de integración. También se está progresando mucho en cuanto al conocimiento de las puntas, de las descargas de las puntas y de sus características con los sistemas de computación automática, lo que evidentemente contribuirá al diagnóstico de las descargas epilépticas.

3.3.1 PROMEDIACION DE RESPUESTAS

El promedio de las respuestas cerebrales por diversos estímulos visuales, auditivos, etc., se está desarrollando e introduciendo rápidamente en clínica neurológica y la neurofisiología de la epilepsia. En la epilepsia el potencial evocado puede adquirir inusitada amplitud, en la figura 3.4 se muestra la figura de un paciente epiléptico fotosensible (5).

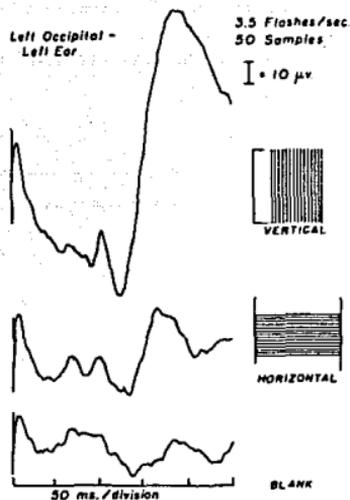


Fig 3.4 Tomada de R. Bickford, 1979.

3.3.2 METODOS ESPECTRALES

Los electroencefalografistas usan como base de la descripción EEG las frecuencias de los potenciales generales y sus cambios en varios estados de conciencia o en distintas situaciones patológicas y fisiológicas. Como se sabe, la descarga epiléptica se manifiesta justamente por una determinada variación brusca de la frecuencia y amplitud de la actividad eléctrica cerebral, llamada descarga

paroxística. Los métodos de computación utilizados para analizar estas características del EEG con el análisis espectral está cobrando auge. Su base teórica se muestra en el gráfico de la figura 3.5.

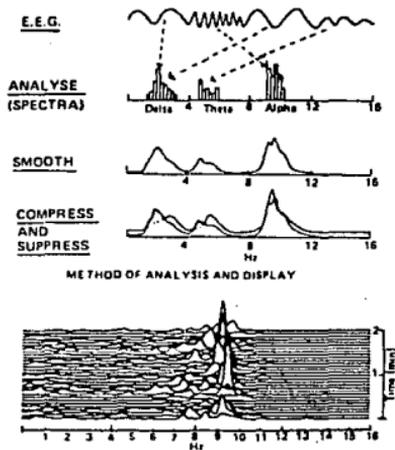


Fig 3.5. Tomada de R. Bickford, 1979.

En la figura 3.6 se observa la diferencia entre el análisis espectral de una inducción fótica en un individuo normal (a la izquierda) y la respuesta fótica anormal en un individuo epiléptico fotosensible (a la derecha). En el registro espectral de la respuesta al estímulo luminoso en las distintas respuestas

progresivas, que comienzan en 1 y terminan en 16, el perfil del análisis espectral muestra una serie de picos con un curso diagonal y otra diagonal de picos en la parte baja de la figura, que representa la generación de armónicos. Contrastando con este cuadro, se observa el resultado de la estimulación fónica en un paciente fotosensible, que ya en la primeras frecuencias de la estimulación luminosa presenta descargas de diversas frecuencias y amplitud, sin indicios de la inducción en diagonal vista en casos normales. La distribución espectral en toda el área del cráneo con técnicas de integración y en monitorización prolongada del EEG en forma de multicanal provee una información muy objetiva y clara tanto de los ritmos como de las descargas epilépticas, permitiendo un exacto diagnóstico y diagnóstico diferencial de estas distintas formas de epilepsia.

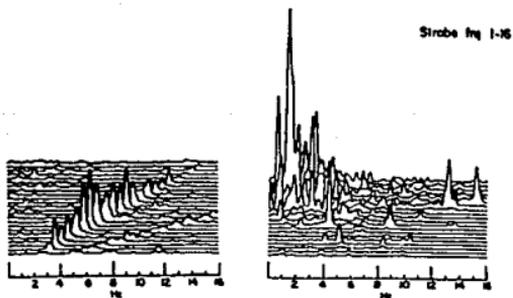


Fig 3.6 Tomada de R. Bickford, 1979.

En el ejemplo que se muestra en la fig 3.7 se ve la forma simple y gráfica de esta presentación en el caso normal y en el caso patológico en que existe una focalización (5).

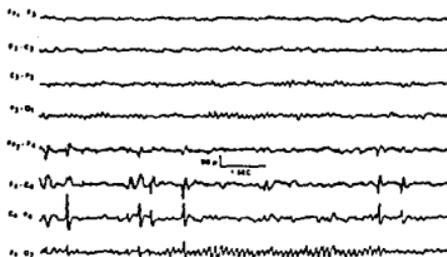


Fig 3.7 Tomada de R. Bickford, 1979.

3.3.3 PROYECCION SUPERFICIAL DE LOS CONTORNOS DE VOLTAJE

Un problema importante para el electroencefalografista es la localización de eventos tales como paroxismos. Esta dificultad puede ser solucionada o facilitada por medio de los métodos de computación (fig 3.8). Bickford establece en forma diagramática un ejemplo. Básicamente la computadora toma la información suministrada por una disposición en cuadrículado de los electrodos, registros que habitualmente son 16, y por medio de un método de interpolación provee un equivalente de $20 \times 20 = 400$ electrodos estadísticos.

Cuando un evento aparece, tal como una punta o una respuesta evocada, se produce un mapa de campo potencial y la distribución del evento a lo largo y a lo ancho del cuero cabelludo se dibuja instantáneamente en el tiempo. Entonces la computadora produce una línea que contornea los puntos isopotenciales, equivalentes a los que usa el geógrafo para representar las irregularidades del terreno.

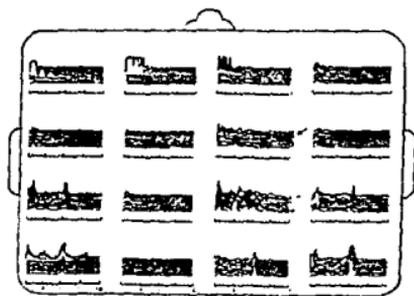


Fig 3.8. Tomada de R. Bickford.

CAPITULO IV

METODO EXPERIMENTAL

En este capítulo explicamos de manera global el procedimiento experimental que se propone llevar al cabo con el fin de lograr diseñar y construir un equipo portátil que sea capaz de proporcionar una señal de aviso cuando éste detecte la presencia de una crisis de ausencia; así como una explicación de la propuesta del procesamiento de la señal electroencefalográfica con el fin proporcionar parámetros de ésta que permitan valorar y optimizar el sistema de detección. En los capítulos V y VI se detallarán las etapas de diseño e implementación tanto del equipo portátil como del procesamiento de las señales.

4.1 DESCRIPCION DEL METODO EXPERIMENTAL PROPUESTO.

El método experimental propuesto consta de dos etapas principales de desarrollo, las cuales son:

1. Diseño y construcción de un sistema electrónico mediante el cual sea factible registrar de manera convencional (sobre el cuero cabelludo) la actividad electroencefalográfica de un sujeto, y detectar a su salida la presencia de actividad epiléptica comúnmente presente en las crisis de ausencia (complejos punta-onda), proporcionando algún tipo de aviso que sea fácil de percibir por el sujeto.

2. Diseño e implementación de un sistema de procesamiento de señales electroencefalográficas en el rango de frecuencias de estudio, con el fin de proporcionar las condiciones más adecuadas para su análisis, y así obtener parámetros objetivos que permitan valorar y optimizar el sistema de detección.

Para el logro de cada uno de los objetivos planteados se propone que cada etapa esté constituida de la siguiente forma:

1.- El equipo electrónico para el registro y la detección estará formado por cuatro etapas principales:

- a) Amplificación de la señal electroencefalográfica.
- b) Filtrado de la señal amplificada.
- c) Discriminación de la actividad epiléptica que indique la presencia de una crisis de ausencia típica.

d) Aviso de detección de crisis.

2.- Debido a que el procesamiento de la señal electroencefalográfica consistirá de una repetición continua de pruebas donde constantemente se estén modificando las condiciones de proceso para la misma señal de entrada, y dicho procesamiento no es requerido que sea realizado en tiempo real, el sistema para el procesamiento y análisis requiere para su funcionamiento que la señal electroencefalográfica haya sido grabada previamente en algún dispositivo de almacenamiento secundario de acceso directo a la computadora, para así proceder con las tareas de procesamiento y análisis de la misma. Por tanto este sistema debe constar de:

a) Una tarea de adquisición de la señal en la computadora.

b) Un sistema de procesamiento y análisis de la señal previamente adquirida. Dicho sistema se implementa a través de tareas independientes, implicando cada cual un procesamiento o análisis específico de interés de la señal en estudio.

De esta manera consideramos que el objetivo de la detección óptima de la actividad epiléptica puede ser logrado mediante un proceso de retroalimentación entre las dos etapas de desarrollo (sistema electrónico de detección y procesamiento de la señal). Cabe señalar que el hecho de auxiliar la caracterización de la señal electroencefalográfica aprovechando las posibilidades que actualmente brindan los equipos de cómputo, representa una alternativa de proporcionarle objetividad y eficacia al estudio.

El procedimiento de prueba del sistema se realizará primeramente obteniendo grabaciones de pacientes que presenten crisis de ausencia "típica", entendiéndose por éstas aquellas que presentan signos electroencefalográficos típicos del complejo punta-onda; posteriormente se podrán reproducir las cintas, ya sea para introducir la señal en el sistema detector, ó bien, para realizar la tarea de adquisición de datos en la computadora. Este procedimiento de grabación se efectuará en los centros hospitalarios donde se realicen estudios electroencefalográficos y se proporcione tratamiento a pacientes epilépticos; tales centros pueden ser el Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía, El Hospital General, El Hospital Infantil de México y El Hospital Juárez, entre otros. La forma de obtener las grabaciones consistirá en conectar una grabadora de cinta magnética a la salida del

polígrafo donde se esté realizando el estudio electroencefalográfico y de esta manera grabar en cinta los lapsos durante los cuales se estén efectuando las pruebas de inducción de crisis (hiperventilación y fotoestimulación, montajes Transversal Anterior Medio (T.A.M.) y Transversal Posterior Temporal (T.P.T) respectivamente). A este respecto cabe indicar que comúnmente los registros electroencefalográficos son realizados para 8 y 16 canales, por lo que un sistema de adquisición para 8 canales simultáneos sería suficiente, dado que las crisis epilépticas de ausencia típica son del tipo generalizadas.

4.2 EQUIPO ELECTRONICO PARA LA DETECCION.

En este punto explicamos de manera general el funcionamiento de cada una de las etapas del sistema electrónico para la detección.

1.- AMPLIFICADOR. Dado que la actividad electroencefalográfica es atenuada por el cráneo, su amplitud en el registro superficial es del orden de los microvolts, por tanto para que ésta pueda ser registrada por instrumentos de medición convencionales, es necesario amplificar su voltaje. Para ello, la primer etapa del sistema consiste en diseñar y construir un amplificador diferencial de alta ganancia, que no se vea afectado por las fuentes externas de interferencia y ruido.

2.- FILTRO. La actividad electroencefalográfica de interés se encuentra en una banda muy estrecha (3-7Hz), pero los potenciales registrados en el cuero cabelludo conllevan señales desde muy cercanos a C.D. hasta alrededor de los 100 Hz, y en muchas de las ocasiones éstos vienen acompañados por movimientos ó tensión muscular y también por movimientos oculares; esto hace que la actividad de interés se encuentre mezclada con actividad de alta frecuencia, y hasta pueda llegar a parecer no estar presente, lo que dificulta su reconocimiento. Con el fin de eliminar en lo posible esta información no deseada, es necesario implementar un filtro pasa-banda de respuesta plana cuyas frecuencias de corte estén próximas a los 3 Hz y 7 Hz.

3.- DISCRIMINACION DE LA ACTIVIDAD EPILEPTICA. Ya contando con una señal "limpia" y "manejable" en amplitud estamos en condiciones de realizar un proceso de selección de la actividad epiléptica de

interés, en este caso la discriminación de complejos punta-onda en el rango de frecuencias común (3 a 7Hz), para ello, es necesario definir cuales parámetros de la señal pueden ser manejados como característicos en este tipo de actividad epiléptica, y a su vez, traducir cada señal punta-onda en señales de evento para que de esta manera puedan ser más manejables por las siguientes etapas del sistema. Como primer propuesta, se pretende realizar la discriminación en función de la amplitud y la frecuencia de la señal, para lo cual se puede implementar un comparador de ventana y un circuito lógico de cuantificación.

4.- AVISO DE LA DETECCION. Debido a que se pretende que el equipo portátil sea llevado por el sujeto y sea alertado valiéndose de sí mismo, es necesario proporcionarle un aviso cuando la presencia de una crisis sea detectada, esto puede lograrse mediante la activación de un circuito de alarma auditiva en el momento en el que el sistema detector valide totalmente la presencia de la actividad epiléptica, de tal modo que si se proporciona una salida de audio y el sujeto la conecta a un auricular que lleve consigo permanentemente, éste le permitirá escuchar el aviso proporcionado por el sistema de alarma cuando sea detectada la presencia de la crisis, contando así con la posibilidad de evitar encontrarse en una situación que ponga en riesgo su integridad física durante el transcurso de la misma.

4.3.- SISTEMA PARA EL PROCESAMIENTO Y ANALISIS DE LA SEÑAL ELECTROENCEFALOGRAFICA.

Como ya se indicó anteriormente el sistema para el procesamiento y analisis de la señal está constituido de dos etapas, las cuales explicamos en seguida:

4.3.1.- DIGITALIZACION DE LA SEÑAL ELECTROENCEFALOGRAFICA (ADQUISICION DE DATOS).

Como se hizo saber en el punto 4.1 del presente capítulo, para poder realizar el procesamiento de la señal electroencefalográfica es necesario que previamente ésta se encuentre almacenada en algún dispositivo de almacenamiento secundario; razón por la cual es necesario contar con un sistema de adquisición de datos.

Un sistema de adquisición de datos, para este caso, es aquel

que debe permitir digitalizar la señal electroencefalográfica proporcionada por un sistema de registro (amplificación y filtrado), y enviar la señal al dispositivo de almacenamiento secundario como podría ser un disco duro. Para lograr dicha tarea puede intuirse que es necesario contar con un elemento de conversión analógico digital que tome la señal electroencefalográfica a su entrada y entregue una codificación digital correspondiente, para así poder grabarla en algún dispositivo de almacenamiento secundario de la computadora. Esto significa que la adquisición de datos debe ser una interface de conversión analógico-digital entre la señal electroencefalográfica y la computadora donde se almacenará la información, para lo cual se propone diseñar una tarjeta de conversión A/D que pueda ser conectada en una ranura de expansión de la computadora y un programa asociado a dicha tarjeta, que controle el proceso de digitalización y el almacenamiento en el disco duro de la computadora.

4.3.2 PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL ELECTROENCEFALOGRAFICA.

Una vez contando con la señal disponible en disco, ésta puede ser leída para ser aplicada a algún algoritmo de procesamiento y análisis de la misma.

Uno de los análisis más importantes de la señal electroencefalográfica es el que se refiere a su frecuencia; con el objeto de efectuar dicho análisis se propone implementar dos algoritmos donde se analice el comportamiento en frecuencia de la actividad epiléptica punta-onda.

1.- Para efectuar la valoración del equipo electrónico detector, el primer algoritmo consiste en cuantificar en frecuencia la presencia de eventos punta-onda que sean discriminados por el sistema electrónico detector, reportándolos a manera de histograma, y comparar los resultados con la actividad registrada en algún medio de despliegue.

2.- El segundo proceso que se propone tiene como finalidad proporcionar los parámetros de frecuencia más adecuados para lograr la detección óptima de los complejos punta-onda por el sistema electrónico, consistiendo éste en tomar la señal electroencefalográfica digitalizada en el dominio del tiempo y transportarla al dominio de la frecuencia mediante la ejecución de

la transformada discreta de Fourier, para así reportar las componentes frecuenciales de ésta durante la presencia de una crisis epiléptica y pueda analizarse el espectro en frecuencia de la señal electroencefalográfica. Se espera además en un futuro próximo que este procedimiento de obtener la señal representada en el dominio de la frecuencia constituya la herramienta básica para posteriores procesamientos y análisis de la señal y que en conjunto con el procedimiento inverso (transformada inversa de Fourier) se puedan obtener más parámetros que contribuyan a los objetivos propuestos.

Después de haber realizado la tarea de digitalización del registro electroencefalográfico será necesario desplegar la señal tal cual fué adquirida, es decir, en el dominio temporal, para de esta manera analizar por inspección visual los trazos en los que se encuentren eventos de interés, para este caso complejos punta-onda principalmente, y pueda ser seleccionada esta información para su posterior procesamiento y análisis. Por lo cual, se plantea también la necesidad de desarrollar módulos de programación que permitan realizar estas tareas.

Por último, se prevee que, independientemente del lenguaje de programación que se elija para la implementación de estas tareas, el código necesario será de tal magnitud que no es recomendable incluir todas las tareas en un sólo archivo, ya que esto complicaría tanto las etapas de desarrollo como las de mantenimiento del mismo, por tanto se sugiere que cada tarea sea desarrollada de manera independiente. Esto último significa que para que el sistema de procesamiento sea fácil de usar, se sugiere la necesidad de implementar un menú principal que permita la ejecución de las tareas que formarán parte del sistema de una manera versátil. Considerando esta última opción puede sugerirse entonces la implementación de una interface con el usuario completa, tal que no solo haga flexible la comunicación con el usuario, sino que tenga tal estructura que facilite tanto su proceso de desarrollo, como el mantenimiento del sistema de adquisición, procesamiento y análisis de la señal. Como una opción viable para implementar dicha interface se recomienda el uso de las ventanas de video.

CAPITULO V
PROCESAMIENTO DE LAS SEÑALES

5.1 INTRODUCCION.

En este capítulo describimos los procedimientos y metodologías seleccionados, así como el desarrollo e implementación del sistema de software para el procesamiento de la señal electroencefalográfica con el fin de permitir la valoración y optimización del sistema electrónico para la detección de la actividad epiléptica presente en las crisis de ausencia típica.

A manera de introducción, ubicamos como punto de partida la selección y justificación del hardware y el lenguaje de programación en base a los cuales se implementará el sistema. Como ya mencionamos en el capítulo IV, el presente sistema será implementado en una computadora de propósito general, ya que su uso actualmente representa ventajas significativas sobre otro tipo de dispositivos para el desarrollo de un sistema de aplicación particular, de entre las cuales podemos mencionar:

- a) Son de disponibilidad y costo accesibles en el mercado nacional.
- b) Permiten utilizarlas para propósitos variados.
- c) Permiten desarrollar un sistema de propósito especial que se ajuste a las necesidades específicas de aplicación.

Por otro lado, en lo que se refiere a la selección del lenguaje de programación en el que se desarrollará el sistema de programación, vemos que actualmente el lenguaje "C" ha demostrado ser la herramienta más idónea para el desarrollo de sistemas en general, desde sistemas operativos, intérpretes y todo tipo de aplicaciones en los diferentes campos de aplicación principalmente la científica y la administrativa, ya que a pesar de no ser un lenguaje con un vocabulario amplio de palabras reservadas; éste posee un rico juego de operadores que permiten realizar operaciones desde bajo nivel hasta de alto nivel, sobre todo si se considera que las últimas versiones de este lenguaje vienen desarrolladas con una gran cantidad de librerías de todo tipo que permiten programarlo como si éste fuese de alto nivel, ejemplo de esto es la interface

gráfica que ofrece Borland para el Turbo C**, la cual es comparable con otras tales como la de Pascal, se cuenta además de librerías para el trabajo con bases de datos, matemáticas, etc. Como ya se ha planteado anteriormente el sistema de software será tal que en algunas ocasiones será necesario involucrarse con acceso directo al hardware de la computadora y operaciones de bajo nivel como las operaciones de bit a bit y de corrimiento de bits y programación del reloj, entre otras, como en el caso del sistema de adquisición de datos y la transformada discreta de Fourier; ó en ocasiones será necesario utilizar funciones de alta integración para el desarrollo adecuado de algunas funciones del mismo como lo son el manejo del video en su forma gráfica y de texto, muchas de las cuales podrán ser ejecutadas con la simple llamada a las funciones de librería del sistema "Turbo C**" de Borland.

FILOSOFIA DEL SISTEMA. La filosofía con la que el sistema de programación se desarrollará consiste en optimizar tanto aspectos puramente de programación como los que se refieren directamente a la interface con el usuario; desde este último punto de vista, la filosofía consiste en cuidar los siguientes aspectos:

- a) Compatibilidad, es decir, que éste pueda funcionar sin ningún problema en cualquier computadora IBM compatible XT, AT, trabajando bajo el sistema operativo MS-DOS.
- b) Portabilidad. Que el código pueda ser importado en cualquier otro sistema de programación "C" con el mínimo de modificaciones.
- c) Flexibilidad. Que el sistema sea lo más general posible dentro de la rama de aplicación, con el fin de adaptarse a los requerimientos específicos de un usuario reprogramando los parámetros de trabajo, y además que éste tenga acceso a realizar cualquier proceso considerado por el sistema en cualquier momento.
- d) Facilidad de uso. Que la interface de comunicación hombre-máquina sea tal, que el usuario pueda indicarle a la computadora el proceso deseado con un mínimo de órdenes y de fácil indicación.
- e) Terminología. Que los términos usados pertenezcan al lenguaje común, y en todo caso sean familiares al ambiente de aplicación, para este caso al campo de la clínica.
- f) Tiempo de vida útil. El sistema debe permitir, y con cierta

facilidad, dar de alta nuevos algoritmos, y dar de baja algoritmos que ya no se usen, esto con el fin de mantener vigente el sistema.

Actualmente todos los algoritmos desarrollados y por desarrollar se están enfocando al proyecto de investigación en el que actualmente estamos trabajando.

Algunas de las características específicas que se desea tenga el sistema es que éste se adapte en lo posible al hardware de uso más común actualmente, ejemplo de esto es lo que se refiere al sistema de video, de los que los más comunes son CGA, Hércules, EGA y VGA. Otra característica es que éste funcione en cualquier computadora construida en base a alguno de los microprocesadores de la familia 8086, para lo cual definimos que el ambiente de operación será aquel en el que el sistema operativo de soporte sea el MS-DOS versión 4.0 o posterior, trabajando en modo real.

5.2 EL MANEJADOR DE TAREAS.

REQUERIMIENTOS.

Como mencionamos en el capítulo cuatro, un desarrollo y un funcionamiento versátil al sistema de programación puede ser obtenido implementando una interface completa con el usuario que le permita a éste seleccionar la tarea a realizar, introduciendo los datos de una manera sencilla, además de brindarle un manejo del sistema de tal forma que las operaciones del sistema operativo que en algún momento fuesen requeridas por el usuario sean transparentes para éste en lo posible. Ahora, desde el punto de vista del programador, la filosofía de una interface con el usuario que esté basado en la programación de ventanas de video, representa en sí una proyección de la metodología y la estructura lógica con la que será manejada la información de entrada y salida de esta interface. Es por estas razones que hemos decidido desarrollar un módulo que constituirá la principal interface con el usuario, al que hemos llamado "manejador de tareas", y tendrá las siguientes funciones a su cargo:

- a) Leer los datos de entrada de cada una de las tareas.
- b) Ejecutar la tarea seleccionada por el usuario cuando este así se lo indique, y una vez terminada dicha ejecución retornar el control del programa al punto de llamada.

Durante la ejecución del manejador de tareas existirá un constante cambio de menú activo y entradas a menús anidados, lo que implica la ejecución de un gran número de operaciones para el presente módulo, ya que se espera que éste sea capaz de efectuar el efecto de ventana, es decir, hacer aparecer y desaparecer menús de manera instantánea a la vista del usuario, además de realizar el efecto de observar en monitor la información que estaba desplegada bajo una ventana activa al ser desactivada ésta última.

PROPUESTA. Una forma de generar la estructura del menú es presentar en pantalla en modo texto un menú principal horizontal, el cual tenga contemplados los títulos de las tareas principales que conformarán el sistema, de tal forma que al aceptar entrar a una tarea se desplieguen menús verticales (ventanas), en donde el usuario podrá reprogramar los parámetros de entrada anticipadamente asignados y proceder con la ejecución de la tarea cuando éste se lo indique a la ventana; así se sugiere también que todas estas operaciones sean habilitadas por el usuario mediante el simple movimiento de las flechas del teclado, pulsando los valores correspondientes cuando desee modificarlos, aceptando cualquier operación con [ENTER] y suspendiendo la operación con [ESC]. De esta forma las ventanas asociadas al menú principal horizontal pueden ser organizadas y tituladas como sigue:

1.- Adquisición. Con el objeto de efectuar una sesión de adquisición de señal electroencefalográfica.

2.- Despliegue y Segmentación. Tarea para desplegar la señal tal y como fué digitalizada, es decir, en el dominio temporal, y segmentar la información de interés para su posterior procesamiento y análisis.

3.- Procesamiento y análisis. Efectuar llamadas a todos y cada uno de los algoritmos implementados para el procesamiento y análisis de la señal.

4.- Reportes. Presentar reportes a los periféricos de salida más usuales como son el video y la impresora.

5.- Utilerías. Implementar las operaciones más comunes para el manejo de subdirectorios y archivos de tal forma que el usuario pueda realizarlas desde el manejador de tareas haciendo así el sistema operativo transparente al usuario.

ACERCA DE LAS VENTANAS. Para ubicar las características que éstas han de tener, así como la forma en que las mismas podrán ser desplegadas para pasar a ser ventanas activas, y como tendrán que desaparecer para pasar a ser ventanas pasivas; explicaremos de manera general el funcionamiento de éstas en nuestro sistema.

Una ventana es considerada como aquella porción de la pantalla que estará considerada como una unidad de tal manera que posea las siguientes características (24):

i) Presente la apariencia de que es desplegada y borrada instantáneamente.

ii) Que esté asociada a un menú de una tarea de procesamiento a realizar o a la llamada a ventanas anidadas a ésta.

iii) Solo una ventana está activa a la vez, es decir sólo existe acceso a la información de un menú a la vez.

iv) La lectura de los valores de los parámetros que los posean se harán dentro de la zona de la ventana activa.

DESARROLLO.

ANÁLISIS DE LA PROPUESTA. De acuerdo a la propuesta hecha, es necesario realizar un análisis de las consideraciones que es necesario tener en cuenta para que la estructura de este módulo conserve las características de ser flexible y funcional tanto en su desarrollo como en su ciclo de vida útil.

Uno de los puntos más importantes es el que se refiere al título 3 del menú principal propuesto, ya que las tareas de procesamiento y análisis no sólo serán varias, sino que constantemente serán dadas de baja algunas, dadas de alta otras y modificadas otras más. Como se puede ver la estructura del módulo de programación debe permitir que cualquiera de estos tipos de cambios puedan ser realizados de una manera sencilla para el programador, además dicha estructura debe estar predefinida para aceptar la implementación de ventanas anidadas ya que hay que recordar que todos los algoritmos de procesamiento y análisis parten de uno sólo en el menú principal: ventana 3 (procesamiento y análisis).

IMPLEMENTACION.

La parte medular del módulo consistirá en una función que se

encargue de controlar todas las operaciones de cambio de ventana, lectura de valores de los parámetros de las opciones que los contengan, llamada a las tareas solicitadas y control de despliegue en video.

ESTRUCTURA LOGICA DEL MENU PRINCIPAL. Una forma práctica de implementar la estructura lógica propuesta es declarando un arreglo de estructuras, en donde cada estructura contenga todos los elementos necesarios para la construcción de su ventana asociada, la aceptación del cambio de valores a los parámetros y la ejecución de la tarea o la salida de la ventana. Los elementos más importantes que necesitará cada ventana, o sea, cada estructura del arreglo son:

a) Título de las opciones (menú).

b) Valores asignados por norma a los parámetros o los actualizados por el usuario.

c) Teclas clave para la habilitación de cada opción mediante la pulsación de las mismas.

d) Las coordenadas del video donde se desea desplegar la ventana y los atributos de la misma, como son sombra, borde, etc.

d) Banderas o ligas que indiquen el estado actual de la estructura o ventana activa y su relación con las demás (ventana en primer plano o ventana anidada), también pueden ser usadas estructuras de este tipo para identificar el tipo de opción del menú de cada ventana, es decir, a distinguir entre título de ventana, parámetro con valor ó sin valor, opción de llamada a tarea o de llamada a ventana anidada, y cualquier otro tipo que pudiera darse.

Las estructuras básicas de datos mediante los cuales podremos almacenar toda la información pertinente a una ventana, serán del tipo entero, y principalmente apuntadores a apuntadores a arreglos de tamaño variable de cadenas de caracteres de tamaño libre.

Cuando el manejador de tareas es ejecutado, existen dos formas de crear los menús, es decir, de almacenar la información de cada una de las estructuras asociadas al total de las ventanas que se encuentran dadas de alta; la primera de ellas es almacenar la información en los arreglos de cadenas de caracteres al momento de ser declarados y que estén referidos a las opciones, a los valores asignados por norma y a las banderas necesarias en cada caso, y

posteriormente realizar una llamada a un submódulo de programación que se encargue de verificar las condiciones requeridas para la misma, su tamaño en video y en caso de que sea factible construirla almacenar todos los parámetros requeridos para su despliegue en el arreglo de estructuras definido para este fin. La otra consiste en almacenar toda esta información en una base de datos y actualizarla cada vez que se hagan modificaciones de los valores en los parámetros que los contengan ó se den de alta o de baja nuevos algoritmos. En esta implementación utilizaremos la primer opción.

Otro de los puntos importantes a considerar es la implementación de una función especial que se encargue de leer los valores de los parámetros que contenga el menú activo, que sea de tal forma que facilite al usuario opciones de despliegado de los caracteres que pulse, retroceso del cursor, aceptación ó rechazo del nuevo valor pulsado, limitación de escritura sólo en la zona de la ventana, y en general cualquier operación que proporcione flexibilidad y facilidad al usuario para introducción de los datos, y que puedan no estar consideradas en las funciones de librería de entrada y salida del turbo C⁺⁺.

Una vez definida la forma en que será implementada la estructura general del manejo de ventanas, y lo que se refiere al control de las operaciones más importantes del presente módulo, procedemos a definir las funciones que serán implementadas para el logro de este objetivo.

1.- FUNCION PRINCIPAL. Se encargará de realizar la llamada a las siguientes funciones:

- a) Inicialización de video.
- b) Creación de todos y cada uno de los menús que posteriormente serán desplegados a manera de ventana.
- c) Manejador de ventanas y tareas.

2.- MANEJADOR DE VENTANAS Y TAREAS. Función que se encargará de controlar las siguientes operaciones:

- a) Cambios de ventana tanto de primer plano como anidadas.
- b) La habilitación de los caracteres clave asociados a las opciones de los menús.
- c) La lectura de los valores asociados a los parámetros del menú activo.

- d) La llamada a las tareas solicitadas.
- e) El restauramiento de las condiciones justo antes de que fué llamada una tarea cualesquiera.

Esta función durante su ejecución y para el logro del control citado realizará la llamada a las funciones:

- i) Salva_video.
- ii) Escribe_cadena.
- iii) Dibuja_borde.
- iv) Visualiza_menu.
- v) Escribe_valor.
- vi) Esta_en.
- vii) Lee_dato.
- viii) Restaura_video.
- ix) Salva_pantalla.
- x) Restaura_pantalla.

Asimismo efectúa la llamada a las tareas implementadas a la fecha, las cuales son:

- i) Adquisición de datos.
- ii) Despliegue y segmentado de señal.
- iii) Obtención de histogramas en frecuencias en línea.
- iv) Obtención del espectro en frecuencia de un segmento de señal.

3.- FUNCION CREA_MENU. Esta función tendrá a su cargo el cálculo del tamaño de la ventana de tal modo que todos los enunciados del menú queden contemplados dentro del mismo, y con estos datos determinará si la construcción del menú es factible, y en caso de ser así llenará la estructura correspondiente con la información necesaria para su posterior despliegue y manejo cuando el usuario así lo determine.

4.- FUNCION VISUALIZA_MENU. Esta función tendrá por objeto el despliegue del menú solicitado por el usuario a partir de las coordenadas iniciales, y con los atributos de borde y sombra asignados en la estructura correspondiente; también se desplegarán los valores por norma de los parámetros que así lo requieran,

5.- FUNCION DIBUJA_BORDE. Esta función se encargará de dibujar el borde de cada ventana si es que así es solicitado.

6.- FUNCION ESCRIBE_CADENA. Aquí se dará el despliegue de las

opciones contenidas en un menú, previo cálculo de la dirección del video en modo texto que coincida con las coordenadas relativas de éste, y escribiendo tanto los bytes de caracter como los de atributo.

7.- FUNCION SALVA_PANTALLA. Función que respaldará el estado del video completo activo en un buffer asignado para tal efecto, se graban los códigos de caracter y atributo de cada posición en la pantalla. Esta función será requerida regularmente cuando se esté preparado para realizar la llamada a otra tarea, la cual ocupe el video en cualesquiera de sus modos de operación.

8.- FUNCION RESTAURA PANTALLA. Aquí se realizará la operación opuesta a la función 7 (salva pantalla), tomando la información que previamente fué almacenada en el buffer de respaldo; este procedimiento será requerido cuando se realice el retorno de algunas de las tareas que se hayan terminado de ejecutar con el fin de reestablecer las condiciones iniciales justo antes de realizar una llamada a una tarea cualesquiera que esta sea.

9.- ESCRIBE_VALOR. Función que desplegará en el lugar correspondiente el valor a un determinado parámetro que así lo requiera durante la habilitación de una ventana.

10.- ESCRIBE_CHAR. Función que se encarga de escribir caracteres ASCII y su atributo, mapeando la posición de video donde deben escribirse. Esta función es requerida en operaciones que proporcionan la presentación del video de ventanas como son los marcos.

11.- LEE_DATO. Función que hará las veces de la llamada a una función de librería de entrada/salida, personalizándola con las ventajas que pueda representar para el usuario. Esta función será utilizada cuando el usuario desee modificar el valor de un parámetro para adecuarlo a sus necesidades, proporcionando funciones de retroceso de caracter [BACKSPACE], anular operación [ESC], aceptar valor [ENTER], además de controlar que la escritura del valor no exceda el tamaño de la ventana.

12.- SALVA_VIDEO.- Efectuar la misma operación que salva_pantalla pero en este caso sólo se respaldará la porción de la pantalla que vaya a ocupar la ventana a desplegar (salvar el fondo).

13. RESTAURA_VIDEO.- Función que efectuará la misma operación

que la función restaura pantalla, sólo que esto será para el caso en que se tenga que restaurar la porción de video ocupada por la ventana que es abandonada.

14.- MODO_VIDEO. Función que retornará el modo de video que se encuentra activo, esto se hará realizando una llamada a la función 15 de la interrupción 86 del BIOS.

15.- ESTA_EN. Esta función será llamada cuando el usuario haya elegido una opción de un menú determinado a través de la pulsación de uno de los caracteres claves resaltados en rojo, entonces esta función tendrá por objetivo determinar si el caracter pulsado está contenido dentro de los caracteres clave del menú activo, en caso de ser localizado esta función devolverá la posición correspondiente a la opción elegida, y en caso contrario devolverá un cero.

16.- INICIA.- Función que inicializará la presentación del menú principal verificando primeramente que el modo de video corresponda a alguno de los que se hayan considerado en este sistema, y asignando la dirección base correspondiente al modo detectado, además de realizar el despliegado del menú principal. Para realizar estas tareas se efectua la llamada a las funciones:

a) Disp_azul.

b) Dibuja_menu_p.

17.- DISP_AZUL. Esta función se encargará de escribir los bytes de atributo de tal forma que todo el video de texto tenga un color de fondo azul.

18.- FUNCION DIBUJA_MENU_P. Se encarga del despliegue del formato del menú principal mediante un marco horizontal en la parte superior de la pantalla.

19.- FUNCION VISUALIZA_P. Esta función está definida para desplegar los títulos del menú principal utilizando la estructura cero haciendo la llamada a la función Escribe_cadena.

20.- FUNCION ALARMA. Realiza una secuencia auditiva cuando se desea anunciar algún suceso importante al usuario, como por ejemplo la detección de falta de memoria para asignación.

21.- FUNCION ALARMA_NOMEM. Realiza la operación de desplegar el mensaje de falta de memoria requerida para asignación, suspendiendo la ejecución del sistema de adquisición y procesamiento, previa llamada a la función Alarma.

5.3 SISTEMA PARA LA DIGITALIZACION DE LA SEÑAL (ADQUISICION DE DATOS)

5.3.1.- Introducción y Filosofía de Diseño.

Para realizar cualquier operación de procesamiento de la señal analógica en una máquina digital, así como de cualquier otra señal analógica, se requiere que ésta sea digitalizada previamente y además, para este caso, sea almacenada en un dispositivo de memoria secundaria, esta operación de almacenamiento es necesaria dado que la naturaleza del análisis es de tipo estadístico para este caso, es decir, es necesario contar con la información para que en cualquier momento sea factible realizar algún procesamiento ó análisis que se tenga implementado para la señal de interés. En este punto exponemos el diseño y construcción de una tarjeta de conversión A/D que sea conectada en el canal paralelo ("slot") de expansión de 8 bits (PC BUS), así como el desarrollo del "software" ó programación, que en conjunto nos permita disponer de un sistema de adquisición de datos para llevar al cabo la tarea de digitalización y almacenamiento en disco de los registros EEG para su posterior procesamiento. Aprovechando la tarjeta de conversión A/D, es factible poder utilizarla para conectarla en línea con el circuito detector de complejos punta-onda, y poder realizar en el momento requerido un análisis del tipo estadístico, como lo es la discriminación en frecuencia y la respectiva cuantificación de tales eventos, esto puede lograrse mediante un módulo de programación creado para este fin.

Como puede apreciarse, el sistema de adquisición trabaja en base a una combinación de dos partes diferenciables que lo conforman: "hardware" y "software" ó "circuitería" y "programación" respectivamente. Dada la tendencia actual a que los sistemas automatizados programables sean desarrollados en lo máximo posible en base al uso del "software" y considerando las ventajas que su uso representa, el diseño del presente sistema tiene como filosofía seguir dicha tendencia. Por lo tanto, se propone realizar un sistema de adquisición en el que su "hardware" tenga el menor número posible de funciones a realizar, de esta forma se le puede delegar como único objetivo realizar la codificación digital de la señal

analógica presente a su entrada, y presentar su código de salida al bus de datos de la computadora; mientras que todas las operaciones de control en los ciclos de conversión A/D, la conmutación de canales, el control en la frecuencia de muestreo, el almacenamiento en RAM y almacenamiento en disco, que deben realizarse simultáneamente durante la adquisición, pueden ser delegadas para ser controladas por el programa desarrollado para tal efecto. Esta filosofía es apoyada gracias a que las señales a procesar son de baja frecuencia (0-30Hz), lo que permite delegar a la computadora casi todos los procesos de control en la tarea de adquisición.

5.3.2.- Tarjeta de Conversión A/D.

Selección del circuito de conversión A/D

En el diseño de la tarjeta a A/D, el factor medular a considerar es la selección del elemento de codificación digital más idóneo (circuito integrado de conversión analógico-digital). El criterio de dicha selección está dado por la consideración de los siguientes requerimientos:

- a) El sistema debe ser funcional en máquinas con canal normalizado de expansión de 8 bits (PC-BUS, canal ISA), es decir, para cualquier máquina compatible con PC-IBM 8086,8088,80286,80386, etc., trabajando en modo real, y bajo el ambiente del sistema operativo MS-DOS (Microsoft - Disco del Sistema Operativo).
- b) El tiempo de conversión A/D del circuito debe permitir digitalizar de manera continua de 1 a 8 canales a la tasa de muestreo común para señales electroencefalográficas (200 Hz).
- c) Que el circuito ofrezca facilidad para ser interfazado con la computadora.
- d) Alta escala de integración que permita desarrollar un diseño con un agregado mínimo de electrónica externa.
- e) De un costo y disponibilidad accesible en el mercado.

De acuerdo a estos requerimientos se encontró en el mercado el circuito convertidor A/D ADC0809 de National Semiconductor (25), con las siguientes características importantes:

- 1) Multiplexor (multicanalizador) integrado para 8 canales analógicos de entrada.
- 2) Tiempo típico de conversión de 100µseg (con reloj a 640KHz).

- 3) Ocho bits de resolución (256 niveles de cuantización).
- 4) Polarización y palabra digital codificada de salida TTL.
- 5) Lógica de control compatible con microprocesadores.

Otras características importantes del convertidor son:

- Uso del método de aproximaciones sucesivas como técnica de conversión, lo que le permite tener un tiempo de conversión adecuado.
- Convertidor monopolar con rango de voltaje analógico de entrada de 0 a 5 volts.
- Bajo consumo de potencia: 15mW.
- Salida memorizada de tercer estado.

En la figura 5.1 se observa el diagrama a bloques de los componentes que interactúan en el proceso de adquisición de las señales electroencefalográficas, las flechas indican el flujo de éstas desde la fuente de señal (paciente) hasta su almacenamiento en disco.

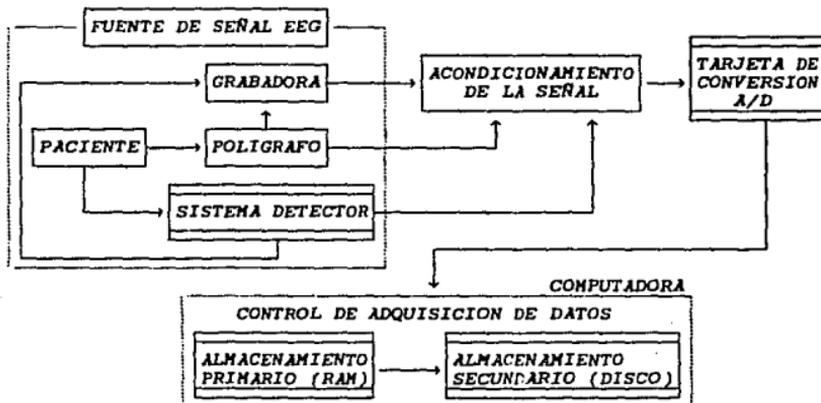


Fig. 5.1 Diagrama a bloques de los componentes que intervienen para realizar la adquisición de las señales EEG, las flechas indican el flujo de datos.

En la figura 5.2 se muestra el diagrama a bloques de la arquitectura interna del circuito convertidor ADC0809.

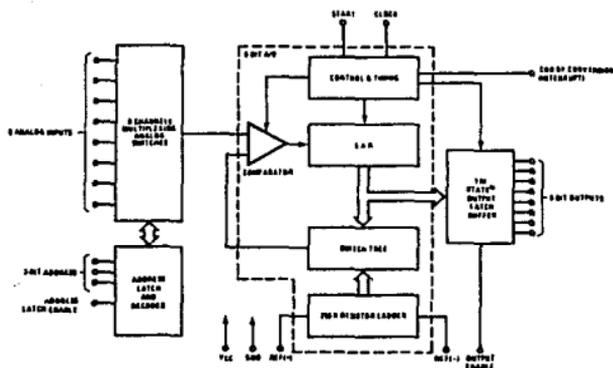


Figura 5.2 Diagrama a bloques de la arquitectura interna del circuito convertidor A/D ADC0809 de National Semiconductor, 1989 (25).

Diseño de la tarjeta.

De acuerdo con la filosofía propuesta para el diseño del sistema, el diseño de la tarjeta de conversión A/D queda limitado principalmente en sus funciones a programar el "hardware" para la ejecución secuencial que requiere realizar un ciclo de conversión A/D de manera interfazada con el PC-BUS; dado que, a excepción de una, todas las señales de control serán generadas en el bus por medio del programa de adquisición. Se propone entonces una arquitectura que tiene como partes principales:

- Un circuito convertidor A/D y su respectivo reloj.
- Un decodificador de instrucciones.
- Un "transceiver" de tercer estado para Entrada/Salida (E/S) del bus de datos.
- Circuitos combinatoriales externos para la generación de la lógica de control requerida.

SEÑALES REQUERIDAS DEL PC-BUS PARA LOGRAR LA INTERFACE. Para lograr interfazar de una manera adecuada la comunicación entre la tarjeta digitalizadora y la computadora, es necesario conocer las

señales requeridas para poder establecer la comunicación deseada, la cual consiste de escrituras y lecturas en el espacio de puertos.

Estableciendo como punto de partida que la comunicación que será efectuada es del tipo paralela y tiene lugar dentro del espacio de puertos de la computadora; necesitaremos considerar los tres buses de la ranura de expansión como sigue:

1. Todas las líneas del bus de datos (SD0-SD7).
2. Todas las líneas del bus de direcciones desde SA0 a SA15, que es el espacio delimitado a puertos.

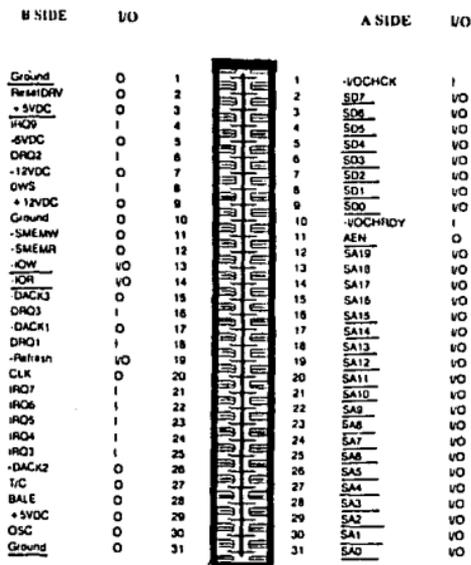


Fig. 5.3 Diagrama esquemático de conexiones y señales comprendidas por el PC-BUS, 1984 (26).

3. Para el bus de control:

- a) $\overline{\text{IOR}}$ Operación de lectura.
- b) $\overline{\text{IOW}}$ Operación de escritura.
- c) $\overline{\text{AEN}}$ Dirección habilitada.

Se utilizarán además las conexiones de fuentes de voltaje de ± 5 , ± 12 y tierra.

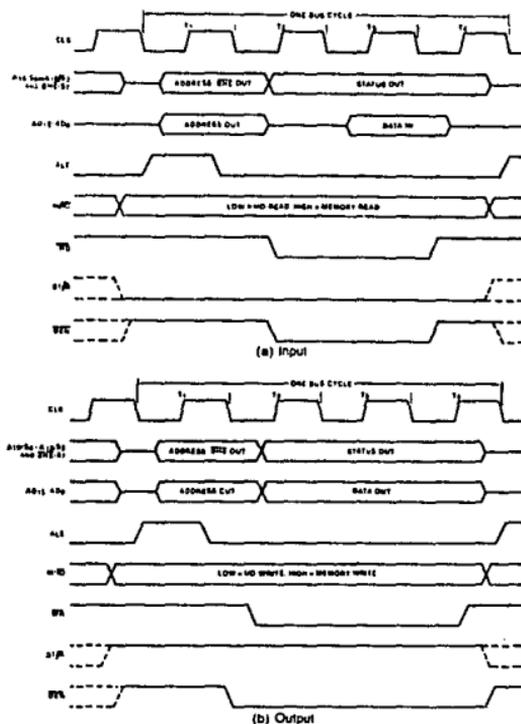


Fig. 5.4 Diagrama de tiempos que lleva a cabo la computadora al efectuar una operación de a) Escritura y de b) Lectura a un puerto, 1984 (26).

En la figura 5.3 se muestra el PC-BUS y sus respectivas señales, se resaltan las señales consideradas en el presente sistema, y en la figura 5.4 se muestran los diagramas de tiempos que indican la secuencia de operaciones que lleva a cabo la computadora durante un acceso de escritura y lectura a puertos, así como el comportamiento de los buses de datos, direcciones y control (26).

ALGORITMO PARA EL CICLO DE CONVERSION. Queda ahora por establecer el algoritmo de programación del "hardware" que nos permita llevar al cabo un ciclo de conversión A/D. Dicho algoritmo está prácticamente definido por el diagrama de tiempos, proporcionado en las especificaciones del circuito convertidor A/D ADC0809 para realizar dicho ciclo; este diagrama es mostrado en la figura 5.5. De acuerdo con este diagrama, un algoritmo adecuado es el siguiente:

- 1.- Habilitación de memorización de dirección (ALE). Aquí se establece el canal análogo a ser muestreado.
- 2.- Inicio de conversión A/D (START). Se indica al C.I. ADC0809 que inicie el proceso de conversión A/D
- 3.- Esperar fin de conversión (EOC). La computadora espera a que la tarjeta A/D indique el fin de conversión.
- 4.- Habilitación de salida de dato para su lectura por la computadora (\overline{OE}).

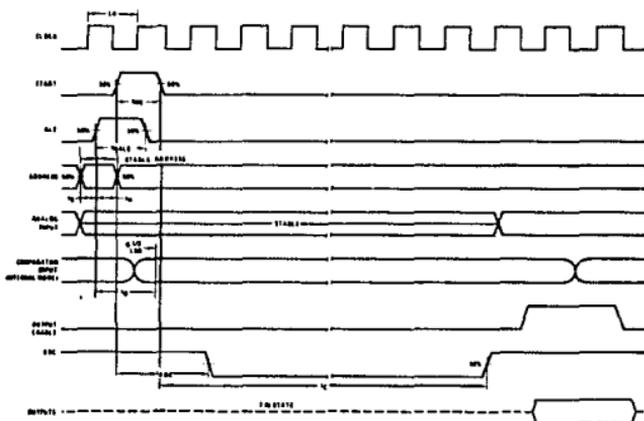


Fig. 5.5. Diagrama de tiempos para efectuar un ciclo de conversión A/D en el circuito ADC0809 de National Semiconductor, 1989 (25).

Ya con una idea clara de como trabajará el sistema en su parte de "hardware", tanto en su funcionamiento interno, como su

interfazamiento con la computadora; podemos elaborar un diagrama a bloques de los componentes que conforman la tarjeta de conversión A/D y su interacción, tanto de manera interna como con la computadora (PC-BUS). En la figura 5.6 se presenta la arquitectura propuesta para esta tarjeta de conversión A/D.

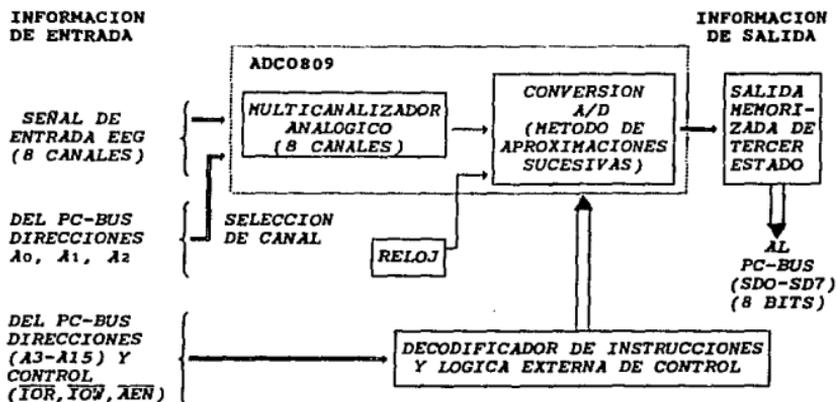


Fig. 5.6 Diagrama a bloques de la arquitectura propuesta para el diseño de la tarjeta de conversión A/D, las flechas indican el flujo de información.

DETALLES Y AJUSTES EN EL DISEÑO.

En principio, el algoritmo propuesto para realizar un ciclo de conversión A/D es adecuado, pero observando detenidamente el diagrama de tiempos de la figura 5.5, existen algunas especificaciones del C.I., que en determinado momento pueden ser críticas y provocar algún error durante la ejecución de un ciclo de conversión A/D. Citamos a continuación dichas situaciones, y los ajustes que es necesario realizar en el diseño con el fin de evitar la posible ocurrencia de estos errores.

1.- En la señal de control EOC, que permite indicar a la computadora que el ADC0809 ha terminado una conversión, a través de un estado lógico "uno", existe un tiempo t_{EOC} (EOC Delay Time), que ocurre a partir de la habilitación de inicio de conversión (START, en su filo

de subida), cuya duración está comprendida entre $0\mu s$ y 8 ciclos de reloj más $2\mu seg$, y no tiene un tiempo típico de duración (de acuerdo a las especificaciones eléctricas del circuito integrado ADC0809). Este tiempo indica la duración que puede transcurrir, a partir de la habilitación del inicio de conversión (START), para que la señal EOC pase de un estado lógico "uno" a un estado lógico "cero" indicando así que una conversión A/D está realizándose. Esta especificación hace que dicho tiempo sea crítico, ya que en el peor de los casos, si la computadora en la que se realiza la adquisición de datos es rápida, durante una prueba hecha a la señal EOC, inmediatamente después de que se ha dado la orden de inicio de conversión (pasos 2 y 3 del algoritmo: ciclo de conversión); y el tiempo t_{EOC} ocurre con su duración máxima, es decir, el estado de la señal EOC es igual a un "uno" lógico, provocará un error de control, ya que este valor dirá a la computadora que ha terminado la conversión de la señal analógica presentada a su entrada, cuando realmente esto no ha ocurrido ya que el proceso de conversión acaba de ser iniciado; teniendo como resultado la lectura de un código binario que no corresponderá al voltaje analógico del canal de entrada. Para comprender más claramente esta situación, exponemos un ejemplo:

Durante las pruebas hechas en operaciones de acceso a puertos, mediante la llamada a las funciones de librería del Turbo C++ versión 1.0, de Borland, y utilizando una computadora con microprocesador 80386SX-16MHz, el tiempo aproximado requerido para realizar una operación de acceso a puerto fué de $12\mu seg$; obviamente en una computadora más rápida, por ejemplo una máquina 80386DX-33MHz u 80486DX-33MHz, realizará esta operación en un tiempo menor a la mitad del realizado por el 80386SX, es decir, en un tiempo menor a $6\mu seg$. Ahora, la duración del tiempo t_{EOC} depende de la frecuencia del reloj que es conectado al C.I. ADC0809; en el mejor de los casos la frecuencia máxima de dicho reloj puede ser de 1280KHz, cuyo valor no es recomendado para fines prácticos, (la práctica recomienda que los valores reales en este sentido sean como máximo 10% menor del valor máximo especificado por los fabricantes, para este caso: 1152KHz sería el valor máximo recomendado); aún así, tenemos que la duración máxima de t_{EOC} sería de $8.25\mu segs$ (para Clock = 1280KHz), es decir, la probabilidad de error para sistemas rápidos es significativa, y lo que se pretende es que la velocidad de una

máquina donde se realice el proceso de adquisición de señales no solo no sea una restricción, sino por el contrario sea una ventaja, ya que la velocidad de la máquina aumentaría el ancho de banda de señales a adquirir. Para eliminar dicha incertidumbre se propone una modificación al diseño de la tarjeta de adquisición, consistiendo ésta en la implementación de un arreglo que permita realizar una prueba de espera en otra señal generada externamente al C.I. ADC0809, durante este tiempo crítico, antes de realizar las pruebas de espera en la señal EOC. La duración propuesta para esta señal de prueba es de $50\mu\text{seg}$, tiempo que no afecta la ejecución del ciclo de conversión, ya que el tiempo mínimo de conversión especificado es de $100\mu\text{segs}$ (para Clock = 640KHz), aún para un reloj cercano al máximo recomendado (Clock = 1000KHz , por ejemplo), el tiempo de conversión sería de aproximadamente $64\mu\text{segs}$ (suponiendo una relación lineal). Dicho arreglo se puede implementar mediante la utilización de un multivibrador monoestable y la generación de una instrucción asociada con su lógica de control.

2.- Dentro de las instrucciones iniciales que se darán al C.I. ADC0809 para iniciar una conversión A/D es necesario habilitar la instrucción de memorización de canal a digitalizar (ALE), y casi inmediatamente después proporcionar la instrucción de inicio de conversión (START), con una diferencia de tiempo del orden de decenas de nanosegundos. Aunque estas operaciones tienen que realizarse en forma secuencial, es posible ejecutar estas dos acciones con una sola instrucción de acceso a puerto retardando la instrucción START mediante el uso de alguna compuerta seguidora, de tal manera que el tiempo de retardo esté dado por el tiempo de propagación de la señal en dicha compuerta.

De acuerdo a estas observaciones, el algoritmo final para la ejecución de un ciclo completo de conversión quedaría en función de las instrucciones que serán enviadas a la tarjeta de conversión A/D por el PC-BUS a través del programa de adquisición, y es el siguiente:

- 1.- Habilitación de memorización de dirección (ALE) e inicio de conversión A/D (START).
- 2.- Esperar a que transcurra el tiempo t_{roc} ($50\mu\text{seg}$).
- 3.- Esperar fin de conversión (EOC).

- 4.- Habilitar salida de dato para su lectura por el PC-BUS. Lectura de dato (\overline{OE}).

De esta forma concluimos que el "hardware" de adquisición debe estar preprogramado para recibir un total de cuatro instrucciones, cada una asociada a una tarea específica a ejecutar, dichas instrucciones serán recibidas por el decodificador de instrucciones y entregadas a la lógica de control y así poder generar los valores lógicos que necesitan los circuitos para que éstos realicen su tarea.

CIRCUITOS EMPLEADOS PARA LA IMPLEMENTACION.

En el presente diseño vemos que las condiciones de trabajo son flexibles y prácticamente no existen factores extremos que nos eviten utilizar circuitos convencionales TTL-LS, es decir, los voltajes de trabajo son TTL y sin exigencias críticas de velocidad de respuesta para los circuitos integrados empleados. Por tanto, los circuitos recomendables para llevar al cabo la implementación del presente diseño son los siguientes:

- Decodificador de instrucciones: 74LS138.
- "Transceiver" para el bus de datos: 74LS245.
- Generación del tiempo t_{roc} : 74121 ó 4538.
- Para la implementación del reloj (1MHz): Cristal de 4MHz y divisor por cuatro: 74LS90, 74LS93 ó 74LS161.
- Generación de estados de alta impedancia: 74LS125 ó 74LS126.
- Lógica combinatorial auxiliar: compuertas 74LS02, 74LS08, 74LS32, 74LS27 y 74LS04.

Todos estos circuitos trabajando alrededor de la parte medular de la tarjeta, que es el circuito integrado ADC0809.

Aclaración: El cristal de 4MHz fué elegido por razones de costo, ya que aunque un cristal de 1MHz es valor comercial, éste es más costoso en una relación de 5:1 aproximadamente; consideramos entonces que dicho cambio es justificable.

PRUEBAS, RESULTADOS Y OBSERVACIONES.

PRUEBAS.

Para probar el diseño propuesto, el circuito fué alambrado en una tableta de experimentos. La primer prueba fué realizada con temporizadores contruidos a partir del C.I. LM555 con el fin de

simular la secuencia de tiempos y frecuencia de trabajo requeridos durante una sesión real de adquisición; se utilizaron fuentes externas de ± 5 Volts. La segunda prueba fué hecha en la misma tableta de experimentos, pero ahora ya conectando el circuito directamente a una computadora, utilizando las fuentes de la máquina de ± 5 Volts; para ello se realizó en una tableta de circuito impreso el peine de conexiones y el empistado de las señales requeridas del PC-BUS y fueron conectadas a la tableta de experimentos mediante cable plano. Las computadoras de prueba fueron una XT 8088 de 8MHz y una AT 386SX de 16 MHz. La comunicación entre el circuito de conversión y la máquina fué establecida mediante la ejecución de rutinas de programación de prueba desarrolladas para este fin, las cuales fueron hechas en el lenguaje de programación Turbo C++ de Borland versión 1.0. En los dos casos la señal analógica de entrada fué simulada con generadores de funciones, y los tiempos más importantes de ejecución fueron medidos en un osciloscopio. La frecuencia del reloj colocado al C.I. ADC0809 es de 1MHz, lo cual está dentro de los límites recomendados en la práctica, y la duración de la señal t_{roc} fué de 50 μ seg aproximadamente.

RESULTADOS.

El desempeño del circuito alambreado fué satisfactoria, ya que observamos que las características de trabajo de los circuitos utilizados estuvieron dentro del rango especificado por los fabricantes.

El tiempo requerido para completar un ciclo de conversión, es decir, para tomar una muestra de un solo canal, fué de 280 μ seg en la máquina XT de 8MHz (el peor de los casos), del cual el tiempo de conversión que requirió el C.I. ADC0809 fué de 80 μ seg; por tanto el tiempo neto consumido por el software es de 200 μ seg.

OBSERVACIONES.

UNA INSPECCION AL ANCHO DE BANDA. El ancho de banda para la señal analógica de entrada que podrá ser digitalizada de manera continua depende de los siguientes factores:

a) Tiempo de conversión A/D, el cual ha sido definido constante de

80µseg en promedio.

b) El tiempo consumido de ejecución de software para realizar un ciclo de conversión. Este tiempo es variable dependiendo de la capacidad de la máquina.

c) Tiempo promedio de acceso del disco duro con el que cuenta la máquina.

d) Otros tiempos de requerimiento del sistema durante la adquisición. Este factor será explicado y comprendido durante la exposición del software de adquisición.

De acuerdo a estos factores vemos que el ancho de banda dependerá de la máquina en donde se haga la adquisición de las señales. Con el objeto de definir cuáles serán los recursos mínimos en cuanto a sistema de cómputo, específicamente la velocidad de la máquina y del disco duro, expondremos las condiciones de adquisición para el peor de los casos, es decir, realizar una adquisición para 8 canales en una máquina XT-8088 de 8MHz con un disco duro de tiempo promedio de acceso de 60 milisegundos. Haciendo cuentas:

Para un ciclo de conversión A/D:

tiempo de conversión A/D: 80µseg.

tiempo de software: 200µseg.

Total: 280µseg

Para tomar una muestra en los 8 canales:

Ciclo de conversión A/D: 2.24mseg.

Por tanto, suponiendo que los tiempos requeridos en los incisos c) y d) fueran iguales a cero, el ancho de banda máximo de adquisición sería de 445 Hz, lo que significa que la frecuencia máxima que podría contener la señal analógica a muestrear de manera continua sería de 220 Hz (Teorema del muestreo de Nyquist), cuyo valor está dentro de los requerimientos de trabajo del sistema (recordar que la señal analógica de entrada tendrá una frecuencia máxima de 30 Hz, ya que ésta será filtrada previamente por el hecho de que la información electroencefalográfica relevante normal o anormal se encuentra dentro de esta banda).

Los tiempos c) y d) en realidad no son iguales a cero; de hecho éstos son indispensables y siempre estarán presentes, ya que de otra manera el proceso de adquisición de manera continua no podría ser llevado al cabo; sin embargo, es bueno aclarar que la filosofía de diseño del software de adquisición permitirá que estos tiempos sean

optimizados, de tal forma que la disminución provocada en el ancho de banda no afectará las especificaciones mínimas de requerimiento del sistema. El consumo de estos tiempos y su optimización será explicado en la exposición del software de adquisición.

OFFSET A LA ENTRADA. Debido a que el C.I. ADC0809 es monopolar, es necesario agregar un componente de C.D. a la señal analógica de entrada con el objeto de que las fases negativas de voltaje de la señal de entrada puedan ser codificadas por el ADC0809. Esta característica del circuito no representa una limitación significativa ya que dicha componente es posible eliminarla por software, cuando en un momento dado se requiera que esta señal no aparezca.

CONCLUSIONES.

Como resultado de las pruebas realizadas, podemos concluir que el desempeño del sistema es adecuado a las necesidades requeridas previamente establecidas al inicio del presente punto (5.4.2).

Construcción.

Una vez comprobado el desempeño del circuito que pasará a ser la tarjeta de adquisición de datos, nos encontramos en condiciones de construir el circuito impreso. El procedimiento seguido para llevar al cabo dicha tarea consiste de los siguientes pasos:

- 1.-Editar la mascarilla en algún sistema desarrollado para este fin, por ejemplo smartwork, orcad-PCB, HIWIRE.
- 2.-Imprimir la mascarilla a doble escala.
- 3.-Fotografiar la mascarilla y obtener un negativo al tamaño real del circuito.
- 4.-Obtener la mascarilla impresa en el Cobre de la tableta, esto se obtiene mediante un proceso de fijación de un sensibilizador, exposición a la luz ultravioleta y revelado.
- 5.-Eliminar el Cobre que no formará parte del empistado utilizando Cloruro Férrico.
- 6.-Realizar perforaciones y aplicar soldadura.

La tableta usada para este circuito está fabricada de fibra de vidrio con dos caras, las dos mascarillas (soldadura y componentes) fueron editadas en el ELECTRONIC CAD SYSTEM HiWIRE-II de Wintek, versión 2.0. 1990-91, sistema que ofrece muchas facilidades de trabajo como lo son: diversos anchos de pista, diversos tamaños y formas de marcas para perforación, librería con dimensiones normalizadas de diversos contactos, edición simultánea de esquemático e impreso, conmutación de magnitudes expresadas en el sistema decimal o inglés, entre otras; lo que permitió editar las mascarillas con las dimensiones de conectores, bases para circuito y demás elementos, adecuadas a los tamaños normalizados de una manera segura.

5.4.3 EL SOFTWARE DE ADQUISICION.

Siguiendo la filosofía propuesta para el desarrollo de la programación que tendrá el presente sistema, el módulo que se encarga de llevar al cabo la tarea de adquisición de la señal electroencefalográfica se desarrolla siguiendo dicha filosofía. En seguida detallamos los pasos seguidos para el logro de esta tarea, tomando en cuenta la siguiente secuencia como pasos para el diseño: requerimientos, objetivos, análisis, propuesta, desarrollo, implementación, pruebas, resultados y conclusiones.

REQUERIMIENTOS DEL MODULO. Los requerimientos básicos que debe cumplir dicho módulo son los siguientes:

a) Muestrear. Establecer comunicación con la tarjeta A/D con objeto de generar las señales de control requeridas durante los ciclos de conversión (control de operaciones), así como realizar la lectura de la codificación binaria correspondiente a la señal analógica de entrada a la tarjeta (lectura de datos).

b) Tasa de muestreo. Programar a la computadora con el fin de establecer una frecuencia o tasa de muestreo requerida, es decir, obtener muestras a intervalos iguales de tiempo.

c) Número de canales a muestrear. Realizar el muestreo simultáneamente en el número de canales requeridos (de 1 a 8

canales).

d) Continuidad durante el muestreo. El muestreo debe realizarse sin interrupciones, es decir, de manera continua. Una interrupción solo dependerá de la capacidad del disco duro de que se disponga, o de que así lo haya solicitado el usuario.

e) Flexibilidad en su uso. Con el fin de permitir ajustarse a las necesidades del usuario, dicha programación debe permitir al usuario reprogramar los parámetros de trabajo de entrada, además controlará la interrupción y recontinuidad de una sesión de adquisición en curso.

OBJETIVOS. Una vez definidos los requerimientos, podemos precisar los objetivos que se requieren del mismo: El módulo de adquisición de datos (actividad electroencefalográfica), debe ser tal que permita digitalizar la señal, la cual puede ser tal cual es registrada por un polígrafo, o con un determinado grado de tratamiento analógico previo; y grabarla en algún dispositivo de almacenamiento secundario (en este caso, disco duro). Dicha tarea debe poder realizarse de manera continua para uno y hasta ocho canales simultáneamente, a una tasa de muestreo mínima de 200 Hz para máquinas XT-10MHz, es decir, debe ser de tal forma que permita digitalizar por ejemplo, un registro electroencefalográfico convencional completo de manera continua, cuya duración promedio aproximada es de 20 a 25 minutos. La señal electroencefalográfica de entrada podrá ser tomada de cualquier fuente de interés, como puede ser a partir de:

- a) La salida del polígrafo durante la realización de un registro electroencefalográfico convencional.
- b) La salida de alguna etapa posterior a la etapa de amplificación de la señal, es decir, a la salida de la etapa de filtrado, o a partir de alguna etapa parcial o total de discriminación.
- c) La reproducción de la señal electroencefalográfica que previamente haya sido grabada en cinta magnética.

Con el objeto de hacer el módulo flexible, éste debe permitir al usuario controlar la interrupción y recontinuidad de una sesión de adquisición en marcha, además de proporcionarle la posibilidad de adecuar los parámetros de entrada más importantes con el objeto de que éstos se adecuen a sus necesidades específicas, es decir, debe permitirle reprogramar los siguientes parámetros de entrada:

- i) Tasa de muestreo.
- ii) Número de canales a digitalizar.
- iii) Tiempo de adquisición. Duración de la sesión de adquisición.
- iv) Archivo donde se desea almacenar la información.

ANÁLISIS. Como primer paso, debemos ahora establecer un análisis conceptual desde el punto de vista del ambiente de la programación; para ello, replantearemos las metas propuestas mediante la identificación de los procesos de programación requeridos; posteriormente proporcionaremos la concepción global de la manera en que interactúan estos procesos con el fin de clarificar la jerarquía de éstos y de esta manera pasar a la propuesta y desarrollo de los submódulos requeridos.

De acuerdo al procedimiento a seguir, primeramente identificamos tres subtareas principales que deben concurrir para el logro de la adquisición de datos:

a) Muestreo. De acuerdo a los parámetros de entrada predefinidos por el usuario (número de canales y tasa de muestreo), la parte esencial en la tarea de adquisición consiste en proporcionar un proceso que permita digitalizar la(s) señal(es) analógica(s) de entrada y almacenar las muestras en algún buffer en la memoria de acceso aleatorio (RAM).

b) Continuidad en el muestreo. Con el fin de que la sesión de muestreo no sea interrumpida, a menos que así lo requiera el usuario, es necesario monitorear, de manera simultánea, la zona de buffer asignada a datos, grabando en disco la información que nos está proporcionando la subtarea de muestreo, para así liberar dicha zona y pueda ser reutilizada por ese proceso.

c) Interfaz con el usuario. De la misma manera, es necesario realizar simultáneamente un monitoreo constante de los requerimientos de interrupción momentánea, interrupción definitiva ó continuación de la ejecución del muestreo continuo, además del monitoreo de la finalización de la duración de la sesión programada por el usuario en los parámetros de entrada.

Concepción Global. Ahora estableceremos la concepción global de la ejecución de la tarea de adquisición de datos, definiendo la interacción de estos procesos:

La adquisición de datos requerida es concebida como una tarea

iterativa de muestreo para las condiciones de entrada dadas, la cual puede ser interrumpida momentáneamente ó definitivamente ó reiniciada mediante la detección de la pulsación de teclas programadas para esos fines. Con el fin de proporcionar continuidad a dicha tarea, es necesario, que simultáneamente se esté ejecutando un proceso de monitorización del buffer asignado para datos, para así "descargar" en disco los datos que hayan sido previamente asignados en dicho buffer por el proceso de muestreo, y así "liberar" zonas de éste para la asignación de nuevos datos. Vemos entonces que los procesos que tienen una fuerte interacción son el muestreo y la monitorización del buffer de datos en RAM y grabación en disco (muestreo continuo); ya que el proceso de interface con el usuario consiste solamente en habilitar y deshabilitar simultáneamente de manera parcial o definitiva la ejecución de los mismos.

Jerarquía de procesos. Concibiendo de esta manera el presente módulo, ubicamos entonces como la parte medular de la adquisición de datos al "muestreo continuo", donde el proceso de muestreo es el que se considera de mayor prioridad, ya que es quien debe generar tanto las operaciones de control para realizar los ciclos de conversión A/D para todos los canales de adquisición, además de que implícitamente tendrá asociado el proceso de generación y control de la tasa o frecuencia de muestreo a la que el usuario ha programado la adquisición, es decir, realizar un muestreo a intervalos constantes de tiempo. Esta última explicación nos permite interpretar que los procesos (b) y (c) serán ejecutados en los tiempos de intermuestreo, con lo cual se está estableciendo que en la presente tarea, además del factor de control de operaciones que debe realizar el proceso de muestreo, el tiempo de su ejecución es un factor crítico, atributos que le proporcionan al mismo el primer plano de prioridad, seguido del proceso de continuidad en el muestreo y la interfaz con el usuario.

PROPUESTA. Con los antecedentes citados anteriormente, podemos ahora tener una idea de cómo estarán distribuidas las operaciones en el módulo de adquisición. Se propone entonces de manera general una función principal, la cual estará implementada de tal forma que permitirá la lectura de los parámetros de entrada, el control de los tres procesos propuestos, la finalización de la tarea y el retorno al manejador de tareas; todas las operaciones para la definición de

procesos subordinados a la función principal pueden manejarse modularmente mediante la implementación de funciones para la realización de cada objetivo particular.

DESARROLLO. El procedimiento para llevar al cabo el desarrollo de la programación, será hecho definiendo las características particulares de cada proceso así como la manera de resolverlas, especificando para cada cual los detalles que sea pertinente aclarar.

Proceso de Muestreo. Este proceso consiste en el control de dos operaciones importantes: ciclo de conversión A/D y tasa o frecuencia de muestreo.

a) Ciclo de conversión A/D. Consiste en seguir la secuencia de operaciones para realizar una conversión A/D en el canal de muestreo, dicha secuencia ya ha sido definida en el diseño de la tarjeta A/D. Para establecer comunicación con la tarjeta A/D se utilizarán los puertos que normalmente están disponibles. Otra operación que debe realizarse durante este proceso es la conmutación del canal a muestrear, esto se puede resolver mediante el incremento de la dirección base que nos proporciona el acceso al primer canal del C.I. ADC0809.

b) Tasa o frecuencia de muestreo. Debido a la naturaleza de este proceso, esta operación puede ser implementada generando una interrupción de "software" de reloj asociada a una previa programación del "timer" de la computadora. Afortunadamente el lenguaje de programación "C" cuenta con un modificador que puede definir a una función con tales atributos (27). Obviamente la función que será definida como interrupción será la que se encargue de realizar los ciclos de conversión A/D.

Continuidad en la adquisición. El flujo de los datos a partir de la salida del C.I. ADC0809 consistirá en su almacenamiento primeramente en un buffer en RAM previamente apartado para tal efecto, y posteriormente en disco duro en el archivo que ha sido designado por el usuario. Estos dos procedimientos tienen que ser llevados al cabo de manera sincronizada con el fin de proporcionarle continuidad a la sesión de adquisición. Existen diversas formas de realizar un tratamiento lógico a dicho buffer para resolver esta situación, sin embargo, dado que durante la adquisición de datos el tiempo es un factor crítico, la forma que se propone para lograrlo,

optimizando el tiempo requerido para realizar estas subtareas, es la siguiente:

EL tamaño del buffer está limitado, por principio debe ser menor al segmento de datos para proporcionarle espacio al resto de los datos y variables; como primer propuesta un tamaño de 45Kbytes sería adecuado; entonces, sabemos que existen dos procesos que van a tener acceso al buffer: el muestreo se encargará de llenarlo, y la continuidad de muestreo se encargará de vaciarlo enviando la información al disco. Una forma de lograr la sincronización en el manejo de estos datos, es que el proceso de muestreo trate al buffer como estructura de cola circular, de manera que, durante la asignación de datos, cuando este proceso detecte el fin de buffer, ésta modifique su apuntador al inicio del mismo; por otro lado el proceso de continuidad puede tratar al buffer como dos listas independientes, donde cada lista será de un tamaño igual a la mitad del buffer asignado, esto será con el fin de que cuando este proceso detecte que una lista ha sido llenada, envíe toda su información al disco duro y espere a que sea llenada la otra lista para ejecutar la misma operación sobre ésta, este proceso se debe efectuar de manera iterativa para ambas listas mientras la adquisición esté en marcha.

FUNCIONES QUE FORMARAN PARTE DEL MODULO. Especificando ahora las operaciones que tendrán que implementarse para realizar la tarea de adquisición, ya directamente al nivel del código del lenguaje "C", enunciamos en seguida las funciones que se requiere implementar para el desarrollo del presente módulo:

- 1) Función principal. Tendrá a su cargo las siguientes operaciones:
 - a) Reconocimiento de los parámetros de entrada que le serán enviados por el manejador de tareas y asignación a las variables locales correspondientes.
 - b) Procesos de interface con el usuario y continuidad en el muestreo (escritura en disco de la señal digitalizada).
 - c) Llamada a los siguientes subprocesos:
 - i) Creación y apertura de la base de datos donde se almacenará la información
 - ii) Programación del timer.
 - iii) Cálculo del tiempo de adquisición en unidades normalizadas.
 - iv) Instalación de interrupción.

- v) Reprogramación del timer y reinstalación de la interrupción.
- vi) Escritura en disco de los datos de control asociados a la sesión de adquisición (número de canales, tasa de muestreo, etc.)

2) Creación y apertura de base de datos donde se almacenará la información. Con el fin de optimizar memoria, y dado que el convertidor es de 8 bits, se puede ocupar para cada dato un solo byte, de tal forma que el archivo de datos esté formado por una secuencia de valores de tamaño byte.

3) Muestreo. Función de interrupción que consiste, cada vez que ésta es ejecutada, en la obtención de una muestra para cada uno y hasta el total del número de canales que el usuario haya indicado a adquirir; donde la obtención de cada muestra implica la ejecución de la secuencia definida para el ciclo de conversión A/D.

4) Programación del reloj. Función que se encargará de calcular y asignar el código de programación del reloj para adecuarse a la tasa de muestreo requerida.

5) Cálculo del tiempo de adquisición. Función que realizará el cálculo del tiempo de la sesión de adquisición en unidades normalizadas.

6) Instalación de interrupción. Función para instalar y activar como interrupción la función de muestreo.

7) Reprogramación del reloj. Función cuyo objetivo será el reprogramar el reloj a su funcionamiento por defecto.

8) Reinstalación de interrupción. Función que desactivará la interrupción de muestreo, reinstalando en su lugar la interrupción que anteriormente se encontraba habilitada.

9) Detección de falta de memoria. Función que detectará cuando la asignación de memoria requerida por cualquier otra función no sea posible realizarla, dando como resultado la suspensión de la tarea de adquisición de datos.

IMPLEMENTACION Y PRUEBAS. Una vez definidos todos los procesos específicos a realizar, procedimos a la codificación del módulo, y realización de pruebas y ajustes necesarios. Dentro de las observaciones a resaltar encontramos las siguientes:

- 1) Las direcciones de puertos asignadas a la comunicación con la

tarjeta A/D fueron:

- Memorización de dirección e inicio de conversión: 0x280.
- Tiempo de espera t_{mx} (50μseg): 0x2A0.
- Espera de fin de conversión: 0x2C0.
- Lectura de dato: 0x290.

2) Para el almacenamiento de la señal se hizo el uso de los archivos llamados de bajo nivel o sin almacenamiento intermedio (28), esto debido en primer término a que la escritura en los archivos con buffer intermedio se realiza de manera más lenta, esto fué necesario ya que hay que recordar que el muestreo continuo implica al factor tiempo como crítico, y en segundo término dada la naturaleza del tipo de datos.

3) El tamaño lógico del buffer asignado a los datos es variable de tal forma que este sea el máximo múltiplo del número de canales a muestrear, y a su vez menor al tamaño predefinido de 45 Kbytes, esto con el fin de facilitar y asegurar el control adecuado en su manejo durante el muestreo continuo.

4) Fué implementada una operación de aviso auditivo cuando el tiempo de sesión ha concluido, esto con el fin de darle aviso al usuario, y evitarle el permanecer alerta durante todo el tiempo de la sesión de adquisición.

RESULTADOS Y CONCLUSIONES.

En el desarrollo del presente software, la manera lógica en que fué tratado el buffer datos, permitió lograr el objetivo de la optimización de los tiempos críticos requeridos durante la continuidad en el muestreo, gracias a lo cual fué posible mantener adquisición continua durante tiempos prolongados.

El desempeño obtenido fué adecuado con respecto a los requerimientos propuestos, ya que el sistema pudo realizar adquisición continua de datos durante periodos prolongados de tiempo a una tasa de muestreo de 200 Hz en ocho canales simultáneos de adquisición en una computadora XT-8088 de 10MHz. Las pruebas fueron realizadas en máquinas 8088-8MHz, 8088-10MHz, 80286-12MHz, 80286-20MHz, 80386SX-16MHz y en máquinas 80386DX-25MHz, donde el desempeño fué satisfactorio, y la única diferencia radicó, como se había previsto, en el ancho de banda de frecuencias a digitalizar. Por ejemplo en una 8088-8MHz la máxima frecuencia de muestreo continuo estuvo abajo de los 200Hz, mientras que en las 80386SX-16 MHz, 80286-20MHz y 80386DX-25MHz estuvo arriba de los 500Hz.

Las valoraciones de la señal almacenada fueron realizadas en la utilería GRAPHPC y el paquete de procesamiento digital de señales PCDSP para el despliegue de la señal almacenada en disco, para ello se hizo un programa que convierte el formato de las bases de datos al aceptado ASCII de estos paquetes.

5.4 DESPLIEGUE Y SEGMENTADO DE LA SEÑAL.

REQUERIMIENTOS.

Una vez que ya hemos logrado grabar en disco la señal electroencefalográfica, estamos en condiciones de poder desplegar la señal temporal tal y como fué digitalizada, esto para cualquiera de las fuentes de señal dada durante la adquisición, visualizadas en la figura 5.1 del punto anterior (5.3).

Se pretende entonces que se desarrolle un módulo de programación que se encargue de realizar el despliegue de la base de datos conteniendo la señal previamente grabada independientemente de las condiciones variables de ésta, las cuales son:

- a) Número de canales adquiridos.
- b) Volumen de datos (frecuencia de muestreo y tiempo de adquisición).

También es deseable que el usuario cuente con la posibilidad de modificar el tiempo de despliegue de la señal. Además se necesita que a partir de la inspección visual de éste, este módulo le permita seleccionar o segmentar los trazos de interés de la señal para su posterior procesamiento y análisis.

ANALISIS.

Las primeras consideraciones que es necesario hacer son las que hacen referencia a las condiciones dadas en la sesión de adquisición de datos:

a) Número de canales adquiridos. El presente módulo debe adecuarse a desplegar todos los canales de señal, que están comprendidos desde uno y hasta ocho canales, para lo cual se pretende que sea aprovechada toda la resolución del modo gráfico del video de tal forma que se adecue al número variable de canales a desplegar.

b) Volumen de datos. Debido a que la tasa de adquisición es programable por el usuario y el tiempo de adquisición está abierto a sus necesidades, el volumen de los datos será muy variable y estará determinado por el producto del número de canales de adquisición, la frecuencia de muestreo y el tiempo de adquisición; de tal forma que estamos hablando de una variabilidad posible en el volumen de datos

que puede ser desde unos cuantos bytes hasta varios Megabytes, contenidos en un solo archivo de datos.

Si además de estas características agregamos los requerimientos de la variabilidad del tiempo de despliegue controlada por el usuario, se espera que este módulo cuente con un número significativo de variables que constantemente se estén actualizando.

Por esta misma condición se hace necesario también establecer un proceso que esté definido para tomar partes de la señal que sean de interés para posteriormente procesarlas y analizarlas, esto es necesario ya que no sería conveniente procesar todo un registro de larga duración para sólo ser analizada una pequeña porción de ésta, ya que el tiempo de proceso sería muy prolongado e innecesario, además de que esto implicaría mayor trabajo para la codificación de la tarea. Para lograr tal objetivo se necesita proporcionar al usuario la posibilidad de contar con los elementos necesarios para indicar al sistema a partir de donde desea seleccionar información y cuanta información desea apartar.

PROPUESTA.

Como vimos en la sección del sistema de adquisición de datos, existe una base de datos que contiene la información de control de cada sesión de adquisición realizada asociada a la base de datos que contiene exclusivamente la información correspondiente a la señal digitalizada. Entonces, el primer paso a efectuar consiste en leer los datos de control asociados a la base de datos que se desea desplegar, de esta forma podremos conocer los parámetros correspondientes al número de canales muestreados, la frecuencia de muestreo usada y el tiempo total de adquisición; para de esta manera adecuar la resolución gráfica del monitor para su despliegue. Es de esperarse que solamente se visualizará a la vez una parte pequeña del total de la señal almacenada, esto es por limitación de memoria, ya que hay que recordar que cuando cualquier tarea es ejecutada, el manejador de tareas permanece residente en memoria, y aún cuando esto no fuese así no sería posible ni razonable querer observar varios Megabytes de información a la vez; es por esta razón que la mejor manera de controlar el despliegue de la señal sea a través de la apertura de una ventana a la base de datos a desplegar de un

tamaño razonable de tal forma que no ocasione saturación de memoria en uso, para ello se propone como adecuado asignar un buffer de 32Kbytes que constituirán la parte de la señal que realmente resida en memoria, mientras que el restante de la señal se mantendrá en disco pero disponible para ser accesada en cualquier momento. Por otra parte, debido a que el usuario será quien controle el tiempo de despliegue de acuerdo a la naturaleza de la señal en estudio, no todo el buffer asignado será desplegado simultáneamente siempre; pero para efecto de condiciones por norma se puede asignar un tiempo de despliegue de un segundo de la señal por cada canal, de tal forma que este tiempo pueda ser incrementado por el usuario y donde el máximo tiempo a desplegar dependerá del número de canales de señal y de la frecuencia a la que fué muestreada y será en aquel punto donde su producto coincida por debajo del total del buffer de memoria asignado.

Con el fin de hacer versátil este módulo, se sugiere que el usuario pueda realizar el recorrido sobre la señal que se encuentra en disco a lo largo de todo el registro tanto en avance como en retroceso y que el programa le indique cuando se encuentre en los extremos final ó inicial de la señal contenida en el archivo, para tal objetivo se plantea habilitar movimientos mediante la habilitación de teclas clave como sigue:

a) Avance por página en adelante o en retroceso. Se habilitarán las teclas [Page Up] y [Page Dn] para realizar un desplazamiento en el tiempo que represente un avance o retroceso respectivamente, en un tamaño igual al actual definido para una página de despliegue, hay que recordar que el tamaño en tiempo de la página es variable y depende del control del usuario.

b) Avance corto en adelante ó en retraso. Mediante la pulsación de flechas de señalamiento derecha e izquierda respectivamente se asignará un desplazamiento pequeño en tiempo, lo cual será útil cuando se desee observar en una misma página la continuidad del trazo entre dos páginas según se requiera.

c) Avanzar o retroceder al final o inicio del registro. Con el fin de realizar desplazamientos rápidos, sobre todo en aquellos archivos que representen periodos prolongados de registro, se hace necesario habilitar al usuario para permitirle realizar un

movimiento rápido en la posición de la señal a desplegar. Para ello se habilitarán las teclas [Home] y [End] que irán al inicio y al final del archivo respectivamente.

d) Incremento ó decremento del tiempo de despliegue por página. Para una fácil indicación del incremento o decremento del tiempo de despliegue simultáneo, se habilitarán las flechas hacia arriba y hacia abajo respectivamente, donde los incrementos serán de un segundo de duración.

De la misma forma además del despliegue de las teclas claves de habilitación de los movimientos mencionados anteriormente, se plantea desplegar los parámetros más importantes de la señal que se esté desplegando, como son:

- i) Nombre del archivo desplegándose.
- ii) Frecuencia de muestreo de la señal.
- iii) Tiempo de despliegue (página).
- iv) Tiempo a partir del cual se está desplegando.

Un aspecto importante que le proporcionará mayor orientación al usuario sobre la ubicación de la página que está desplegando respecto al total del registro contenido en la base de datos, se desplegará una línea a dos colores en donde se represente y se diferencie a escala el total de la duración del registro con la página activa desplegándose.

En lo que se refiere a la segmentación se propone que la habilitación de esta operación pueda ser hecha en cualquier momento durante la secuencia de despliegue de la señal de tal forma que exista un caracter clave a ser pulsado al igual que las demás opciones de despliegue, para de esta forma habilitar un nuevo menú de segmentación, el cual debe contener mínimamente las siguientes opciones:

- a) Tamaño del segmento.
- b) Título del segmento donde se almacenará la información.
- c) Acción de grabar el segmento definido en disco.

Por un lado es necesario indicar el tamaño del segmento a seleccionar; se asumirá que el inicio de éste coincida con el inicio de la página actual de despliegue, y el final lo indicará el usuario mediante la reconfiguración de las flechas hacia la derecha y hacia la izquierda, de tal forma que cada pulsación indique un incremento

o decremento del tiempo del segmento en un segundo.

Para el título del segmento a seleccionar, y por razones de control de la información y facilidad para el usuario, se pretende asignar como título el mismo nombre de la base de datos que se despliega agregando dos dígitos que indicarán el número del segmento a generar, (desde el segmento 00 hasta el 99), permitiendo la posibilidad de generar un número de hasta 100 segmentos a partir de la base de datos de adquisición original.

Una vez definido totalmente las características deseadas para el segmento seleccionándose, se habilita también un caracter clave, que al ser pulsado le indique al programa la acción de grabar en disco el segmento definido. Una vez terminada la operación de grabación del segmento, es deseable que el usuario continúe con su búsqueda de inspección visual de la señal, así que se pretende que al terminar la operación de grabación se reestablezcan las condiciones originales de despliegue de la señal a partir de las mismas condiciones en las que se encontraba éste antes de la habilitación para el segmentado de la misma, para así reentrar en el menú de segmentación y salir cuantas veces lo requiera el usuario.

IMPLEMENTACION.

Como se indicó al inicio del presente punto, y como pudo comprobarse durante el desarrollo de esta propuesta; aún cuando el resto del software desarrollado en el presente sistema toma elementos de los lineamientos de modularidad y diseño de arriba abajo, en este módulo las circunstancias se presentan de una manera diferente, ya que como se advierte, este módulo requiere de un considerable número de variables a ser controladas y modificadas continua e intensivamente dada la variabilidad de las condiciones en las que puede presentarse tanto la señal digitalizada en disco como las condiciones de despliegue, si además de esto vemos que la definición de la tarea encierra en sí misma tan sólo dos operaciones diferenciables en concepto, que son el despliegue y la segmentación de la información, y considerando además que comparten muchos de los mismos parámetros, consideramos que para la implementación de la presente tarea conviene realizarla mediante la codificación de un sólo módulo principal para la realización del total de las acciones

propuestas, a excepción de algunas operaciones que si convendrán ser implementadas en funciones aparte para ser llamadas en el momento requerido por la función principal, ya que de otra manera consideramos que tratar de implementar esta tarea en submódulos de tareas más específicas dificultaría su implementación de manera innecesaria. De tal modo que las funciones que se propone codificar para realizar esta tarea son las siguientes:

1.- Función principal. Recibe como único parámetro el nombre del archivo a desplegar y el subdirectorío donde se encuentra éste. Esta función se encarga de prácticamente toda la tarea de despliegado y segmentación, tarea durante la cual se realizan todas las operaciones de control y cambios de prácticamente el total de variables, donde se requiere constantes operaciones de escalado y normalización para una correcta adecuación al video de despliegue y segmentado requeridos por el usuario. Se realiza la llamada a la función Control_dat.

2.- Función Control_dat. Es llamada por la función principal, cuyo objetivo consiste en retornar los parámetros de control que definen las condiciones en las que fué realizada la sesión de adquisición de datos correspondiente al archivo a desplegar.

5.5 HISTOGRAMAS DE FRECUENCIAS DE EVENTOS PUNTA-ONDA.

REQUERIMIENTOS.

Continuando con lo que se refiere al estudio de la característica en frecuencia que presenta la señal de interés, aprovechando la existencia de una interface desarrollada para establecer comunicación entre la computadora y el medio exterior, y con el fin de valorar el equipo electrónico de detección, se plantea la posibilidad de que la computadora realice una cuantificación de los eventos punta-onda presentes durante períodos de interés de la actividad electroencefalográfica, como podría ser el lapso durante el cual sucede una crisis de ausencia. Para ello se plantea que la fuente de señal sea la reproducción de los eventos detectados por el equipo electrónico y que hayan sido registrados en la grabadora, o bien a partir de la salida del comparador del equipo electrónico de detección en un proceso en línea, es decir,

registrándose al paciente en este equipo. Se espera que los resultados de esta cuantificación sean reportados a manera de un histograma en frecuencias donde se indique la incidencia de estos eventos para sus diferentes posibles frecuencias (3, 4, 5, 6 y 7Hz); y además sea grabada en disco la información correspondiente al histograma, esto último con el fin de disponer de esta información para posteriores algoritmos de procesamiento.

Por otro lado, y para proporcionarle flexibilidad a la tarea, se espera que el usuario pueda especificar los umbrales de disparo, tanto inferior como superior dentro del rango de los 0 y los 5 Volts, esto es para adecuarse a los niveles de salida del circuito comparador o a los que se especifiquen según convenga.

ANALISIS.

El hecho de que en esta tarea la fuente de señal proviene del equipo detector determina que solamente se analizará un canal, si además consideramos que la máxima frecuencia a cuantificar es de 7Hz, podemos hacer la consideración de que esta tarea sea realizada en tiempo real, es decir, realizar la discriminación en frecuencia y simultáneamente efectuar el reporte correspondiente, para posteriormente abrir una base de datos y almacenar la información contenida en el reporte.

Considerando que la presencia de los eventos se presentan de manera espontánea, será necesario establecer una condición de disparo para sincronizar la detección del primer evento con el inicio de la base de tiempo.

En lo que se refiere a la duración de la sesión para la obtención del histograma, y con el fin de hacer flexible el módulo se espera que sea el usuario quién proporcione la orden de inicio y finalización de la cuantificación mediante la simple pulsación de una tecla programada para este fin.

PROPUESTA.

La realización de esta tarea puede estar fundamentada en el principio del frecuencímetro digital, de tal forma que la frecuencia correspondiente a la señal de entrada corresponda al número de pulsos detectados durante el transcurso de una base de tiempo, que

para fines específicos se propone sea de un segundo de duración.

IMPLEMENTACION

La forma de implementar y controlar la base de tiempo puede lograrse mediante la llamada y cambio de los campos que hacen referencia a los segundos y centésimas de segundo contenidos en la estructura perteneciente a la función de librería `gettime(struct time *timep)`.

En lo que se refiere a la cuantificación de las frecuencias, se hace necesario primero realizar una operación de detección de los pulsos, de tal forma que para considerar a un pulso válido éste tendrá que cumplir las características especificadas por el usuario en lo que se refiere a los umbrales bajo y alto, para lo cual se deberá realizar un seguimiento de la forma de onda de tal forma que hasta que se haya detectado el paso de un ciclo completo se proceda a cuantificarlo como evento. A su vez, se requiere una operación simultánea de monitoreo de la base de tiempo, esto con el fin de que una vez transcurrido el segundo correspondiente, se proceda a una operación de selección de la frecuencia correspondiente al número de pulsos detectados durante el segundo, solamente cuando la cuantificación detectada corresponda al rango de frecuencias en estudio predefinido (3 a 7Hz), y por último de acuerdo a esta selección reportar en el monitor esta cuantificación en el histograma en proceso.

Para la codificación de esta tarea se escribirán las siguientes funciones de lenguaje "C":

1.- Función principal. Se encargará de recibir los parámetros referidos a los umbrales de discriminación, el nombre del archivo donde se desea grabar el histograma, y el canal en el que serán enviados los datos, que le son transferidos por el manejador de tareas. Posteriormente la función se encargará de disparar la base de tiempo cuando ésta detecte la entrada de un pulso por el canal de datos y de esta manera realizar la cuantificación de los pulsos que entren durante el segundo que dure la base de tiempo, para lo cual se estará efectuando la operación de monitoreo del tiempo transcurrido a partir del disparo de la base de tiempo. Una vez terminado este tiempo se procede a seleccionar la frecuencia

correspondiente a la cuantificación realizada, para de esta manera reportarla en el histograma, y prepararse nuevamente a la llegada de otro pulso de disparo. Este proceso se realizará indefinidamente hasta que el usuario indique la finalización de la sesión mediante la pulsación de cualquier tecla, para así pasar a la creación y escritura de la base de datos que contendrá la información.

Para el logro de esta tarea se realiza la llamada a las siguientes funciones:

- a) Hab_graf.
- b) Coordena.
- c) Actualiza.
- d) Convad.

2.- Función Hab_graf. Esta función se encarga de realizar la habilitación y configuración del modo gráfico de video retornando la resolución en pixeles.

3.- Función Coordena. Se encarga de desplegar el formato de presentación para el reporte del histograma, dibujando un plano de coordenadas y las indicaciones del rango de frecuencias válido desde 3Hz hasta 7Hz que se analizarán.

4.- Función Actualiza. Tiene como objetivo actualizar los valores de la frecuencia que ha sido detectada porque está considerada en el rango de estudio; esta actualización consiste en apilar en la columna correspondiente a la frecuencia a actualizar, pequeñas barras con el fin de indicar el aumento en la incidencia de ésta; además en la esquina superior derecha se indica también el valor numérico actualizado de incidencia de cada frecuencia.

5.- Función Convad. Es la función que establece la comunicación con la tarjeta de adquisición de datos, de tal forma que la lectura de la información debe requerir de la realización de ciclos de conversión A/D; operación que aunque no realiza tarea de provecho alguna, no afecta significativamente en la presente tarea de cuantificación, ya que hay que recordar que se presentan condiciones totalmente diferentes a las que se dieron en la digitalización de la señal electroencefalográfica donde el tiempo era un factor crítico, ya que en este caso solamente se analiza un solo canal y no existe ningún requerimiento sobre la periodicidad de conversión A/D. Como puede apreciarse el único inconveniente está en el consumo de tiempo

de los ciclos de conversión, del cual, como vimos en el sistema de adquisición, en el peor de los casos, en una máquina 8088-10MHz el tiempo necesario para realizar un ciclo de conversión es de $280\mu\text{seg}$, que comparado con la frecuencia máxima de entrada (7Hz) es un tiempo no significativo, y no debe representar problema alguno en el desempeño de la presente tarea de cuantificación.

6.6 TRANSFORMACION DE LA SEÑAL DEL DOMINIO TEMPORAL AL DOMINIO DE LA FRECUENCIA (ESPECTRO EN FRECUENCIA).

INTRODUCCION.

Como ya hemos explicado en el capítulo cuatro, uno de los análisis más importantes en lo que se refiere al estudio de la señal electroencefalográfica es el que se refiere a su frecuencia. Como se mencionó en el capítulo dos, la actividad electroencefalográfica normal está dividida en cuatro tipos principales atendiendo al criterio de su comportamiento en frecuencia (bandas delta, alfa, beta y tetha); donde una de sus características más comúnmente estudiadas en electroencefalografía es la que se refiere a su ritmicidad, es decir, el grado de sostenimiento de un determinado ritmo. En el caso de la actividad epiléptica punta-onda también se presenta la característica de manifestarse con una frecuencia común de 3Hz, y por tanto presenta asociado a ella la característica de ritmicidad. Análisis como estos y otros que pudiesen constituir una herramienta en el análisis de la señal epiléptica pueden ser realizados ventajosamente si obtenemos la representación del comportamiento frecuencial de ésta, para ello se hace necesario realizar una transformación de la señal del dominio temporal al dominio de la frecuencia.

REQUERIMIENTOS

Para tales efectos, se plantea el requerimiento de contar con trazos de interés representados en el dominio de la frecuencia; de donde un primer análisis de su representación espectral significaría una gran ayuda para su estudio. Por tal razón se propone el desarrollo de un módulo que tenga por objetivo el cálculo de la transformación discreta de Fourier de aquellos segmentos

seleccionados en el módulo de despliegue y segmentado, proporcionarle la interpretación correcta y reportar en un gráfico el espectro de amplitudes de la señal compleja con valores reales de amplitud y frecuencia. Además de la ayuda que nos proporcionará la representación espectral, esta transformación constituirá una herramienta básica e indispensable para posteriores procesamientos y análisis en este dominio.

ANALISIS.

El análisis de espectro consiste en el proceso de determinar la correcta representación de una secuencia. Existen muchos métodos para determinar el contenido frecuencial y escoger uno depende de las características de la señal a ser analizada. Algunas de las características importantes que determinan la elección del método de análisis espectral son:

- 1.- Relación señal a ruido.
- 2.- Carácter estadístico del ruido (Gaussiano u otro).
- 3.- Carácter espectral del ruido (Blanco, rosa).
- 4.- Tamaño de la secuencia comparada con la tasa de muestreo.
- 5.- Alguna interferencia presente en la señal.

En general se puede afirmar que existen dos clases de técnicas de análisis espectral, aquéllas que están basadas en la Transformación de Fourier y las que no lo están. Por mucho, las clases de técnicas más comunes están basadas en la transformación de Fourier. La razón por la cual estas técnicas son muy populares reside en la existencia de un algoritmo para su rápido cálculo. Es por esta razón que en el desarrollo de la presente tarea se pretende tomar como herramienta de cálculo este algoritmo, ya que como se verá más adelante, el procesamiento de un segmento relativamente corto de tiempo, del orden de los segundos, requerirá un volumen considerable de información a procesar y un gran número de operaciones a efectuar.

Recordando que la señal almacenada en disco pertenece al mundo discreto, el tipo de procesamiento correspondiente es de tipo digital, por tanto el tipo de transformación a efectuar será también discreto, de tal forma que se recurrirá al análisis de la

transformada de Fourier discreta, las propiedades, leyes y características que le son propias a diferencia de su análisis en el mundo de las funciones continuas.

Ahora bien, con el objeto de ubicar los aspectos de interés que solamente serán necesarios tratar para lograr llevar al cabo el objetivo de la presente tarea, el presente análisis tiene por objetivo solamente hacer referencia a los aspectos del análisis de Fourier para sistemas discretos que sean requeridos para el logro de nuestro objetivo: "Obtener el espectro de amplitudes de las frecuencias de la señal digitalizada, así como su interpretación correcta e indicación de los valores reales correspondientes al comportamiento en frecuencia y amplitud de los trazos analizándose"; es decir, el objetivo del presente análisis no consiste en efectuar un análisis de Fourier minucioso y comprobatorio de las leyes, propiedades y características que lo rigen.

Para iniciar, citemos la ecuación mediante la cual obtenemos la transformada de Fourier de una función periódica continua definida en el dominio del tiempo:

$$H(f) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) e^{-j\omega t} dt \quad (5-1)$$

Mientras que para sistemas discretos $t = kT$, donde T es el período de muestreo y k es el número de muestra, y como para su evaluación se requiere que ésta sea definida para un tiempo finito, tenemos que la transformación queda definida como:

$$X(n) = \sum_{k=0}^{N-1} x(kT) e^{j\omega_0 n k T} \quad (5-2)$$

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

Sabemos que la función en el dominio de la frecuencia es periódica de frecuencia definida por la tasa de muestreo a la que fué digitalizada la señal, es decir $f_0 = 1/T$, con T igual al período de muestreo.

La Transformada Discreta de Fourier es aceptable para propósitos de la computación en máquinas digitales, esto es solo si tanto el dominio del tiempo como el dominio de la frecuencia están representados por valores discretos. La señal original contendrá N

nuestras, por tanto la transformación de Fourier $H(f)$ contendrá también N muestras. Esas N muestras definen el par de la transformada discreta de Fourier y es una aproximación de la transformada original de Fourier. Es de notarse que el muestreo en el dominio del tiempo dá por resultado una función periódica en el dominio de la frecuencia y viceversa, es decir N muestras en el tiempo y N valores en la frecuencia representan un período de las formas de onda tanto en el tiempo como en la frecuencia, respectivamente. Porque los N valores en el tiempo y en la frecuencia están relacionados por la transformada continua de Fourier.

Ahora bien, es de esperarse que las N muestras tomadas en el dominio del tiempo correspondan a N valores uniformemente intercalados en el dominio de la frecuencia, por tanto, como el dominio de evaluación en la frecuencia corresponde a un ciclo de está función, debe existir una relación que nos permita conocer los valores de las frecuencias correspondientes a cada muestra en el dominio de la frecuencia; dado que conocemos su frecuencia y el número de muestras obtenidas, por tanto debe cumplirse que:

$$NT = 1/f_0$$

Donde hay que hacer la consideración de que la máxima componente frecuencial a desplegar corresponde a un medio de la tasa de muestreo, de acuerdo al teorema del muestreo de Nyquist.

De donde cada valor frecuencial representará un incremento Δf de frecuencia igual a:

$$f_0/N, \text{ o lo que es igual:}$$

$$\Delta f = 1/NT$$

(5-3)

Viene al caso recordar que una sesión de adquisición tiene una duración dada por el usuario explícitamente, cuyo valor debe ser igual a evaluar el producto del período de muestreo con el número de muestras tomadas por canal durante la sesión o el segmento en estudio, es decir, el producto NT ; que de (5-2) podemos establecer que Δf es igual al recíproco del tiempo de muestreo pero con un valor correspondiente en frecuencia para cada muestra en el dominio de la frecuencia.

De acuerdo con lo establecido anteriormente, la transformación discreta de Fourier puede ser reescrita como sigue:

$$X(n) = \sum_{k=0}^{N-1} x(kT) e^{j2\pi f_0 n k T}$$

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

$$X(n) = \sum_{k=0}^{N-1} x(kT) e^{j2\pi n k / N} \quad (5-4)$$

con $n = 0, 1, 2, \dots, N-1$

Donde

$x(k)$ es el vector de muestras de la señal en el dominio del tiempo expresada para un período normalizado de muestreo $T=1$.

$X(n)$ es la matriz de valores, que corresponde a la misma señal en el dominio de la frecuencia evaluada en un ciclo completo.

n y k son los índices que hacen referencia a los elementos de cada arreglo.

La última expresión descrita (5-4) nos permite evaluar la transformación ya directamente con los datos obtenidos en las bases de datos; donde normalmente la forma de evaluación de la exponencial es en la forma trigonométrica del número complejo asociado. Ahora bien, como mencionamos antes la evaluación de un segmento de algunos segundos de duración empleando directamente (5-4) implica una tarea que le exige a la computadora recursos de memoria y cálculos considerables. En este sentido, correspondería ahora realizar un análisis de la optimización que, desde el punto de vista de programación, permitiría minimizar el tiempo de ejecución de la misma, que básicamente estaría referida a dos aspectos:

1) Si se analiza con detenimiento (5-2), observamos que existe una repetición continua de operaciones al evaluar la exponencial

para sus diferentes valores de n , ya que el factor exponencial $e^{-j2\pi n/N}$ es constante y al cual denominaremos W_N , siendo entonces la exponencial completa a evaluar W_N^{nk} , que puede ser expresada como una función de nk , es decir, $W_N(nk)$, con un argumento nk que puede tomar cualquier valor entero máximo comprendido de $(N-1)^2$, ya que los máximos valores de n y k corresponden a $N-1$, es decir, al número total de muestras contenidas en el segmento a analizar (N). Si la función definida $W_N(nk)$ fuera graficada, podría observarse claramente que ésta sería periódica repetida cada N valores, cuyo índice es computado como nk de módulo N : $nk \text{ Mod}(N)$, por tanto para efectos de cómputo conviene evaluar los N posibles valores que toma la función en forma separada y mantenerlos disponibles cuando se necesiten, de tal forma que la única evaluación necesaria en cada iteración consista en calcular el elemento correspondiente con el que operará la iteración que esté realizándose, de tal forma que la ecuación (5-4) puede ser reescrita como:

$$X(n) = \sum_{k=0}^{N-1} x(k) W_N [(n \cdot k) \text{ mod } N] \quad (5-5)$$

Con

$$W_N = e^{-j2\pi/N}$$

$$n = 0, 1, 2, \dots, N-1$$

2) Como ya mencionamos, W_N será evaluado en su forma trigonométrica, es decir, a partir de senos y cosenos; sin embargo el aspecto más importante es el que se refiere a la evaluación de los productos contenidos en la sumatoria, a pesar de la idea generalizada que se tiene acerca de que un producto complejo es más fácil realizarlo en forma polar; desde el punto de vista de su cómputo el realizarlo de esta manera implicaría tanto mayor tiempo de proceso como de tamaño de código para su implementación por el hecho de efectuar las transformaciones binómica-polar y polar-binómica; aún considerando que C^{**} tiene una librería de funciones para la aritmética de los números complejos, la llamada a éstos requeriría de tiempo, además de que el código dejaría de ser portable. Por lo cual consideramos que la manera más adecuada de implementar la forma de los números complejos sea mediante la implementación de una estructura que

contenga definidos los elementos en forma binómica del tipo flotante o doble precisión según convenga, y los productos sean implementados mediante las sentencias requeridas resultantes a realizar para evaluar las expresiones que definen la operación producto de complejos desarrollado algebraicamente, como el producto de dos polinomios.

De esta forma es como se puede implementar un algoritmo optimizado para evaluar la transformada discreta de Fourier conocido como DFT, sin embargo existe ya un algoritmo optimizado que ha sido creado por Cooley-Tukey, el cual ha sido nombrado como Transformada Rápida de Fourier (FFT, siglas en inglés: Fast Fourier Transform) debido a la gran velocidad con la que evalúa la transformación comparado con la optimización descrita en la DFT, esto puede apreciarse si consideramos que el algoritmo DFT requiere para su cálculo N^2 productos complejos acumulados, mientras que el algoritmo de la FFT está desarrollado de tal forma que requiere tan sólo $N \cdot \log(N)$ productos acumulados ó mariposas, denominadas así por la representación gráfica en la que se presenta el recorrido del algoritmo en la obtención de los productos acumulados; de tal forma que, como puede observarse la diferencia del número de productos complejos a realizar se ve acrecentada de una manera dramática cuando N tiende a hacerse grande. Sin embargo, existen dos inconvenientes para la evaluación de la FFT, el primero es el que se refiere al hecho de que para que este algoritmo pueda evaluarse se requiere que el número de muestras a operar sea potencia de dos, esto es porque la disposición gráfica para realizar correctamente el algoritmo de la FFT así lo requiere, es decir, se necesita contar con una tabla completa de $N/2$ renglones de "mariposas", con $\log_2(N)$ número de columnas de "mariposas"; y el segundo es el que se refiere al orden, ya sea de entrada o de salida en el que aparecen los valores de los datos ó de los resultados respectivamente, según sea la variante del algoritmo que se implementa. Esto significa que para evaluar la Transformación mediante el algoritmo de la FFT es necesario realizar una operación de bit en reverso, ya sea para presentar los datos ó para reacomodar los resultados según sea la variante del algoritmo usado; este último proceso no forma parte de

lo que constituye el algoritmo de FFT, sin embargo es necesario realizarlo.

Actualmente existen diversas variantes para evaluar el algoritmo de la FFT, y el uso de alguna de ellas está en función ya sea del tipo de datos que se procesan y/o de la disposición de los recursos con que se cuentan para evaluarla, ya sean estos de "hardware" o de "software". Así para la presente implementación se utilizarán tanto el algoritmo optimizado de la DFT, como la variante de la FFT conocida como radio dos, en sí mismo, decimación en tiempo, cuyo significado es el siguiente:

a) Radio dos hace referencia al hecho de que como parte de la filosofía del algoritmo, se obtienen nuevos arreglos de columnas de "mariposas" donde cada uno es la mitad de la estructura de la columna anterior y a su vez es el doble de la posterior.

b) En sí mismo, se refiere a que el algoritmo está diseñado de tal forma que los resultados de los datos procesados son alojados dentro del mismo "buffer" de memoria que contiene la información de entrada.

PROPUESTA.

Una vez definida la herramienta matemática de la cual nos valdremos, procedemos a describir las operaciones que se pretenden realizar para lograr el objetivo propuesto. De esta manera, para la presente tarea se propone desarrollar un módulo que permita, a partir de la base de datos que constituya ya sea un segmento o una sesión corta de adquisición conteniendo "n" canales, obtener el cálculo, despliegue del espectro de amplitudes y almacenamiento en disco para un canal deseado de la misma señal pero ahora expresada en el dominio de la frecuencia, empleando como herramienta matemática la evaluación de la Transformada Discreta de Fourier y de la Transformada Rápida de Fourier; asimismo y cómo tarea de análisis se propone describir durante el despliegue del espectro los valores reales correspondientes a la frecuencia y la amplitud de la señal en este dominio, análisis en el que creemos que se podrán obtener parámetros reales y objetivos correspondientes al comportamiento de la señal tanto normal como la epiléptica punta-onda, y en su relación la una con la otra.

Las razones por las cuales pretendemos grabar en disco la señal en el dominio de la frecuencia son por un lado debido al hecho del tiempo que se estaría consumiendo, si cada vez que se desee analizar un determinado espectro, éste tuviese que ser evaluado nuevamente; por otra parte y como hemos propuesto, consideramos recomendable mantener archivada y disponible permanentemente en disco la información de interés ante la necesidad de posteriores requerimientos para la aplicación de nuevos algoritmos de procesamiento y análisis.

IMPLEMENTACION.

En lo que se refiere a la implementación, podemos decir que la línea a seguir será la misma que la propuesta para todo el sistema, lo que significa que para la implementación de la presente tarea se codificará una función principal que se encargará del control de las principales operaciones de la presente tarea, a decir, de la entrada, proceso y salida de información. Para explicar detalladamente el funcionamiento de esta tarea, en seguida citamos y explicamos el funcionamiento de cada una de las funciones que es necesario implementar en "C" para realizar esta tarea.

1.- Función Principal. Función que realizará el control de todas las operaciones principales de la presente tarea, como son: el reconocimiento de los parámetros de entrada entregados por el manejador de tareas, los cuales se plantea que sean: i) El nombre del segmento, ii) El número de canal o derivación a procesar y analizar y iii) El número de puntos a procesar y analizar y por último iv) Indicar si se desea o no desplegar la componente de C.D. Se realiza además el control de las siguientes operaciones: la lectura de los datos de control asociados al segmento a procesar, la lectura de disco de la señal en el tiempo, la evaluación de la FFT, la grabación en disco de la señal en la frecuencia, el cálculo, graficado y análisis del espectro de magnitudes; para esto se realizará la llamada a las siguientes funciones:

- a) Param_crt.
- b) Lee_datos.
- c) FFT.
- d) Graba_disco.

- e) Modulo.
- f) Graf_mod.

2.- Función Param_crt. Se encarga de leer los datos de control asociados al segmento o sesión de adquisición.

3.- Función Lee_datos. Esta función tiene como objetivo leer únicamente la información del canal a ser procesado, esto a partir de la base de datos que contiene "n" canales, y almacenarla en un "buffer" previamente asignado para la señal. Aquí cabe aclarar que cuando se evalúa la FFT se debe tener como entrada una secuencia de datos que en número sea potencia de dos; si recordamos que la segmentación está realizada a base de tiempo de segmento en segundos y no por número de muestras, esto para comodidad del usuario, se hace entonces necesario realizar una operación de chequeo del número de puntos leídos en la base de datos, y en su defecto se completará a la potencia de dos más cercana al número de muestras leídas, agregando ceros a la secuencia leída; esta operación de agregar ceros es lo que se conoce como un efecto de bloque, el cual provocará un efecto de intercalación haciendo las veces de una interpolación en el otro dominio de transformación, así es bien conocido que hablando de transformaciones tiempo-frecuencia y frecuencia-tiempo:

- a) Un efecto de bloque realizado en un dominio provocará un efecto de intercalación o interpolación en el otro dominio.
- b) Un efecto de intercalación en un dominio provocará un efecto de bloque en el otro dominio.

Esto significa que el agregado de ceros en el tiempo y a manera de bloque en la secuencia de datos a procesar no solamente no afectará su representación en el dominio de la frecuencia, sino que nos proporcionará mayor resolución de nuestra aproximación a la Transformada de Fourier, lo que permitirá conocer con más detalle el comportamiento de la señal en el dominio de la frecuencia.

4.- Función FFT. Consiste en la codificación del algoritmo de la FFT de radio dos, en sí mismo, decimación en tiempo, en su versión para realizar la transformación para una secuencia compleja de datos en el tiempo que, aunque actualmente para nuestro caso la señal en el tiempo corresponde a una secuencia con solamente parte real, no descartamos la posibilidad de que en un futuro nos

encontremos ante la necesidad de obtener la transformación a partir de una secuencia compleja en el tiempo, de tal forma que la filosofía consiste entonces en tratar de generar módulos de programación tan genéricos como sea posible de tal forma que éstos se adecuen a variadas condiciones de entrada y siempre sin afectar significativamente la particularidad de una determinada entrada de características muy específicas. Es por esto que, aunque existe la optimización del algoritmo de la FFT específico para la transformación de una secuencia real, que presenta las características de que aunque permite que el tiempo de cálculo sea reducido en aproximadamente la mitad del tiempo requerido por el algoritmo genérico para una secuencia compleja, esta variante del algoritmo FFT no podría ser aplicada a secuencias complejas; además si consideramos que los segmentos que normalmente serán evaluados corresponderán a una duración del orden de unos cuantos segundos, ya que una crisis de ausencia típica tiene una duración común de 10 a 15 segundos, por tanto se espera que el volumen de datos a ser procesados sea tal que no se requiera un tiempo prolongado para la evaluación de la transformación.

En esta función es donde requerimos, después de realizar la transformación, reordenar la salida mediante bit reverso. El resultado estará entonces accesado en el mismo arreglo de estructuras donde se encontró la secuencia de datos de entrada.

Aquí cabe aclarar que aunque actualmente se prefiere utilizar la variante de la FFT para secuencias complejas, se implementará la función que evalúe el algoritmo optimizado de la DFT, esto para tenerla disponible cuando sea necesario evaluar una secuencia de datos que no sea potencia de dos.

5.- Función Graba_disco. Se emplea para almacenar en disco la secuencia compleja correspondiente a la señal en el dominio de la frecuencia, para esto se crearán bases de datos de buffer intermedio con el fin de facilitar su acceso, aunque este sea un poco más lento que el acceso obtenido en los archivos sin "buffer" intermedio, ya que hay que recordar que en esta tarea a excepción de la ejecución de la FFT, no existen operaciones en las que el tiempo sea un factor crítico (29).

6.- Función Modulo. Esta consiste en obtener las magnitudes

correspondientes a las muestras en el dominio de la frecuencia, esto con el fin de preparar la información para el despliegue del espectro de amplitudes.

7.- Función Graf_mod. Una vez obtenidas las condiciones de despliegue de la señal en el dominio de la frecuencia, corresponde a esta función el realizar la interpretación de los parámetros reales de la información en frecuencia y amplitud que han sido evaluados en el dominio de la frecuencia, de esta manera las operaciones que desempeña esta función son:

- i) Definir la ventana en frecuencia a desplegar. Para realizar esta operación se debe partir de las consideraciones hechas en el análisis de la presente tarea, donde se sabe que la ventana de evaluación corresponde a un ciclo completo de la señal en el dominio de la frecuencia y que la máxima frecuencia reconocible es $1/2$ de la tasa de muestreo de la señal en el tiempo, por tanto es de esperarse que el volumen de información a desplegarse será la mitad de la secuencia evaluada en la FFT, ya que la otra mitad constituye lo que se conoce como la "función espejo".
- ii) Reconocimiento del video gráfico disponible. Aquí se espera habilitar solo los modos CGA de alta resolución, EGA ó VGA.
- iii) Escalado automático de los ejes horizontal y vertical correspondientes a frecuencia y amplitud respectivamente. Aquí se asignarán los incrementos correspondientes a los valores reales de amplitud y frecuencia que sean iguales a un incremento de un pixel del modo de video habilitado.
- iv) Despliegue de la ventana definida. Se toman los primeros $N/2$ valores de magnitudes de la secuencia en la frecuencia y se despliegan en función de los parámetros de escalación previamente calculados. En lo que se refiere a la magnitud de la frecuencia ésta es desplegada en Hertz, mientras que la magnitud de la amplitud se despliega en Decibeles y en un despliegue lineal.
- v) Facilitar cursores vertical y horizontal que permitan al usuario "moverse" a través del espectro indicando los

valores reales correspondientes a la amplitud y frecuencia según la posición actual de los cursores.

- vi) Realizar o no el despliegue de la componente de C.D. Recordar que C_0 de la serie de Fourier contiene el valor medio de la señal en el tiempo, y que por tanto corresponde al componente de corriente directa, entonces este valor estará localizado en la parte inicial del buffer de asignación a la señal en el dominio de la frecuencia.

8) Función `escribe_resul`. Esta función está implementada con el fin de proporcionar un reporte de la secuencia de valores en el dominio de la frecuencia que han sido calculados, y que puede ser direccionada ya sea a video o a impresora.

9) Función `Alarma`. Anuncia mediante un estímulo auditivo un suceso de importancia: falta de memoria, fin de cálculo, etc., y se encuentra disponible para cuando cualquier función de la presente tarea la requiera.

10) Función `Alarma_nomem`. Está implementada para anunciar que la asignación de memoria requerida en la presente tarea no puede llevarse al cabo, abortando por tanto la ejecución del sistema.

Actualmente se encuentra ya implementada la función que permite realizar el proceso inverso: Transformada Inversa de Fourier, la cual ha sido probada con resultados satisfactorios, ya que no ha habido una degradación significativa de la señal en su reconstrucción en el dominio del tiempo empleando la misma tarea de despliegue y segmentación descrita anteriormente. Esta función no ha sido dada de alta en el presente sistema ya que aún no se cuenta con un algoritmo para procesamiento de la señal en el dominio de la frecuencia.

ETAPAS DEL EQUIPO PORTATIL

6.1 AMPLIFICADOR

6.1.1 OBJETIVO

Amplificar la actividad eléctrica cerebral que se registra superficialmente sobre el cuero cabelludo, y cuya amplitud oscila en el orden de los microvolts, esto es con el fin de que dicha actividad pueda ser registrada tanto por los equipos de medición convencionales como por las subsecuentes etapas del presente sistema.

6.1.2 REQUERIMIENTOS

Se requiere entonces de un amplificador que cumpla con los siguientes requisitos:

- a) Un amplificador diferencial de alta ganancia.
- b) Un amplificador que pueda construirse con componentes fáciles de conseguir en nuestro país.
- c) Que sea inmune a las fuentes externas de interferencia y ruido.
- d) La fuente de señal a la entrada del amplificador estará constituida por electrodos de alta conductancia.

6.1.3 CRITERIO DE SELECCION

Puesto que la impedancia eléctrica en el registro sobre la superficie del cuero cabelludo no deberá superar a los 1000 Ω y que la amplitud del EEG oscila entre 50 microvolts en promedio, pudiendo tener amplitudes hasta de unos 400 microvolts con ciertas puntas de índole epiléptica, un amplificador con ganancia igual a 1000 y una impedancia de entrada $Z_i = 1M\Omega$ sería en principio suficiente (13).

6.1.4 ANALISIS

ELECTRODOS

A través de los años, varios tipos de electrodos se han desarrollado para el registro de los potenciales que aparecen sobre la superficie del cuerpo humano. Aquí solo describiremos los de placa de metal.

Un electrodo, es una conexión metálica entre el electrolito fisiológico producido sobre la piel de la región a registrar del tejido y el circuito de registro. Esta unión metal-electrolito o interface, propiamente dicho, da incrementos a diferencias de potencial entre los electrodos, los cuales pueden ser muy grandes con respecto a las señales bioeléctricas que se registran. Estos potenciales se desarrollan debido a que los conductores metálicos en contacto con una solución, tienen una tendencia a descargar cationes hacia y recibir aniones desde la solución. De este modo, el resultado neto de esta transferencia de iones crea un potencial positivo o negativo, que depende de la actividad electroquímica del metal y de la concentración de cationes en la solución. Esta transferencia se efectúa en la interface tejido-electrodo.

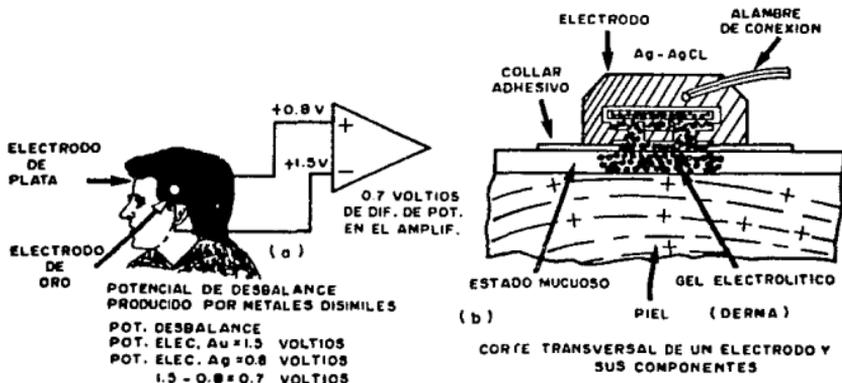


Fig 6.1 a) Método de conectar los electrodos para el registro de la actividad bioeléctrica. Debido a que los electrodos son de diferente metal, aparece una diferencia de potencial. b) Electrodo no polarizado y sus componentes. (De instrumentación electrónica, Zapata Ferrer A.R. (En prensa)).

En la figura 6.1 b) tenemos un electrodo que es usado para el registro de señales bioeléctricas (electroencefalográficas, etc.). Este electrodo, tiene un alambre soldado sobre su superficie y puede ser hecho de diferentes materiales, pero generalmente se utiliza el oro o la plata clorada, para evitar la polarización. Se puede apreciar la pastilla de contacto formada por $Ag-AgCl$, la cual se utiliza como elemento transductor (14).

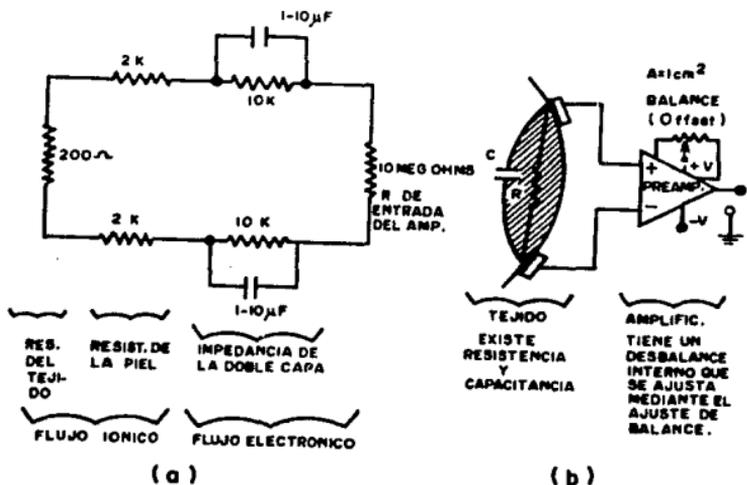


Fig 6.2 a) Circuito equivalente de un montaje de dos electrodos.
b) Interface electrodos-amplificador. (De instrumentación electrónica, Zapata Ferrer A.R. (En prensa)).

Electrodos usados.

En nuestro trabajo de investigación hemos utilizado un tipo de electrodo, el cual por el hecho de que el sujeto tendrá que utilizarlos diariamente se procura que no sea molesto el colocarlos sobre su cabeza y también, el poderse los quitar de una manera fácil, por lo cual, consideramos que será necesario que dichos electrodos hagan buen contacto con el cuero cabelludo y no provoquen muchos artefactos por el movimiento de la cabeza, puesto que el sujeto

tendrá que tenerlos colocados por lo menos durante el tiempo que permanezca en sitios tales como su centro de trabajo, escuela, etc (14).

A continuación vamos a presentar un dibujo que nos permita visualizar como están situados estos electrodos sobre la banda elástica, la cual irá colocada alrededor de la cabeza.

Los electrodos se conectan en la región más adecuada según el sitio donde se observe que "aparecen" con más frecuencia las puntas-ondas durante la crisis de ausencia, para lo cual se consultará al clínico.

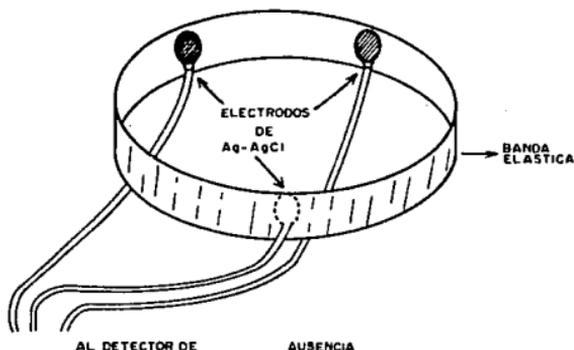


Fig 6.3 Montaje de los electrodos en la banda elástica.

CLORURADO DE LOS ELECTRODOS

El circuito de la figura 6.4 nos muestra el método usado para efectuar el clorurado de electrodos. Los electrodos usados pueden ser preparados con unas monedas de plata antigua de 10 centavos y se colocan como se muestra en la figura 6.4. La solución usada es 0.9% del peso del agua constituida por cloruro de sodio, el cual se disuelve en el 99.1% del peso del agua destilada. Los electrodos son sumergidos conjuntamente con otra placa que actúe como cátodo (alambre de plata) la cual es del mismo material que los electrodos

conectados en el ánodo con el fin de evitar que se produzcan voltajes electrolíticos (14).

Al conectar la fuente al circuito, se efectúa el proceso de clorurado de los electrodos con una densidad de corriente de alrededor de $1\text{mA}/\text{cm}^2$; al transcurrir (algún tiempo) este electrodo se recubrirá de una especie de color negro (cloruro de plata) (14).

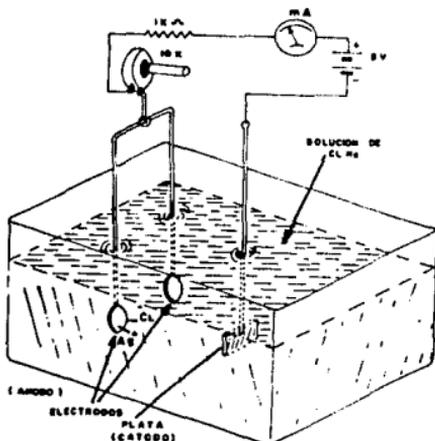


Fig 6.4. Circuito para "clorurar" a los electrodos de plata. (De Instrumentación electrónica, Zapata Ferrer A.R. (En prensa)).

EL AMPLIFICADOR OPERACIONAL.

Dado que nuestro amplificador utiliza en su diseño el simbolismo usual para representar un amplificador operacional, vamos a iniciar este análisis con una breve información de como están contruidos interiormente.

Un amplificador operacional típico consiste de tres partes

- Un amplificador diferencial de alta impedancia de entrada y bajo desbalance y con un ancho de banda alto
- Una etapa de alta ganancia
- Una salida que aísla la etapa de ganancia de la carga externa y proporciona la potencia real a la salida.



Fig 6.5 Etapas básicas del amplificador operacional. (De Biopotential Amplifiers; Newman, 1979).

El simbolismo convencional para un amplificador operacional conjuntamente con las características de un amplificador ideal son mostradas en la fig 6.6.

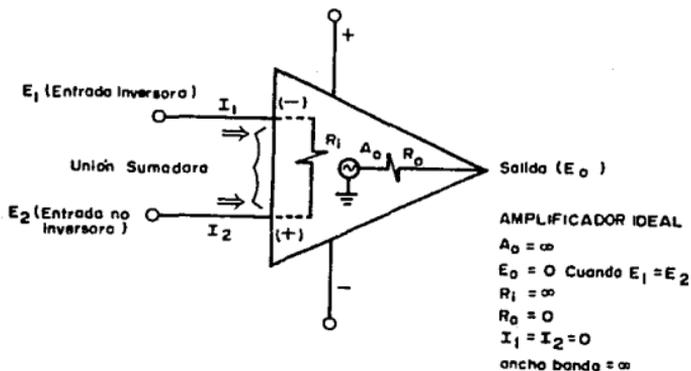


Fig 6.6 Amplificador operacional ideal. (De Newman, Biopotential Amplifiers, 1979).

El amplificador mostrado en la figura anterior es un amplificador ideal donde, expresado en palabras tendremos:

1. Su ganancia en voltaje va a ser infinita.
2. Su resistencia de entrada puede considerarse de valor infinito.
3. Su resistencia de salida va a ser igual a cero.
4. Tendrá un ancho de banda infinito.
5. Tendrá un factor de rechazo de modo común infinito.

EL AMPLIFICADOR DIFERENCIAL BASICO

En la figura 6.7 se representa un circuito que es equivalente a un amplificador diferencial básico. Dos transistores Q_1 Y Q_2 , tienen sus respectivos emisores unidos, circulando por los mismos una corriente constante I_x procedente del polo negativo de una fuente de corriente estabilizadora.

Si aplicamos una señal por la entrada V_{S1} , esta señal halla al transistor Q_1 en una configuración de "seguidor catódico" y recogiénose la señal amplificada en la salida V_{O2} ; Q_2 proporciona la ganancia en tensión y Q_1 acopla las impedancias de entrada al circuito, la baja impedancia de entrada a Q_2 , en este caso la salida V_{O1} es $(V_{S2}-V_{S1})$.

Si introducimos una señal por la entrada V_{S2} , esta señal encuentra a Q_2 como un amplificador de emisor común llegando a la salida V_{O2} , con una amplificación de tensión y una inversión de fase ocurrida en un solo transistor, de tal forma que la señal de la salida V_{O2} , será $(V_{S1}-V_{S2})$ (16).

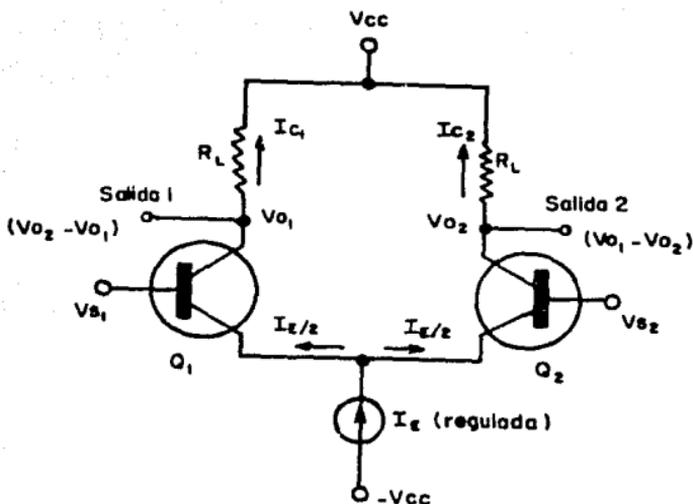


Fig 6.7 Esquema básico del amplificador diferencial. (De Enciclopedia electrónica; los circuitos integrados o monocircuito, 1968).

TRANSISTORES POR EFECTO DE CAMPO JFET tipo "n"

Son dispositivos semiconductores que dependen en cuanto al control de corriente, de un campo eléctrico.

Características:

Su funcionamiento depende únicamente de la circulación de portadores mayoritarios (en este caso electrones).

Tienen una gran impedancia de entrada de varios Megaohms.

Tienen menos ruido.

Tienen un pequeño producto (ganancia por anchura de banda).

COMPONENTES DEL JFET CANAL "n"

Fuente: La fuente S es el terminal a través del cual los electrones entran en la barra. La corriente convencional que entra en la barra por S se designa I_s .

Drenaje: Es el terminal por el cual los portadores

mayoritarios salen de la barra. La corriente convencional que entra en la barra por v_s , se denomina I_D .

Puerta: Se encuentran en los dos lados de la barra tipo n se ha formado una región fuertemente dopada de impurezas aceptadoras (p^+) por aleación, estas regiones impurificadas se denominan puertas G .

Canal: La región de material tipo n entre las dos regiones de la puerta es el canal a través del cual los portadores mayoritarios se mueven de la fuente al drenaje.

El transistor por efecto de campo (JFET) consiste de una lámina delgada de semiconductor de alta resistencia (tipo n) por la cual puede fluir una corriente longitudinal tipo I_D cuando se conecta una batería V_{DD} a través de los terminales de drenaje y fuente (fig 6.8).

A cada lado de la lámina hay dos capas delgadas, tipo " p " de baja resistencia que están conectadas a un terminal común conocido como compuerta, los portadores de corriente se difunden a través de la unión, dejando tan solo iones positivos no neutralizados en el lado n e iones negativos en el lado p (20).

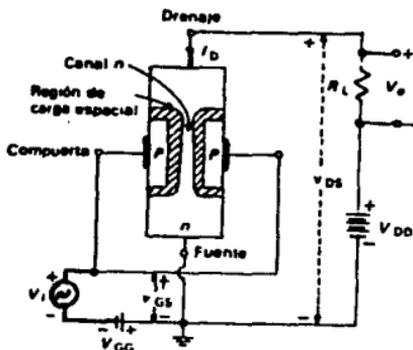


Fig 6.8 Amplificador básico de fuente común. (De Dispositivos y circuitos electrónicos, Y.N. Bapat, 1982).

6.1.5 IMPLEMENTACION

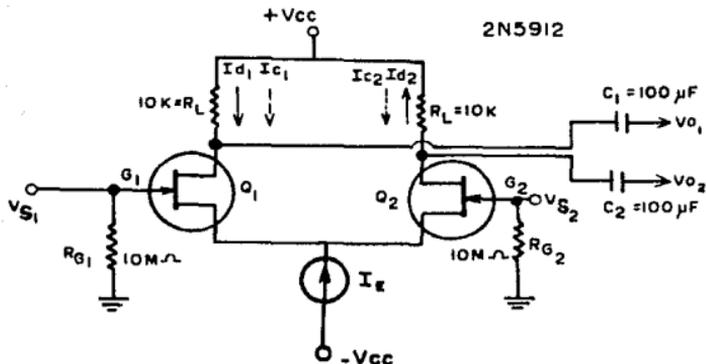


Fig 6.9. Preamplificador diferencial a JFET utilizado en el diseño del amplificador.

ANALISIS DINAMICO DEL CIRCUITO

Para iniciar el análisis dinámico del circuito, debemos apelar a un cálculo de las señales aplicadas a la entrada usando señales, que pueden ser manejadas por los instrumentos de registro, por ejemplo el osciloscopio, de tal modo que podamos visualizarlas y medirlas, dado que no podemos manejar señales del orden de microvolts como las que aparecen sobre la superficie del cráneo del ser humano.

Mediante un generador de voltaje de ondas sinusoidales y utilizando un divisor de voltaje, pudimos obtener a través de las resistencias de este divisor de voltaje, dos voltajes en fase que aplicamos a las entradas del amplificador a JFET.

Para efectuar los cálculos, monitoreamos los voltajes de entrada con el propio osciloscopio es decir VS1 y VS2, asimismo monitoreamos los voltajes a la salida de cada transistor, es decir

obtuvimos las lecturas de V_{o1} y V_{o2} .

Con el fin de comprobar los cálculos de las corrientes que aparecen a través de cada resistencia de carga situada a cada drenaje ($10K\Omega$), se procedió a medir la caída de voltaje, de cada resistencia de carga. De este modo comprobamos que los voltajes de operación dependen de la fuente de corriente constante sin señal aplicada.

Vimos anteriormente que I_{c1} es aproximadamente igual a I_{c2} , si los transistores a JFET's son iguales, considerando que las técnicas de construcción permitan acercarnos a esta condición.

CALCULO DE LA FUENTE DE CORRIENTE

Utilizando el circuito de la figura 6.10 procedemos a efectuar dicho cálculo (9).

Puesto que una corriente I_x de la fuente de corriente sería la que presentara un rechazo de señal infinito, es decir, que fuera cual fuera la señal aplicada a las entradas del amplificador a JFET, no variaría la ganancia.

Aplicando las Leyes de Kirchhoff al circuito de base de Q_3 y sujeto a la condición de que la corriente de base sea despreciable, tenemos el siguiente cálculo (20):

$$I_3 R_3 + V_{BE_3} = V_D + (V_{EE} - V_D) \frac{R_2}{R_1 + R_2}$$

siendo V_D la tensión del diodo. De ahí

$$I_0 = I_3 = \frac{1}{R_3} \left(\frac{V_{EE} R_2}{R_1 + R_2} + \frac{V_D R_1}{R_1 + R_2} - V_{BE_3} \right)$$

si los parámetros del circuito se eligen de tal manera que:

$$\frac{V_D R_1}{R_1 + R_2} = V_{BE_3}$$

Por lo tanto

$$I_0 = \frac{V_{EE} R_2}{R_3 (R_1 + R_2)}$$

donde $I_0 = I_3$

sustituyendo valores:

$$I_E = \frac{-5.0 * 3200}{10000(25000)} = -\frac{16000}{2.5 * 10^8}$$

$$I_E = \frac{16}{2.5} * 10^{-5} = -6.3 * 10^{-5} \text{ A.}$$

$$I_E = I_{C1} + I_{C2} \quad \text{si} \quad I_{C1} = \frac{I_E}{2} = \frac{6.3 * 10^{-5}}{2} = -3.15 * 10^{-5}$$

$$I_{C1} = I_{C2} = -31.5 \mu\text{A.}$$

Como la corriente I_E es independiente de las tensiones de señal V_{S1} y V_{S2} , entonces Q_3 actúa como la fuente del amplificador con una corriente constante I_3 . El resultado anterior se obtuvo independientemente de la temperatura debido a la adición del diodo. Sin D, la corriente variaría con la temperatura debido a que V_{BE3} disminuye aproximadamente $2.5 \text{ mV}/^\circ\text{C}$. El diodo tiene esta misma dependencia de la temperatura, y entonces sus variaciones contrarrestan las del transistor e I_E no varía con la temperatura (20).

$$R_1 = 22 \text{ K}\Omega$$

$$R_2 = 3.2 \text{ K}\Omega$$

$$R_{E3} = 10 \text{ K}\Omega$$

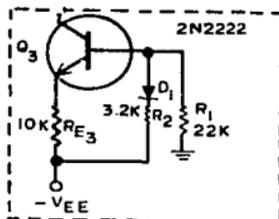


Fig 6.10 Fuente de corriente constante utilizada en el amplificador.

CALCULOS

Dado que requerimos conocer la amplificación del preamplificador procedimos de la siguiente manera:

a) Aplicamos una señal de 3mV en la entrada E1 y le aplicamos 2mV a E2

Por lo tanto:

$$E_2 = 2mV_{pp}$$

$$E_1 = 3mV_{pp}$$

Sabemos que: $E_d = E_1 - E_2$

$$E_d = (3-2) * 10^{-3} = 1 * 10^{-3} = 1mV$$

$$r_d = 25 K\Omega$$

$$R_L = 10 K\Omega$$

$$\mu = 20$$

$$I_{d1} = \frac{V_{R_{L1}}}{R_L} = \frac{0.005}{10000} = 0.5\mu A$$

$$I_{d2} = \frac{V_{R_{L2}}}{R_L} = \frac{0.003}{10000} = 0.3\mu A$$

$$V_{o1} = I_{d1} R_L = (0.5\mu A * 10000) = 5mV$$

$$V_{o2} = I_{d2} R_L = (0.3\mu A * 10000) = 3mV$$

b) Para el segundo amplificador tomamos las salidas de los los colectores de la etapa anterior y éstas se conectan a las entradas de la siguiente etapa la cual se observa en la figura 6.11.

$$R_1 = 3.9K\Omega$$

$$R_2 = 3.3M\Omega$$

$$R_3 = 3.9K\Omega$$

$$R_4 = 3.3M\Omega$$

$$K = \frac{R_4}{R_3} = \frac{R_2}{R_1} = \frac{3.3M\Omega}{3.9K\Omega} = \frac{3.3M\Omega}{3.9K\Omega}$$

$$V_o = K (E_d) \quad E_d = V_{o1} - V_{o2}$$

sustituyendo:

$$V_o = \frac{3.3 * 10^6}{3.9 * 10^3} (5 * 10^{-3} - 3 * 10^{-3}) = 1.7 \text{ V}$$

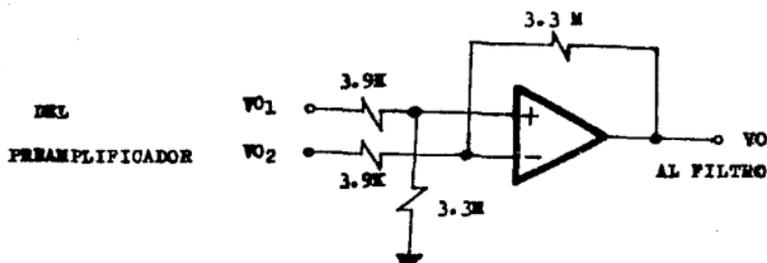


Fig 6.11 Amplificador diferencial utilizado en la segunda etapa del circuito.

6.2 FILTRO

6.2.1 Introducción

Un filtro es un circuito que se ha diseñado para pasar una banda de frecuencias específica, mientras atenúa todas las señales fuera de esta banda. Los circuitos de filtrado se dividen en filtros activos y filtros pasivos, nosotros únicamente usaremos filtros activos, debido a que los filtros pasivos son voluminosos y caros.

Los filtros activos utilizan elementos de tipo activos, tales como amplificadores operacionales, así como transistores a los que se les acoplan resistencias, y capacitores, los cuales permiten obtener una impedancia de entrada elevada y una impedancia de salida baja, facilitando la conexión en serie de varias etapas sin ningún problema al respecto.

Los filtros se clasifican en:

- a) Pasa-Bajas.
- b) Pasa-Altas.
- c) Pasa-Banda.
- d) Supresor de Banda.

A continuación daremos una breve descripción de cada uno de éstos. En la figura 6.12 se ilustran las gráficas de respuesta de frecuencia de los cuatro tipos de filtros.

FILTRO PASA-BAJAS

Es un circuito que tiene un voltaje de salida constante desde corriente continua hasta una frecuencia de corte f_c , también se le llama frecuencia 0.707 ó frecuencia a 3 dB.

Debido al aumento de frecuencia el voltaje de salida se atenúa; el alcance de frecuencias que pasan se denomina *banda de paso* y las frecuencias que se atenúan se denomina *banda de supresión*. En la figura 6.12a se muestra una gráfica de este tipo de filtro.

FILTRO PASA-ALTAS

Los filtros pasa-altas atenúan el voltaje de salida para todas las frecuencias abajo de la frecuencia de corte f_c . Arriba de f_c , la magnitud del voltaje de salida es constante. La figura 6.12b muestra la gráfica para este tipo de filtro.

Los filtros de paso de banda permiten pasar sólo una banda específica de frecuencia, mientras que atenúan todas las frecuencias a ambos lados de la banda de paso.

Los filtros *supresores de banda* rechazan una banda de frecuencia, mientras que pasan todas las frecuencias que se encuentran a ambos lados pasan sin atenuación. Estos dos últimos filtros se muestran en la figura 6.12c y 6.12d.

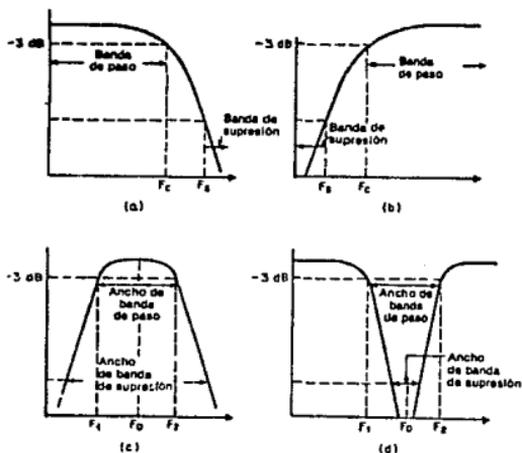


Fig 6.12 Respuesta de frecuencia de los cuatro tipos de filtros activos. a) Pasa bajas; b) Pasa altas; c) Pasa banda; d) Supresor de banda. (De Circuitos integrados lineales y amplificadores operacionales, Prentice Hall., 1987).

6.2.2 OBJETIVO DEL DISEÑO

Se requiere un filtro pasa banda para señales bioelécticas de EEG, con una banda de paso de 3 a 7 Hertz, con una selectividad tal que presente una respuesta en frecuencia aproximada a la siguiente:

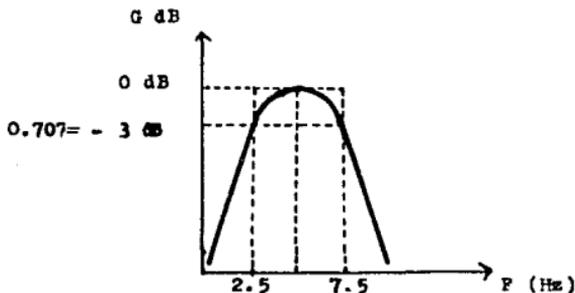


Fig. 6.13 Curva de respuesta en frecuencia requerida (2.5-7.5Hz)

Requerimos que la respuesta tenga las siguientes características:

- Que sea lo más plana posible en la banda de paso.
- Que tenga ganancia unitaria.
- Que no cargue a etapas anteriores y posteriores (impedancia de entrada alta e impedancia de salida baja).
- Que sea compacto, ligero y que no sufra interferencia.

6.2.3 ANALISIS

En base a la teoría moderna para el diseño de *filtros activos RC*, actualmente se dispone de cuatro familias de polinomios de aproximación:

- Butterworth
- Chebyshev
- Bessel
- Función elíptica.

La mayor parte de los requerimientos que puede cumplir un filtro puede ser cubierta por cualquiera de las familias arriba citadas. En seguida citamos las principales características de cada

una de éstas:

BUTTERWORTH

-Presenta una respuesta de amplitud constante en la banda de paso, tiene una atenuación baja en la banda de transición.

-Presenta una respuesta plana en la banda de paso, sin ondulaciones, cerca de corriente continua.

-Con independencia del orden del filtro, todas las curvas de ganancia pasan por el punto $1/\sqrt{2}$ para una frecuencia normalizada que corresponderá a la pulsación de corte.

-Tiene una caída asintótica fuera de la banda pasante de $-20n$ dB/década, ó $-6n$ dB/octava, donde n es el número de polos del filtro.

En la figura 6.14 se muestran las curvas de atenuación para un filtro de este tipo (22).

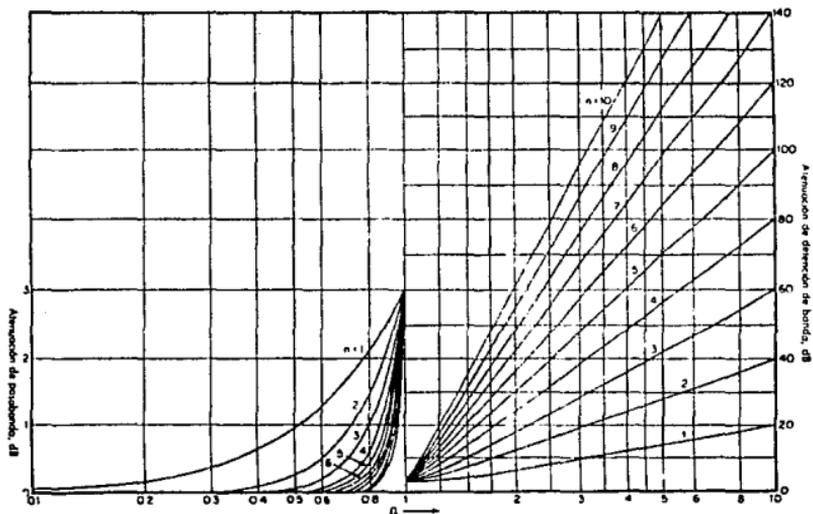


Fig. 6.14 Curvas de atenuación para los filtros Butterworth. (De Handbook of Filter Synthesis, Anatol I. Zverev, John Wiley y Sons, Inc., New York, 1967)

BESSEL

Tiene la peor característica de respuesta de amplitud ya que inmediatamente comienza a caer a partir de su máxima amplitud, sin embargo, presenta una variación lineal en fase en la banda de paso lo que garantiza retardos de propagación siempre constantes.

-Se utiliza en el procesamiento digital de imágenes.

-Característica de respuesta en frecuencia pobre (22).

CHEBYSHEV

-Tiene una respuesta de amplitud de tal forma que en la banda de paso presenta un rizo, mientras que después de la frecuencia de corte la atenuación es grande.

-Presenta un cambio de fase no lineal y discontinuo.

-Se usa en filtros de orden bajo y muy selectivos.

En la siguiente figura se muestran las respuestas en frecuencia de cada familia (22).

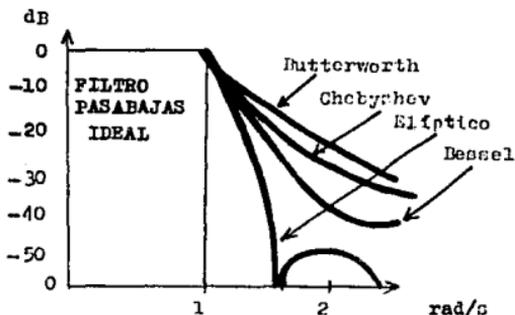


Fig 6.15 Características principales de las cuatro familias de filtros. (De amplificadores operacionales, B.Williams Arthur, 1984).

6.2.4 Criterio de selección.

De acuerdo a estas características, la familia que más se apega al filtro requerido es la aproximación del tipo Butterworth, principalmente debido a que se requiere que el filtro mantenga una respuesta en frecuencia lo más plana posible en la banda de paso.

Sabemos que el número de polos de $H(s)$ define el orden del sistema, entre más polos tenga el filtro tiene una respuesta más próxima a la curva ideal.

Cada polo contribuye con una pendiente de -20 dB/década ó -6 dB/octava.

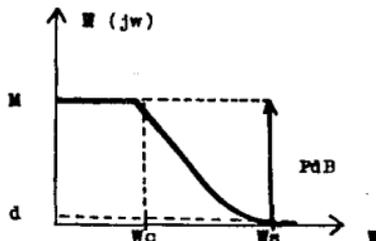
DESARROLLO

6.2.5 CALCULO DEL ORDEN DEL FILTRO.

A partir de la aproximación de la función de transferencia de Butterworth:

$$|H(j\omega)| = \frac{1}{\sqrt{1 + \omega^{2n}}} \quad (6-1)$$

y de acuerdo a la siguiente gráfica:



Donde:

M Es la máxima ganancia.

d Es la ganancia a la frecuencia de supresión.

ω_c Es la frecuencia de corte.

ω_s Es la frecuencia de supresión.

PdB es la pérdida en decibelios.

Fig 6.16. Gráfica con respuesta en frecuencia Butterworth

Haciendo:

$$\begin{aligned}M' &= M(1/M) = 1; & d' &= d(1/M) = d/M \\ \omega_c &= \omega_c(1/\omega_c) = 1; & \omega_s' &= \omega_s(1/\omega_c) = \omega_s/\omega_c\end{aligned}$$

Es decir, normalizando para frecuencia de corte y máxima ganancia unitarios.

Las pérdidas en decibeles son:

$$\begin{aligned}\text{PdB} &= 20 \log(1) - 20 \text{Log}(d/M) \\ &= 0 - 20 \log(d/M) \\ &= 20 \log(M/d)\end{aligned}$$

De donde la ganancia en la frecuencia de supresión ω_s' es:

$$M/d = 10^{\text{PdB}/20} \quad (6-2)$$

Por tanto, si evaluamos la aproximación de Butterworth para $\omega = \omega_s'$, obtendremos la siguiente igualdad:

$$|H(j\omega)|_{\omega=\omega_s'} = \frac{1}{\sqrt{1 + \omega_s'^{2n}}} = \frac{d}{M}$$

Que elevando al cuadrado y despejando n , tenemos:

$$\frac{1}{1 + \omega_s'^{2n}} = \left(\frac{d}{M}\right)^2$$

$$\left(\frac{d}{M}\right)^2 (1 + \omega_s'^{2n}) = 1$$

$$\left(\frac{d}{M}\right)^2 \omega_s'^{2n} = 1 - \left(\frac{d}{M}\right)^2$$

$$\omega_s'^{2n} = \frac{1 - (d/M)^2}{(d/M)^2} = (M/d)^2 - 1$$

$$n = \frac{\log \left((M/d)^2 - 1 \right)}{\log \omega_s'^2}$$

Sustituyendo (6-2):

$$n = \frac{\log \left(10^{(PdB/20)^2} - 1 \right)}{\log \omega_s'^2}$$

$$n = \frac{\log \left(10^{(PdB/10)^2} - 1 \right)}{\log \omega_s'^2} \quad (6-3)$$

Por tanto, para obtener el orden del filtro a partir de las condiciones de diseño:

- $G = 1$
- $\omega_c = 2\pi 7.5$ rad/seg
- $\omega_s = 2\pi 15$ rad/seg
- $G|_{\omega_s} = .003 + PdB = 20 \log(.003) = -50.4575749$ dB
- $\omega_s' = \omega_s/\omega_c = \frac{2\pi 15}{2\pi 7.5} = 2$

Utilizando 6-3:

$$n = \frac{\log \left((10^{50.46/10}) - 1 \right)}{\log (2)^2} = 8.380815291$$

Por tanto el orden requerido para el filtro es 8.

6.2.6 CALCULO DE LA FUNCION DE TRANSFERENCIA.

Considerando la aproximación Butterworth:

$$|H(f\omega)| = \frac{1}{\sqrt{1 + \omega^{2n}}}$$

Multiplicando por su conjugado se tiene:

$$|H(j\omega)|^2 = H(j\omega) H(-j\omega) = \frac{1}{1 + \omega^{2n}} \quad (6-4)$$

Además se sabe que para efectos de análisis de frecuencia:

$$s = j\omega, \text{ de donde } \omega = -js \quad (6-5)$$

sustituyendo (6-5) en (6-4)

$$|H(s)|^2 = H(s) H(-s) = \frac{1}{1 + (-js)^{2n}} = \frac{1}{1 + (-1)^n s^{2n}} \quad (6-6)$$

Se observa que esta función compuesta tiene 2^n polos, donde los n polos de $H(s)$ son estables y los n polos de $H(-s)$ son inestables.

Entonces, a partir de (6-6), el polinomio a resolver es el siguiente:

$$1 + (-1)^n s^{2n} = 0$$

resolviendo:

$$s^{2n} = \frac{-1}{(-1)^n}$$

$$s = \sqrt[2n]{\frac{(-1)}{(-1)^n}}$$

para $n=8$

$$s = \sqrt[2(8)]{\frac{(-1)}{(-1)^8}}$$

$$s = \sqrt[16]{\frac{(-1)}{(1)}}$$

$$s = \sqrt[16]{-1}$$

$$s = \sqrt[16]{1 \text{ Cis } 180^\circ}$$

Sabemos que:

$$S_k = \text{Cis } \frac{[180^\circ + 360^\circ k]}{16}, \text{ con } k = 0, 1, 2, \dots, 15 \quad (6-7)$$

Calculando las raíces:

$$S_0|_{k=0} = 1 / \underline{11.25^\circ} = 0.98078 + j 0.1951$$

$$S_1|_{k=1} = 1 / \underline{33.75^\circ} = 0.83147 + j 0.55557$$

$$S_2|_{k=2} = 1 / \underline{56.25^\circ} = 0.55557 + j 0.83147$$

$$S_3|_{k=3} = 1 / \underline{78.75^\circ} = 0.1951 + j 0.98078$$

$$S_4|_{k=4} = 1 / \underline{101.25^\circ} = -0.1951 + j 0.98078$$

$$S_5|_{k=5} = 1 / \underline{123.75^\circ} = -0.55557 + j 0.83147$$

$$S_6|_{k=6} = 1 / \underline{146.25^\circ} = -0.83147 + j 0.55557$$

$$S_7|_{k=7} = 1 / \underline{168.75^\circ} = -0.98078 + j 0.1951$$

$$S_8|_{k=8} = 1 / \underline{191.25^\circ} = -0.98078 - j 0.1951$$

$$S_9|_{k=9} = 1 / \underline{213.75^\circ} = -0.83147 - j 0.55557$$

$$s_{10} \Big|_{k=10} = 1 \angle \underline{236.25^\circ} = -0.55557 - j 0.83147$$

$$s_{11} \Big|_{k=11} = 1 \angle \underline{258.75^\circ} = -0.1951 - j 0.980785$$

$$s_{12} \Big|_{k=12} = 1 \angle \underline{281.25^\circ} = 0.1951 - j 0.98785$$

$$s_{13} \Big|_{k=13} = 1 \angle \underline{303.75^\circ} = 0.55557 - j 0.83147$$

$$s_{14} \Big|_{k=14} = 1 \angle \underline{326.25^\circ} = 0.83147 - j 0.55557$$

$$s_{15} \Big|_{k=15} = 1 \angle \underline{348.75^\circ} = 0.98078 - j 0.1951$$

Los n polos que hacen estable el sistema son aquellos que tienen su parte real negativa, por lo tanto la función de transferencia en forma factorizada, queda como sigue:

$$|H(j\omega)| =$$

$$\left(\frac{1}{(s+0.195-j0.98)(s+0.195+j0.98)(s+0.5555-j0.831)(s+0.5555+j0.8314)} \right)$$

$$\left(\frac{1}{(s+0.831-j0.5555)(s+0.831+j0.5555)(s+0.98-j0.195)(s+0.98+j0.195)} \right)$$

Desarrollando en factores cuadráticos los polos conjugados, el polinomio de polos queda:

$$(s^2+1.961571s+1)(s^2+1.662939s+1)(s^2+1.1114s+1)(s^2+0.390181s+1)$$

Quedando la tabla de coeficientes obtenidos de la siguiente forma:

ETAPA	$\alpha = 1/Q$	ω_c
1	1.96157	1
2	1.66293	1
3	1.11114	1
4	0.39018	1

Tabla de coeficientes para $n=8$

6.2.6 IMPLEMENTACION.

Partiendo de la estructura general de los filtros activos válida para cualquier tipo de filtro de segundo orden (Fig 6.17), se observa en el polinomio de polos conjugados obtenido que el filtro estará constituido por la conexión en cascada de cuatro etapas de segundo orden cada una.

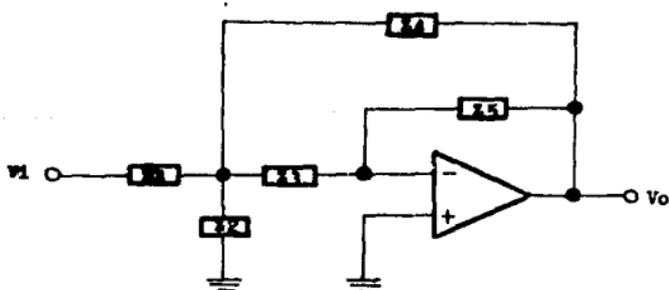


Fig 6.17 Estructura general de un filtro activo de segundo orden.

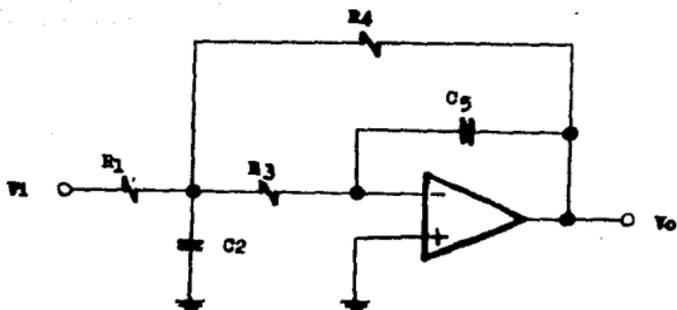


Fig 6.18 Configuración correspondiente a un filtro activo pasa bajas de segundo orden.

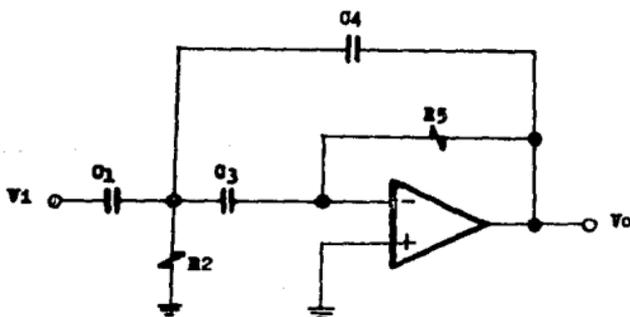


fig 6.19 Configuración correspondiente a un filtro activo pasa altas de segundo orden.

6.2.7 Desnormalización

Sabemos que los valores obtenidos corresponden a valores normalizados de la función general de transferencia para los filtros de segundo orden cuya forma es:

Para los filtros pasa bajas

$$H(s) = \frac{K}{s^2 + \alpha\omega_c s + \omega_c^2} \quad (\text{polos complejos conjugados}). \quad (6-8)$$

donde:

$$\alpha \triangleq \frac{1}{Q}$$

Q = factor de calidad

$$K = H_0\omega_c^2$$

Para los filtros pasa altas

$$H(s) = \frac{ks^2}{s^2 + \alpha\omega_c s + \omega_c^2} \quad (\text{polos complejos conjugados}) \quad (6-9)$$

donde: $\alpha \triangleq \frac{1}{Q}$

Q = factor de calidad.

$$k = H_0\omega_c^2$$

Desnormalizando a partir de la relación de proporción:

$$\frac{\omega_{c1}}{s_1} = \frac{\omega_{c2}}{s_2} \quad (6-10)$$

Donde ω_{c1} y s_1 son los parámetros del polinomio normalizado de Butterworth, y ω_{c2} y s_2 son los parámetros deseados. Despejando s_1 :

$$s_1 = \frac{\omega_{c1}}{\frac{\omega_{c2}}{s_2}} = \frac{\omega_{c1}s_2}{\omega_{c2}} \quad (6-11)$$

FILTRO PASA BAJAS.

Los parámetros de entrada son:

$$F_c = 7.5 \text{ Hz}, n=8.$$

Entonces, a partir de (6-8), y sustituyendo (6-11), la función de transferencia desnormalizada para la primera etapa ($\alpha = 1.9615$), queda:

$$\begin{aligned} H(s) &= \frac{1}{\left(\frac{s^2 \omega c_1^2}{\omega c_2^2}\right) + \alpha \frac{s 2\omega c_1}{\omega c_2} + 1} \\ &= \frac{1}{\frac{s^2 (2\pi f c_1)^2}{(2\pi f c_2)^2} + \alpha \frac{s 2\pi f c_1}{2\pi f c_2} + 1} \\ &= \left(\frac{7.5^2}{7.5^2}\right) \frac{1}{\frac{s^2 (1)}{7.5^2} + (1.9615) \frac{s (1)}{7.5} + 1} \\ H(s) &= \frac{7.5^2}{s^2 + (1.9615) (7.5) s + 7.5^2} \end{aligned}$$

Lo cual es correcto, ya que cumple con (6-8), por lo que podemos concluir que para desnormalizar, obteniendo así los parámetros de diseño deseados, basta con sustituir sus valores reales en la secuencia de diseño. Por tanto, continuando con la secuencia de diseño para el cálculo de los parámetros R y C, tenemos:

6.2.8 CALCULO DE PARAMETROS.

-Primera etapa:

$$\alpha = 1.9615 \rightarrow Q = 1/\alpha = 0.509$$

$$C_2 = 0.033 \mu\text{F} \text{ (propuesto)}$$

$$H_0 = 1$$

$$F_c = 7.5 \text{ Hz}$$

$$K = \frac{1}{4Q^2(H_0+1)}$$

$$K = \frac{1}{4(0.51^2)(1+1)} = 0.51$$

$$C_5 = KC_2$$

$$C_5 = (0.51)(0.03 * 10^{-6}) = 15 * 10^{-9} = 15.87 \text{ nF}$$

$$R_4 = \frac{1}{2Q\omega_c KC_2} = R_1$$

$$R_4 = \frac{1}{2(0.5)(7.5)(0.5)(0.03 * 10^{-6})} = 1.311296 \text{ M}\Omega$$

$$R_3 = \frac{R_4}{H_0+1} = 655.648 \text{ K}\Omega$$

-Segunda etapa:

$$\alpha = 1.662939$$

$$C_2 = 0.1 \text{ }\mu\text{F (propuesto)}$$

$$C_5 = 0.034567076 \text{ }\mu\text{F}$$

$$R_4 = R_1 = 510.437 \text{ K}\Omega$$

$$R_3 = 255.218 \text{ K}\Omega$$

-Tercera etapa:

$$\alpha = 1.11114$$

$$C_2 = 0.1 \text{ }\mu\text{F (propuesto)}$$

$$C_5 = 0.01543290 \mu F$$

$$R_4 = R_1 = 763.923 \text{ K}\Omega$$

$$R_3 = 381.196 \text{ K}\Omega$$

-Cuarta etapa:

$$\alpha = 0.390181$$

$$C_2 = 0.1 \mu F \text{ (propuesto)}$$

$$C_5 = 0.00190301 \mu F$$

$$R_4 = R_1 = 2.175468 \text{ M}\Omega$$

$$R_3 = 1.087734 \text{ M}\Omega$$

FILTRO PASA ALTAS.

Los parámetros de entrada son:

$$F_c = 2.5 \text{ Hz}, n=8.$$

-Primera etapa:

$$\alpha = 1.9615 \Rightarrow Q = \frac{1}{\alpha} = 0.509$$

$$H_0 = 1$$

$$F_c = 2.5 \text{ Hz};$$

$$K = \frac{1}{Q^2(H_0+1)}$$

$$K = \frac{1}{4(0.51)(1+1)^2} = 0.51$$

$$f_c = \frac{\omega_c}{2\pi}$$

$$C_1 = C_3 = C = 0.1 \mu F \text{ (propuestos)}$$

$$R_5 = \frac{Q}{\omega_c C} (2H_o + 1)$$

$$R_4 = \frac{0.509}{2\pi(2.5)(0.1 \cdot 10^{-6})} (2(1) + 1) = 973.637 \text{ K}\Omega$$

$$R_2 = \frac{1}{(Q\omega_c C(2H_o + 1))}$$

$$R_2 = \frac{1}{((0.509)(2.5)(0.1 \cdot 10^{-6})(2(1) + 1))} = 416.258 \text{ K}\Omega$$

$$C_4 = C/H_o = 0.1 \mu F / 1 = 0.1 \mu F$$

-Segunda etapa:

$$\alpha = 1.662939$$

$$C_1 = C_3 = C = 0.1 \mu F \text{ (propuesto)}$$

$$R_5 = 1.148484429 \text{ K}\Omega$$

$$R_2 = 352.886 \text{ K}\Omega$$

$$C_4 = C/H_o = 0.1 \mu F / 1 = 0.1 \mu F$$

-Tercera etapa:

$$\alpha = 1.11114$$

$$C_1 = C_3 = C = 0.1 \mu F \text{ (propuesto)}$$

$$R_5 = 1.718828 \text{ M}\Omega$$

$$R_2 = 235.791 \text{ K}\Omega$$

$$C_4 = C/H_0 = 0.1\mu F/1 = 0.1\mu F$$

-Cuarta etapa:

$$\alpha = 0.390181$$

$$C_1 = C_3 = C = 0.1 \mu F \text{ (propuesto)}$$

$$R_5 = 4.894803 \text{ K}\Omega$$

$$R_2 = 82.798 \text{ K}\Omega$$

$$C_4 = C/H_0 = 0.1\mu F/1 = 0.1\mu F$$

En la figura 6.20 se muestra el esquema eléctrico del filtro pasa banda calculado, conectando en cascada el filtro pasa altas y el filtro pasa bajas obtenidos.

En la figura 6.21 se ilustra la simulación de la respuesta en frecuencia para el análisis de corriente alterna (C.A.) del filtro pasa-bajas realizada en el sistema de simulación microcapII en su versión para estudiantes. De la misma forma en la figura 6.22 se ilustra la simulación realizada para el filtro pasa-altas.

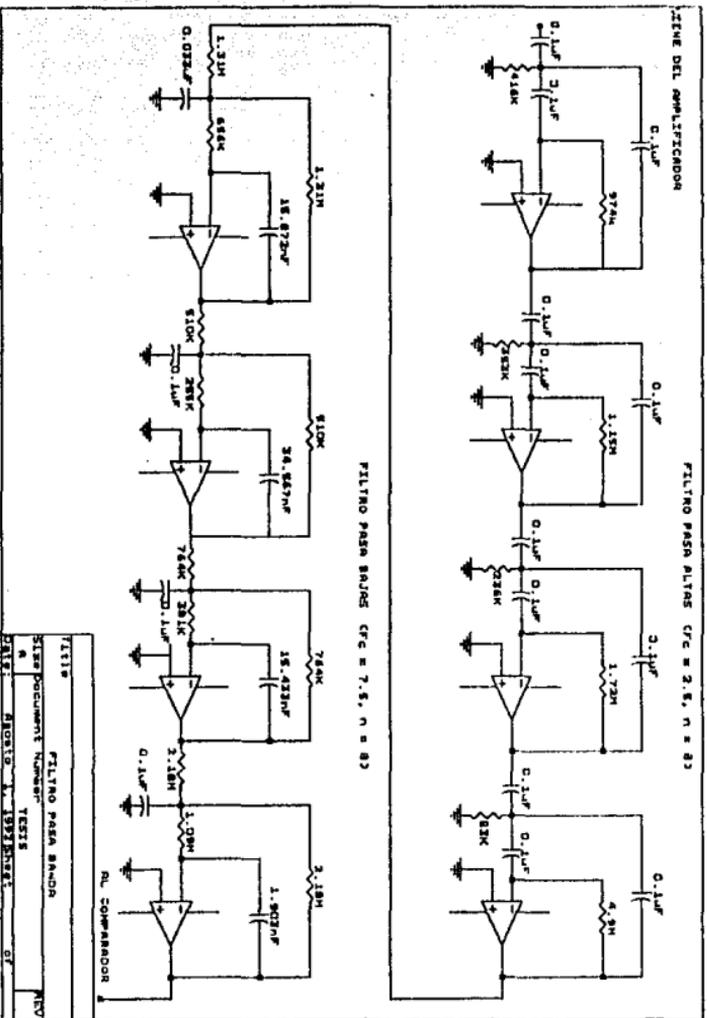
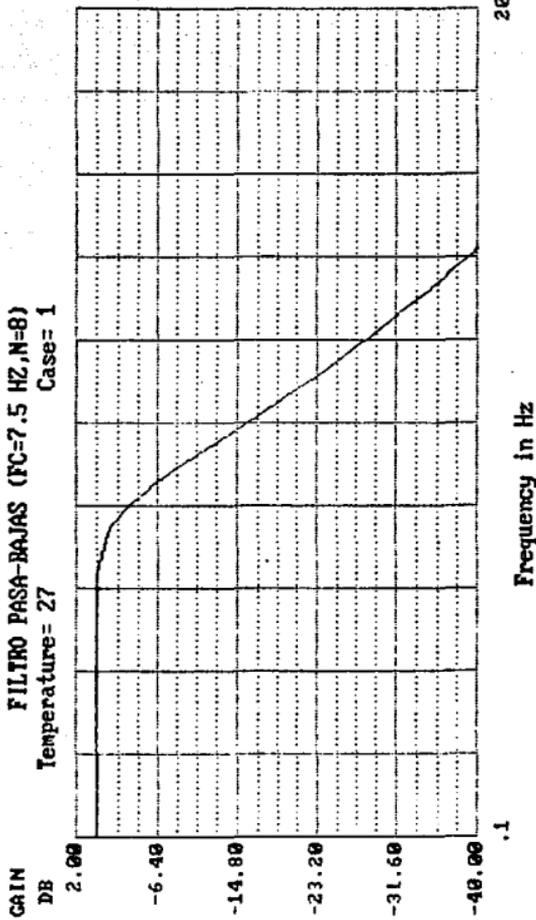
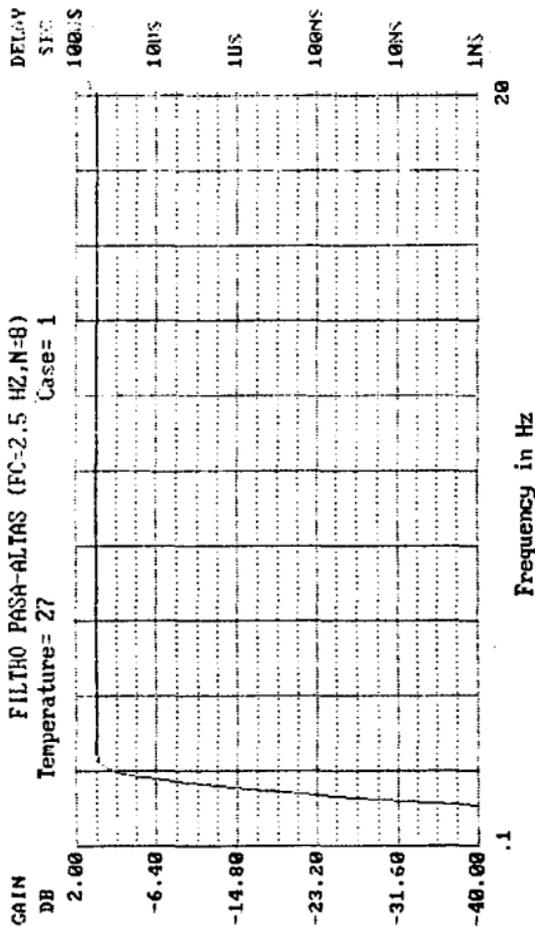


Fig 6.20. Filtro Pasabanda utilizado en el diseño.



Frequency = 288.86888E-01 Hz Gain = -63.671 Db
 Phase angle= -688.168 Degrees Group delay= 671.95838E-05
 Gain slope = -481.66748E-01 Db/Oct Peak gain = -.88970E+01= 100.88888E-03

Fig 6.21 Simulación de la respuesta en frecuencia del filtro paso bajas probado en microcapit. Análisis de corriente alterna.



Frequency = 200.00000E-01 Hz Gain = -.009 Db
 Phase angle = -690.684 Degrees Group delay = 671.95830E-05
 Gain slope = 144.61730E-06 Db/Oct Peak gain = -.009Db/F = 200.00000E-01

Fig 6.22 Simulación de la respuesta en frecuencia del filtro paso altas probado en microcapII. Análisis de corriente alterna.

6.3 COMPARADOR

6.3.1 OBJETIVO

Una vez que la señal ha sido filtrada en un rango de 3 a 7 Hertz, se necesita llevar a cabo la discriminación de la señal bioeléctrica del EEG por amplitud y frecuencia esto es, se "detectarán" aquellas señales que contengan la amplitud y frecuencia comprendidas por el evento punta-onda característico.

El primer paso consiste en la discriminación por amplitud, este proceso de detección consiste en modificar la salida del circuito cuando la señal de entrada alcanza algún valor de umbral, siendo este el voltaje de referencia.

6.3.2 REQUERIMIENTOS

Debido a que la morfología de la señal electroencefalográfica presenta variaciones repentinas, requerimos que el detector de nivel presente una ventana de voltaje para su activación y que ésta pueda ser desplazada con el fin de ubicar la ventana en el rango más funcional. Por otra parte dado que los voltajes de detección están ubicados en los puntos altos de la señal no será necesario que este discriminador vea a su entrada las fases negativas de la señal, además de que se requerirán solamente niveles de umbral positivos, por último debido a que la etapa de discriminación en frecuencia inmediata posterior a ésta estará constituida por circuitos lógicos se requiere que la salida del comparador sea adecuada a los niveles lógicos de estos circuitos.

6.3.3 CRITERIO DE SELECCION

La forma de implementar esta etapa es mediante un circuito comparador no inversor con histéresis, y un voltaje de referencia variable para mover la ventana de disparo; tal comparador puede construirse en base al C.I. LM311N cuyas características principales son:

- a) Ha sido diseñado y optimizado para ser aplicado como detector de nivel de voltaje.
- b) Presenta una salida de respuesta mucho más rápida que los

circuitos LM741 ó LM301.

c) Su salida es estable para los valores de saturación ($\pm V_{sat}$), mismos que pueden ser modificados con facilidad.

6.3.4 ANALISIS

El comparador es un circuito que analiza una señal de entrada $V_i(t)$ con una tensión de referencia V_{ref} (voltaje de umbral). Cuando la tensión de entrada V_i excede a V_{ref} , la salida V_o del comparador toma un valor completamente distinto del que tomará cuando V_o sea menor que V_{ref} .

6.3.5 HISTERESIS

Existe una técnica normalizada para mostrar el comportamiento de un comparador en una gráfica en lugar de dos gráficas. Fig. 6.23, al graficar el voltaje de entrada V_i en el eje horizontal y el voltaje de salida en el eje vertical se obtiene entonces la característica de voltaje de entrada-salida \pm .

En la figura 6.23 la línea vertical (a) muestra V_o que va desde V_{sat+} hasta V_{sat-} conforme V_i se vuelve mayor que el voltaje de disparo superior V_{Ds} . La línea vertical (b) muestra V_o cambiando desde V_{sat-} hasta V_{sat+} cuando V_i se vuelve menor que el voltaje de disparo inferior V_{Di} .

La diferencia en voltajes entre V_{Ds} y V_{Di} se denomina voltaje de histéresis, V_H \pm .

$$V_H = V_{Ds} - V_{Di} \quad (6-12)$$

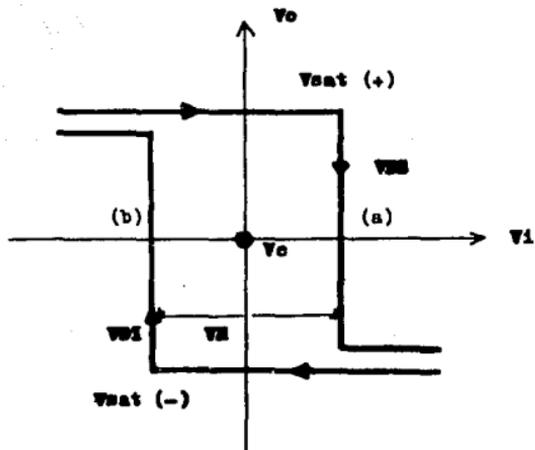


Fig 6.23 Característica de voltaje de entrada-salida. Histéresis.

Realimentación positiva.

La realimentación positiva se lleva a cabo tomando una fracción del voltaje de salida V_o y aplicándola a la entrada no inversora (+). En la figura 6.24 el voltaje de salida V_o se divide entre R_1 y R_2 . Una fracción de V_o se realimenta a la entrada no inversora y crea un voltaje de referencia que depende de V_o .

VOLTAJE DE DISPARO SUPERIOR

En la figura 6.24 el voltaje de salida V_o se divide entre R_1 y R_2 . Una fracción de V_o se realimenta a la entrada no inversora (+). Cuando $V_o = V_{sat+}$, el voltaje realimentado se denomina voltaje de disparo superior V_{os} . El V_{os} se expresa en función del divisor de voltaje como:

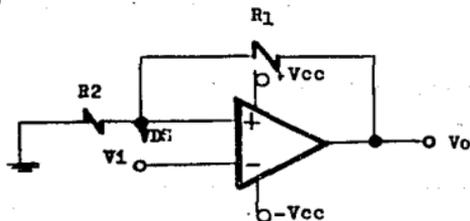
$$V_{DS} = \frac{R_2}{R_1 + R_2} (V_{sat+}) \quad (6-13)$$

Para los valores de entrada V_i abajo de V_{DS} , el voltaje en la entrada no inversora (+) es mayor que el voltaje en la entrada inversora (-). Por lo tanto, V_o es fijado a V_{sat+} .

Si V_i se hace más positivo que V_{DS} , la polaridad del voltaje diferencial de entrada V_d , se invierte y V_o comienza a caer en valor. Ahora la fracción realimentada a la entrada positiva es menor, de modo que V_d se vuelve más grande. V_o cae con más rapidez y se impulsa rápidamente a V_{sat-} .

Si $V_i < V_{DS}$

$V_o = V_{sat} (-)$



V_o cambia de $V_{sat} (-)$ a $V_{sat} (+)$

Fig 6.24 Voltaje de disparo superior, V_{DS} . R_1 y R_2 realimentan un voltaje de referencia de la salida a la terminal (+).

VOLTAJE DE DISPARO INFERIOR

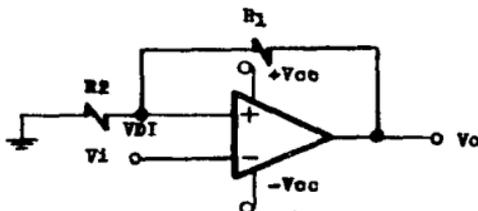
Cuando el V_o está en V_{sat-} , el voltaje de realimentación a la entrada (+) se denomina voltaje de disparo inferior V_{DI} y está dado por:

$$V_{DI} = \frac{R_2}{R_1 + R_2} (V_{sat-}) \quad (6-14)$$

Obsérvese que V_{DI} es negativo con respecto a tierra. V_o permanecerá en V_{sat-} en tanto que V_i esté arriba, o positivo con respecto a V_{DI} , y V_o cambiará regresando a V_{sat+} si V_i se vuelve más negativo que V_{DI} . Figura 6.25.

Si $V_i > V_{DI}$

$V_o = V_{sat+}$



V_o cambia de V_{sat+} a V_{sat-}

Fig 6.25 Voltaje de disparo inferior. R_1 y R_2 realimentan un voltaje de referencia de la salida a la terminal de entrada (+).

6.3.6 IMPLEMENTACION

Podemos observar que la señal de EEG que proviene de la salida de nuestro filtro, es aplicada a la entrada *no inversora* (+) del comparador LM311 esto es con el fin de manejar voltajes positivos, es decir, hacer corresponder el evento positivo con pulsos positivos de salida, de modo que nuestro circuito *COMPARADOR* es *NO INVERSOR*, un voltaje de referencia es aplicado a nuestra entrada *inversora* (-) el cual tiene la amplitud característica del evento punta-onda, este nivel de referencia es de aproximadamente 100mv positivos.

El resistor de retroalimentación positivo de la salida a la entrada no inversora indica la presencia de histéresis en el circuito.

Los voltajes de disparo superior y de disparo inferior pueden encontrarse analizando la configuración propuesta del circuito a ser utilizado (fig 6.26).

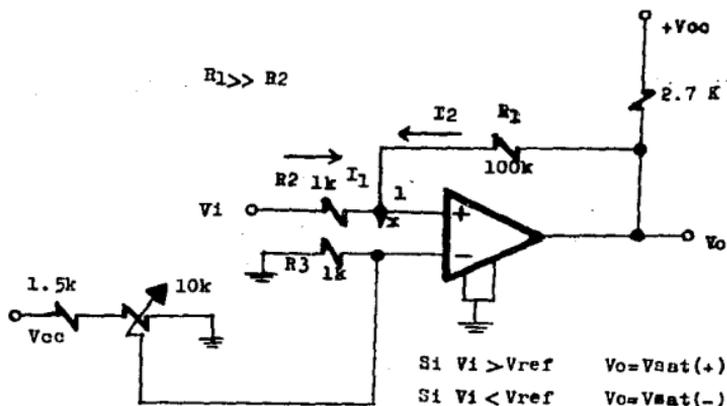


Fig 6.26 Circuito utilizado en el diseño.

Analizando por leyes de Kirchoff de corrientes para el nodo (1) tenemos:

$$I_1 + I_2 = 0$$

$$\frac{V_i - V_x}{R_2} + \frac{V_o - V_x}{R_1} = 0$$

$$R_1(V_i - V_x) + R_2(V_o - V_x) = 0$$

$$R_1V_i - R_1V_x + R_2V_o - R_2V_x = 0$$

$$R_1V_i - V_x(R_1 + R_2) + R_2V_o = 0$$

$R_1 + R_2 \gg R_p$ para que cuando el transistor de salida esté cortado, y la salida del LM311 refleje adecuadamente el voltaje positivo de polarización.

despejando V_x

$$V_x = \frac{V_i R_1 + V_o R_2}{(R_1 + R_2)} \quad (6-15)$$

Si $V_x > V_{ref} (+)$ V_o cambia de Voltaje de saturación (-) a Voltaje de saturación (+), es decir:

$$\frac{V_i R_1 + V_o R_2}{(R_1 + R_2)} > + V_{ref(+)} \quad (6-16)$$

despejando V_i de (6-16)

$$V_i > \frac{-R_2 V_o}{R_1} + \frac{R_1 + R_2}{R_1} V_{ref(+)}$$

donde $R_1 \gg R_2$ porque se desea retroalimentar solamente una pequeña parte de V_o a la entrada no inversora.

$$V_i > \frac{-R_2 V_{sat(-)}}{R_1} + V_{ref(+)} \quad (6-17)$$

VOLTAJE DE DISPARO SUPERIOR (V_{Ds})

Si $V_x < V_{ref} (+)$ V_o cambia de Voltaje de saturación (+) a Voltaje de saturación (-), es decir y de (6-15).

$$\frac{V_i R_1 + V_o R_2}{(R_1 + R_2)} < + V_{ref}$$

despejando V_i

$$V_i < \frac{-R_2 V_o}{R_1} + \frac{R_1 + R_2}{R_1} V_{ref(+)}$$

donde $R_1 \gg R_2$

$$V_i < \frac{-R_2 V_{sat(+)}}{R_1} + V_{ref(+)} \quad (6-18)$$

VOLTAJE DE DISPARO INFERIOR (V_{Di})

El voltaje de centro es dado por:

$$V_C = \frac{V_{DS} + V_{DI}}{2} \quad (6-19)$$

Si $V_{sat(-)} = -V_{CC} = 0V$

Si $V_{sat(+)} = +V_{CC} = 6V$

Sustituyendo (6-17) y (6-18) en (6-19) tenemos:

$$V_C = \frac{0 + V_{ref(+)} + \left[-\frac{R_2}{R_1} V_{sat(+)} + V_{ref(+)} \right]}{2}$$

6.3.7 CALCULOS

Sustituyendo valores:

Para un voltaje de disparo superior de (6-17)

$$V_{DS} = 0 + 100 \cdot 10^{-3} \text{ V}$$

$$V_{DI} = 100 \cdot 10^{-3} \text{ V}$$

Para un voltaje de disparo inferior de (6-18)

$$V_{DI} = -\frac{1K\Omega}{100K\Omega} (6V) + 100 \cdot 10^{-3} \text{ V}$$

$$V_{DI} = 0.04V$$

De (6-19) tenemos

$$V_C = \frac{100 \cdot 10^{-3} + \left[-\frac{1K\Omega}{100K\Omega} (6V) + 100 \cdot 10^{-3} \text{ V} \right]}{2} = 0.07V$$

Sustituyendo valores en (6-12)

$$V_H = 100 \cdot 10^{-3} - (0.04) = 0.06V$$

Cuando la señal de entrada sobrepasa 100mV aproximadamente que corresponden al nivel de referencia, entra en operación nuestro circuito y le manda la señal a la siguiente etapa que es nuestro circuito lógico, es a partir de éste punto en que la señal pasa a ser del tipo discreto.

Con el fin de obtener una salida de trenes de pulsos de duración constante, la salida del comparador es aplicada a un multivibrador monoestable, lo cual quiere decir que a cada evento punta-onda le corresponde un pulso positivo de duración constante listo para ser cuantificado en la siguiente etapa (discriminación en frecuencia).

En esta etapa se emplea el circuito CMOS MC14538 (monoestable dual), el cual es mostrado en la figura 6.27 junto con la etapa del comparador. Este circuito monoestable es configurado para ser disparado por flanco de subida. La duración aproximada del pulso es de 50 milisegundos.

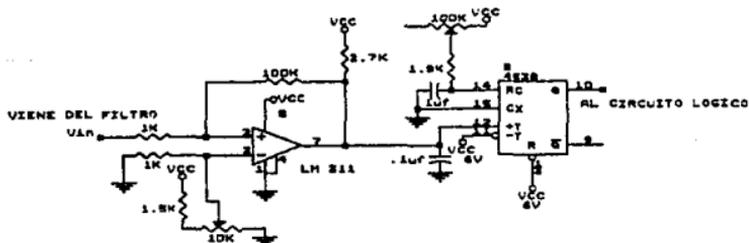


Figura 6.27. Circuito usado en el discriminador de amplitud y circuito multivibrador usados en esta etapa.

6.4 CIRCUITO LOGICO

6.4.1 OBJETIVO

Discriminar en frecuencia la presencia de la actividad epiléptica, considerándola como eventos que correspondan al complejo punta-onda característico de este padecimiento (crisis epiléptica del tipo de ausencia); un evento válido es el resultado de haber detectado una punta y una onda consecutiva la cual proviene de la etapa anterior en forma de pulsos cuadrados positivos.

6.4.2 REQUERIMIENTOS

a) Un circuito cuantificador que contabilice los pulsos de entrada (complejos punta-onda) que se encuentran en el rango de frecuencia mayormente incidente (3-7Hz).

b) Que los niveles de voltaje de salida de la etapa anterior estén comprendidos en el rango correspondiente a la tecnología a seleccionar TTL, CMOS, etc.

c) Que sea programable, es decir, que pueda ser adaptado a la frecuencia de la actividad epiléptica que incide mayormente durante las crisis de ausencia para un determinado paciente.

6.4.3 CRITERIO DE SELECCION

Analizando lo arriba mencionado necesitamos implementar un circuito cuantificador empleando circuitos de tecnología CMOS (Complementary metal oxido semiconductor), debido a que éstos consumen menos corriente lo cual es importante para nuestro aparato. Consideramos que los circuitos necesarios para la construcción pueden ser seleccionados a partir de la mediana y baja escala de integración.

6.4.4 ANALISIS

CIRCUITO CUANTIFICADOR

La función de este circuito debe consistir en la discriminación en frecuencia de eventos; correspondiendo a cada punta-onda un pulso cuadrado positivo que es entregado por la etapa anterior; esto puede ser logrado mediante la cuantificación de los pulsos durante un lapso de tiempo de 1 segundo y en sincronía con dichos pulsos (base de tiempo sincronizada de cuantificación); de tal manera que el número de pulsos cuantificados durante un segundo es el indicador de la frecuencia de la señal de entrada.

6.4.5 IMPLEMENTACION

PROCESO DE CUANTIFICACION

Se realiza a través de un circuito contador CMOS 4029(A) el cual tiene conectado en su pata de reloj (pata 15), los trenes de pulsos que vienen del monoestable MC14538 de la etapa previa, y trabaja en sincronía con la base de tiempo de 1 segundo, la cual está implementada mediante un circuito monoestable MC14538(B) que ha sido configurado para dispararse por flanco de subida.

CUANTIFICACION - SINCRONIA

La descripción de funcionamiento cuantificación-sincronía entre el contador 4029(A) y su base de tiempo es como sigue:

Como la discriminación en frecuencia está en función de la base de tiempo, es necesario que ésta esté activada durante un período de cuantificación; dicha activación dependerá de dos factores:

La aparición de un evento punta-onda y el hecho de estar desactivada la base de tiempo previamente.

De esta manera y a partir de la activación de la base de tiempo se lleva a cabo la cuantificación de los eventos que pudieran aparecer y hasta agotado 1 segundo durante el cual el contador está habilitado para incrementar su cuenta. En el momento de desactivarse la base de tiempo, se procede a mantener un estado de memoria

(latch) de la cuenta efectuada por el contador; esto se logra mediante un contador 4029(B) el cual es activado para cargar en sus entradas las salidas del cuantificador 4029(A), esta habilitación de carga se hace mediante un monoestable MC14538(B) con un tiempo de pulso pequeño, el cual a su vez es disparado como consecuencia de haber finalizado el tiempo de cuantificación (1 segundo), dicho disparo se hace por flanco de subida.

Las salidas del latch son las que activarán al sistema de alarma (última etapa) si la frecuencia de los eventos punta-onda corresponden a una salida previamente programada.

Con el fin de que la salida sea programable, las salidas del latch 4029(B) son conectadas a un decodificador BCD a decimal 4028 y las salidas de este a su vez son conectadas a un seleccionador de 1 polo 5 tiros que está conectado a las salidas correspondientes al rango de frecuencias característico de los eventos punta-onda (3-7 Hz), este circuito es mostrado en la figura 6.28.

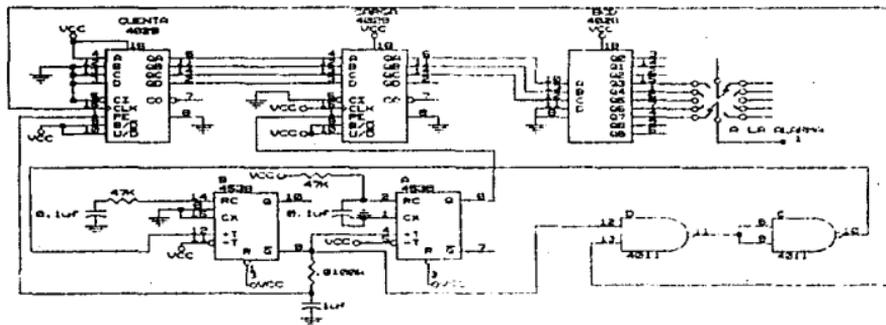


Fig 6.28 Circuito utilizado en el diseño.

6.5 ALARMA

6.5.1 OBJETIVO

Una vez que se han discriminado las señales en amplitud y frecuencia y ésta ha sido programada por medio del selector de frecuencias, se necesita avisar al paciente de la presencia de una crisis de ausencia típica, por el hecho de haber detectado complejos punta-onda característicos de éstas.

6.5.2 REQUERIMIENTOS

Se desea que la manera de proporcionar el aviso sea mediante un estímulo auditivo (alarma) y que éste no sea molesto al individuo.

- a) Dar un aviso por medio de un generador de audio; y que éste no sea molesto.
- b) Permitir la desactivación del aviso a voluntad del paciente por medio de un botón (reset).
- c) Que la intensidad del audio pueda ser modificada por el paciente.
- d) Que la salida del audio pueda ser por bocina en el aparato o por audífonos.

6.5.3 CRITERIO DE SELECCION

Una manera de lograr este propósito es implementando una configuración de circuitos secuenciales de tal forma que permitan tanto la generación de la frecuencia del estímulo auditivo para ser aplicado a una bocina, así como el control de desactivación del mismo, esto puede hacerse usando circuitos Flip-Flop, temporizadores tipo LM555, un amplificador de audio y una pequeña bocina.

6.5.4 ANALISIS

Esta etapa tiene como función dar un aviso de tipo auditivo cuando ha sido detectado un evento punta-onda de una frecuencia de acuerdo a la salida programada en la etapa de discriminación y consiste de:

- a) Un circuito activador de sonido.
- b) Un circuito generador de frecuencias de audio.
- c) Un generador de sonido.

6.5.5 IMPLEMENTACION

La forma de implementar las etapas propuestas es como sigue:

CIRCUITO HABILITADOR DE SONIDO

Está formado por un circuito de memoria (latch) que permite activar o desactivar la etapa generadora de audio, ésta última es activada por la salida programada del circuito decodificador de binario a decimal 4028, dicha salida es conectada a la puesta a "1" SET1, del circuito multivibrador 4027 (Flip flop J-K) y el reset puesta a "cero", la desactivación del generador de audio se consigue mediante la puesta a "cero" reset del mismo circuito; y es controlado externamente mediante el paciente por medio de un microswitch normalmente abierto.

Esto permite que la salida (Q) de este circuito (4027) sea conmutado de "0" a "1" ó de "1" a "0" permitiendo de esta manera activar o desactivar el siguiente circuito.

CIRCUITO GENERADOR DE FRECUENCIAS DE AUDIO (ráfagas de sonido)

Este circuito consiste de 2 osciladores conectados en cascada uno de *baja frecuencia* y uno de *alta frecuencia*; estando formados por dos circuitos 555 conectados como inestables; el hecho de estar conectados en cascada es lo que le permite al circuito proporcionar a la salida tiempos intermitentes de audio, esto es posible al tener conectado primeramente en el oscilador de baja frecuencia (1 Hz aproximadamente), el cual a su vez es activado por la salida "Q" del circuito anterior (4027), de tal forma que la salida del primer oscilador es la activación del siguiente oscilador, siendo este último el de alta frecuencia (1 KHz aproximadamente) y cuya salida está conectada a la etapa generadora de audio. De tal forma que el efecto de audio sea un "beep-beep" constante.

CIRCUITO GENERADOR DE AUDIO

Está formado por un amplificador de audio (2N4001) cuya salida está conectada a una bocina de 8Ω de impedancia, en la cual se reproduce el sonido, con un plug conectado para salida a audifonos. Este circuito es mostrado en la figura 6.29.

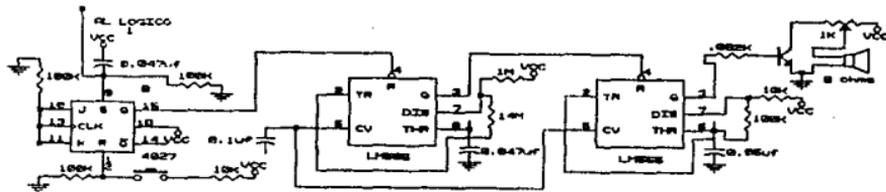


Fig 6.29 Configuración del circuito de alarma usado en el diseño.

RESULTADOS

Como parte terminal del presente trabajo, en este apartado enunciaremos los resultados prácticos que han sido logrados tanto en cada etapa como en el conjunto del sistema electrónico de detección y en el sistema de adquisición y procesamiento de datos así como en el trabajo interactivo entre estas dos partes principales de la presente propuesta.

EL EQUIPO PORTATIL.

Para la obtención de resultados el procedimiento seguido consistió en probar cada una de las etapas de este equipo de manera aislada utilizando como fuentes de señal de prueba inicialmente un generador de funciones y posteriormente utilizando la reproducción de la señal electroencefalográfica normal y epiléptica de las cintas previamente grabada.

Los electrodos y la etapa de amplificación. Los electrodos que se utilizaron están constituidos de plata para lograr una buena conductividad, éstos fueron clorurados para prevenir la inducción de tensiones de offset durante el registro. Se utilizaron tres electrodos dos para obtener la señal útil (para formar un canal diferencial) y el tercero se conecta a tierra para ayudar a reducir la señal de modo común. Para el caso del amplificador, como etapa de entrada se eligieron JFET por su baja corriente de polarización y alta impedancia de entrada. En la segunda etapa se utilizaron amplificadores diferenciales para rechazar las señales de modo común, tales como los 60Hz de la línea de alimentación de energía eléctrica; y por último para amplificar la señal bioeléctrica se utilizó una etapa de ganancia de mil para que dichas señales pudieran ser registradas por las siguientes etapas y medibles por instrumentos convencionales.

En la figura R.1 se muestra la forma en la que los electrodos han sido colocados en una banda elástica, listos para ser usados en el registro.

Etapa de filtrado. En lo que se refiera al filtro pasa-panda construido, éste conservó las características de selectividad y respuesta plana en frecuencia para la banda de paso y respondió de una manera muy aproximada a la esperada, mostrando un buen funcionamiento en pruebas con señal senoidal de generador de funciones. Sin embargo, éste presentó problemas durante las pruebas realizadas con señal electroencefalográfica ante la presencia de artefactos de una duración tal que correspondan a la banda de paso del filtro. Por otra parte, dado que aunque la señal electroencefalográfica presenta una morfología similar a la de una onda senoidal, las variaciones reales que existen con respecto a ésta provocan la susceptibilidad de modificar la respuesta esperada del filtro, si a ésto aunamos el hecho de que la respuesta en fase de la aproximación de Butterworth es poco lineal, es de esperarse que pueda existir una respuesta del filtro que modifique la morfología de la señal.

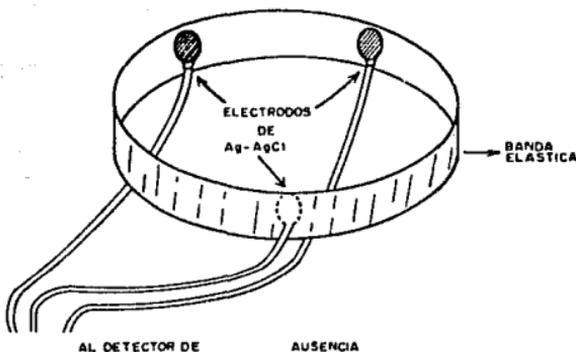


Fig. R.1 Forma en la que los electrodos han sido colocados en una banda elástica, listos para ser usados en el registro.

Etapa de discriminación:

Los resultados obtenidos en los circuitos que forman parte de la etapa de discriminación en amplitud y frecuencia son los siguientes:

-Circuito comparador. La forma en que fué configurado el circuito comparador nos permitió en las pruebas del equipo ajustar el valor de disparo más adecuado para la discriminación en amplitud. De esta manera durante las pruebas hechas tomando como fuente de señal electroencefalográfica la reproducción de cintas, y de acuerdo al nivel de salida proporcionado por las ganancias tanto por el polígrafo como por la grabadora, el umbral de disparo fué ajustado a 350 milivolts, con el cual el circuito trabajo adecuadamente.

-Circuito cuantificador de eventos con salida programada. Gran parte del funcionamiento adecuado de este circuito está dada

gracias a la filosofía con la se implementó, y si además consideramos el hecho de que este circuito es digital, la seguridad de un correcto funcionamiento está prácticamente dada con las pruebas hechas con señal tomada del generador de funciones.

Sin embargo, aún cuando verificamos el correcto funcionamiento de la salida programada para cada una de sus posibilidades; el trabajo conjunto con la etapa de filtrado puede proporcionar una salida errónea ya que como mencionamos anteriormente el filtro aún presenta problemas con la presencia de artefactos del registro electroencefalográfico que se encuentren dentro del rango en frecuencia de detección, donde el pulso generado por el comparador será cuantificado indiscriminadamente como un evento válido por esta etapa del equipo.

De acuerdo a los resultados obtenidos en esta etapa, consideramos pertinente hacer la consideración de que una cuantificación en frecuencia que refleje confiablemente la frecuencia de la actividad epiléptica, será dada en la medida en la que la señal a detectar sea rítmica.

-Circuito generador de frecuencias de audio y salida de audio. Para este circuito al igual que el anterior, su adecuado funcionamiento ya no depende de manera directa de las características de la señal electroencefalográfica como tal, ya que realizando pruebas con pulsos simulados puede garantizar que éste funcionará correctamente durante las pruebas a realizar interconectando todas las etapas del equipo electrónico de detección tanto para señal de generador como para la señal bioeléctrica. Así, el circuito que controla el audio es habilitado de manera interna por la señal procesándose y es deshabilitado externamente por el usuario; en cuanto a la alarma de audio, ésta genera sonido de la forma de un constante "beep-beep" como fué planteado, con duraciones de "sonido" y "no-sonido" de igual duración con un valor de aproximadamente medio segundo para cada uno.

En la figura R.2 se muestra el equipo portátil ya construido, el cual está operando con baterías de 16 Volts.

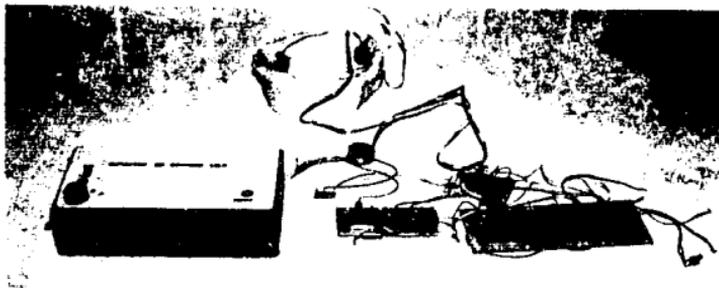


Fig. R.2 Circuitos impresos, chasis y electrodos que conforman el equipo portátil

EL SISTEMA DE ADQUISICION Y PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL.

-Tarjeta de conversión A/D de ocho canales. Es una tarjeta cuyo único objetivo consiste en realizar la conversión A/D de cualesquiera de las ocho posibles señales analógicas presentes en su entrada, según sea requerido por el software de adquisición. Sus principales características son:

- i) Ocho canales analógicos de entrada.
- ii) 256 niveles de cuantización (8 bits).
- iii) Rango de voltajes de referencia monopolar:
Voltaje inferior: 0 Volts
Voltaje superior: 5 Volts.
- iv) Tiempo de conversión A/D 80 μ seg (@CK = 1MHz).
- v) Compatible con computadoras en base a microprocesadores de la familia 8086, 8088, 80286, 80386sx, 80386dx, trabajando bajo

MSDOS-4.0 o más reciente, en modo real.

En la figura R.3 se muestra el aspecto de esta tarjeta ya construida y lista para ser colocada en una ranura de expansión de ocho bits, la cual está formada de dos caras de empistado.

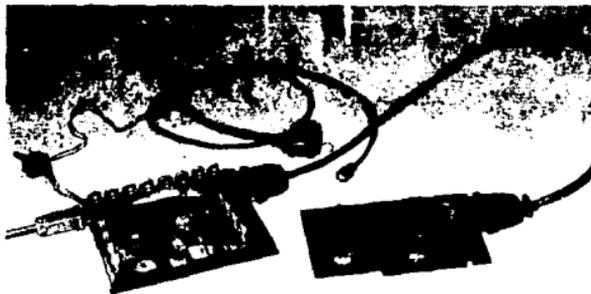


Fig. R.3. Tarjeta de conversión A/D ESPI-I para ser usada en la adquisición de datos en conjunto con la tarjeta de adecuación de la señal.

-Software de adquisición y procesamiento de la señal.

a) Manejador de tareas. Es un programa cuya filosofía de diseño consistió en brindarle al usuario una comunicación común y accesible con la máquina; y además proporcionarle la posibilidad de que las operaciones de control y organización de la información generada en los programas de adquisición y procesamiento, tanto para archivos como para subdirectorios sean realizadas desde este sistema de tal forma que el sistema operativo resulte transparente para éste.

Además, desde el punto de vista de diseño, se logró desarrollar una estructura para este programa de tal forma que facilitara su desarrollo y mantenimiento a futuro por el programador.

Las principales operaciones que realiza este programa son:

i) Acceso a todas las tareas que comprenden el sistema de adquisición y procesamiento de la señal, reportes, control y organización de la información.

ii) Posibilidad de reprogramar los parámetros de entrada de la tarea a ejecutar.

iii) Realizar la llamada a la tarea seleccionada y retorno al manejador de tareas.

En la figura R.4 se muestra el aspecto de esta interface.

Adquisición	Vis/segmen.	Análisis	Reportes	Opciones	Terminar
-------------	-------------	----------	----------	----------	----------

Fig. R.4 Aspecto del menú principal correspondiente al manejador de tareas (Interface de comunicación con el usuario).

b) Módulo de adquisición de datos. Este programa fue desarrollado con el fin de realizar la tarea de la digitalización de la señal electroencefalográfica, ó bien de la adquisición de aquellas señales de interés que estén involucradas durante las pruebas realizadas al equipo detector con el fin de valorar el funcionamiento de cada una de sus etapas. Esta tarea de digitalización permitirá la disposición de la señal en disco para cualquier operación de despliegue, procesamiento y análisis de la misma que se realice posteriormente a ésta. Las posibilidades con las que cuenta este programa son:

i) Reprogramación del número de canales a digitalizar (desde 1 y hasta 8 canales).

ii) Reprogramación de la tasa de muestreo, según las

características de la señal de entrada; desde 20 Hz/canal, y un límite superior que depende de la máquina donde se haga la adquisición, hasta 200Hz/canal en una computadora 8088-10MHz por ejemplo, y creciendo según modelos y mayores velocidades, así se puede digitalizar a una tasa superior a los 500Hz/canal en una 80286-20MHz ó en una 80386sx-16MHz.

- iii) Reprogramación del tiempo de adquisición especificando minutos y segundos.
- iv) Indicar el nombre de la base de datos donde será almacenada la señal en el disco de la computadora.

Cabe mencionar que las especificaciones hechas son válidas para un proceso de digitalización simultánea en todos los canales indicados, que es de manera continua y que puede realizarse también para tiempos prolongados de registro teniendo como única limitante la capacidad de disco duro disponible. El proceso de adquisición puede ser interrumpido momentáneamente si es que se presenta algún problema en el sistema de registro, y recontinuado cuando se desee, o bien puede ser interrumpido totalmente si así se requiere. En la figura R.5 se observa la ventana de acceso a esta tarea.

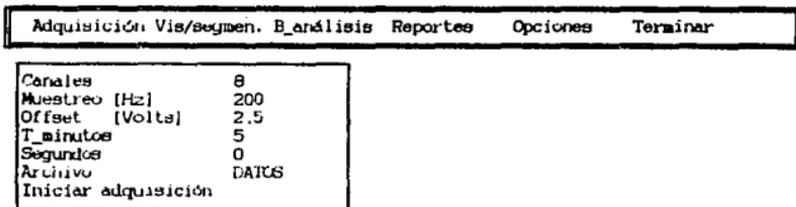


Fig. R.5. Ventana correspondiente al menú de adquisición de datos.

c) Módulo de despliegue y segmentado. Este programa permite desplegar las señales que previamente hayan sido grabadas por el programa de adquisición, esto es con el fin de realizar la inspección visual de la señal grabada en disco y en su momento segmentar los trazos de interés para su posterior procesamiento y análisis. Este programa se adecua a las condiciones variantes de adquisición y tamaño de la base de datos, trabajando en modo gráfico. En las figuras R.7 y R.8 se muestran las posibilidades que presenta este módulo de programación, y en la figura R.6 se muestra el aspecto de la ventana de despliegue y segmentado mostrada en el menú principal.

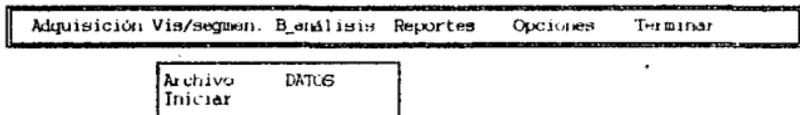
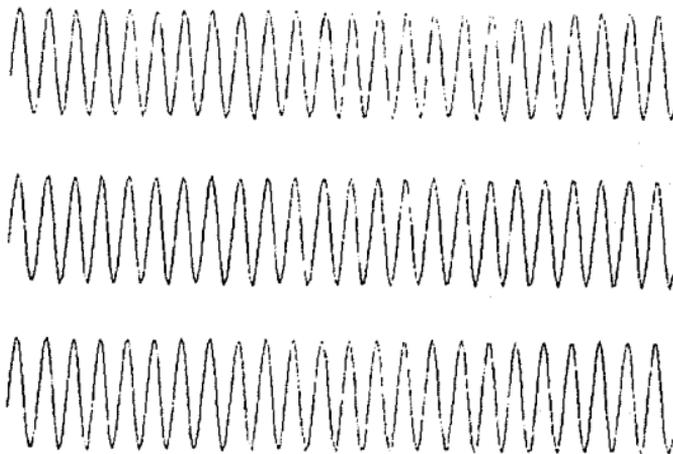


Fig. R.6.- Aspecto de la ventana de acceso a la tarea de despliegue y segmentación de un registro previamente digitalizado.

frecuencia y amplitud correspondientes a los componentes de interés; la señal en el dominio de la frecuencia es grabada en disco para su posterior requerimiento.

Tiempo de Segmento (-)1/(-): 1 seg. Grabar: (G) Abortar: (ESC)
Mostrar a: 32Hz Desplazando: 8 segs. Cuartiz de: 0' 7"



Cambiar Archivo (C): datos00.DAT

Fig. R.8 Despliegue de la misma señal que en la figura R.7, con un mayor tiempo de despliegue y con el menú de segmentado habilitado donde se indica la duración del segmento y su título, habilitando el carácter "G" para dar la orden de registrar en disco el segmento especificado.

Los parámetros de entrada que pueden ser reprogramados por el usuario son:

- i) Segmento a procesar.
- ii) Canal o derivación a procesar.

iii) Despliegue o no del componente de corriente directa.

iv) Número de puntos a procesar

En este módulo es necesario recalcar las consideraciones que el usuario debe tomar en cuenta siempre con el fin de evitar las dos fuentes de ruido en las que pueda incurrir, con las que el espectro en frecuencia proporcionará valores que no son reales y estos puedan pasar desapercibidos. Es decir, además del ruido que se encuentre mezclado en la señal, debe evitarse el incurrir en las siguientes circunstancias para la adquisición y procesamiento de la señal:

■ **Submuestreo.** Muestrear a una frecuencia menor a la frecuencia de Nyquist, es decir, a una tasa menor al doble de la frecuencia máxima que contiene la señal a digitalizar. Este error provoca el ruido en la frecuencia que es conocido como el "aliasing", "folding" ó amontonamiento en los extremos del espectro.

■ **Truncamiento.** Se incurre en este error al realizar la transformación discreta de Fourier de una secuencia de muestras que representan un tiempo muy pequeño en relación a la frecuencia máxima contenida en la señal en estudio, lo que provoca oscilaciones en el dominio de la frecuencia conocidas como "ripple" o "rizado", es decir, existe una relación inversamente proporcional entre el tiempo de proceso de una señal y su máxima componente en frecuencia, esto significa que una señal con componentes altas en frecuencia podrá ser procesada en secuencias de menor duración sin que el ruido presente por efecto de truncamiento de la señal pueda ser considerado como significativo, en contraposición a una señal con componentes en frecuencia menores al primer caso. En la figura R.9 se muestra la ventana de acceso a esta tarea; y en la siguiente secuencia de figuras se muestran los casos en los que se puede incurrir y que son considerados como fuentes de ruido en el dominio de la frecuencia.

Adquisición Vis/segmen. E_análisis Reportes Opciones Terminar

Espectro en frecuencia

F		
C	Archivo	datos
P	Canal	1
H	Offset (si/no)	no
	No. de puntos	2048
	Iniciar	

Fig. R. 9.- Aspecto de la ventana de acceso a la tarea del cálculo y reporte del espectro en frecuencias.

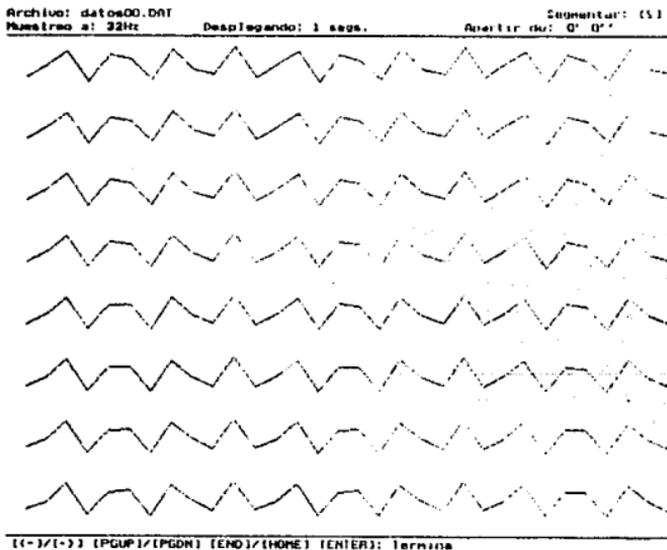


Fig. R. 10 "Submuestra" de señal durante la adquisición. Señal senoidal de 20 Hz, "muestreada" a 32Hz

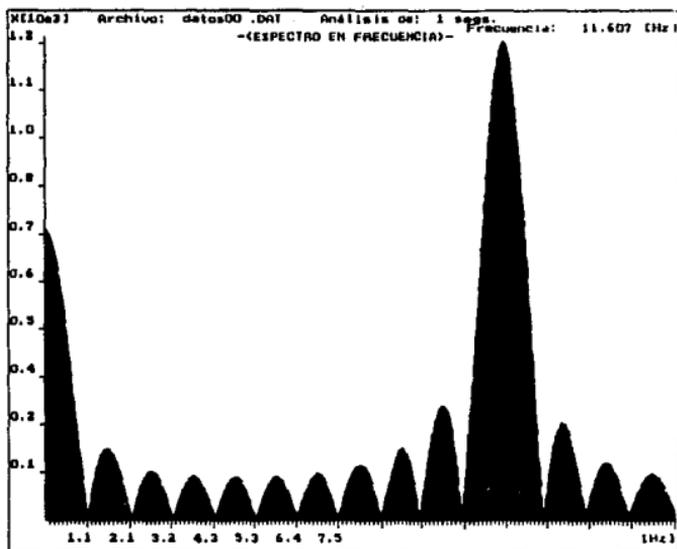


Fig. R.11 Espectro en frecuencia para la señal de la figura R.10 para un tiempo de análisis de 1 segundo. Ruido provocado por submuestreo y truncamiento.

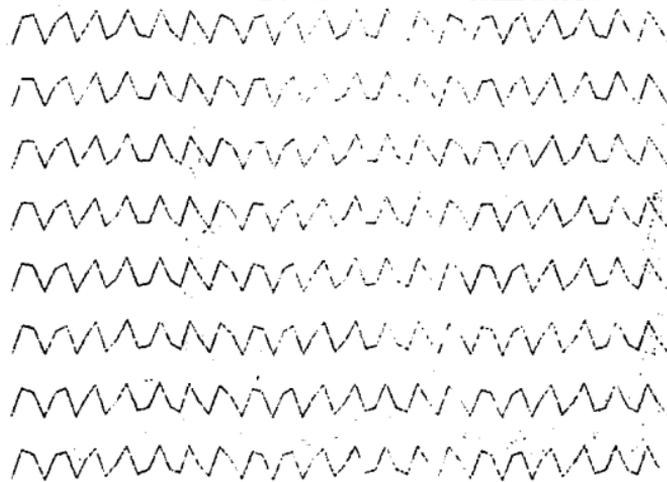
Archivo: datos.DAT

Muestreo a: 64Hz

Desplazando: 1 segs.

Sequencia: 151

Apartir de: 0' 5"



(←/1/→) (PGUP)/ (PGDN) (END)/ (HOME) (ENTER): Termina

Fig. R.12. Despliegue de señal senoidal de 20Hz, "muestreada" a 64Hz/canal.

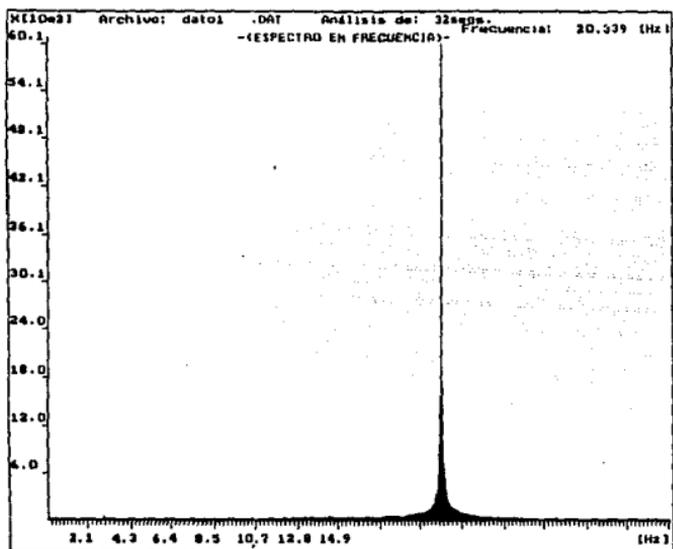


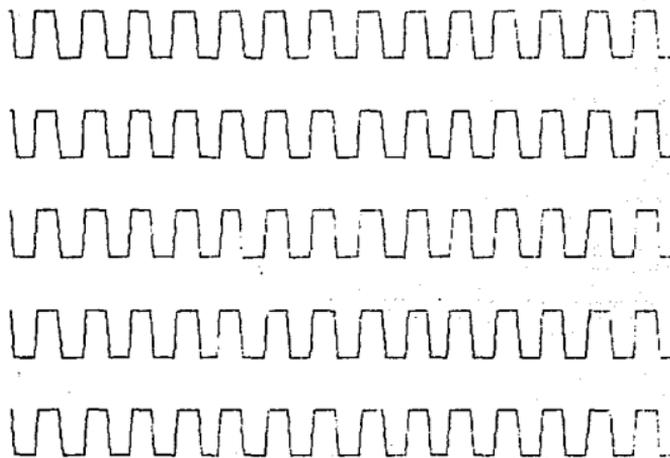
Fig. R.13. Espectro en frecuencia de la señal de la figura R.12 para un tiempo de análisis de 32 segundos. Eliminación de ruido de rizado y el error de recubrimiento (aliasing).

Las siguientes figuras conforman las pruebas de valoración realizadas al sistema de adquisición de datos y a los módulos de despliegue y segmentado, y al de la obtención del espectro en frecuencia del análisis de señales conocidas obtenidas de un generador de funciones.

Archivo: 1209.DAT
Muestras a: 200Hz

Desplazado: 1 segs.

Segmentar: 151
Partir de: 0' 0"



[←]/[→] [PGUP]/[PGDN] [END]/[HOME] [ENTER]: termina

Fig. R.14.- Señal cuadrada de 14Hz en cinco canales

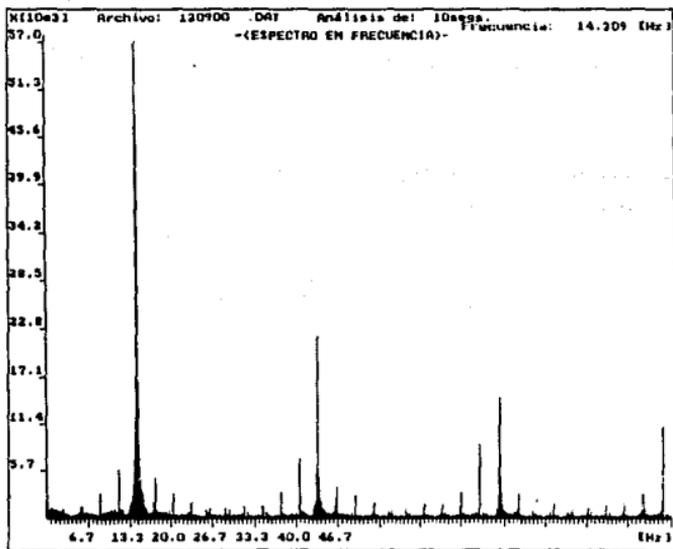
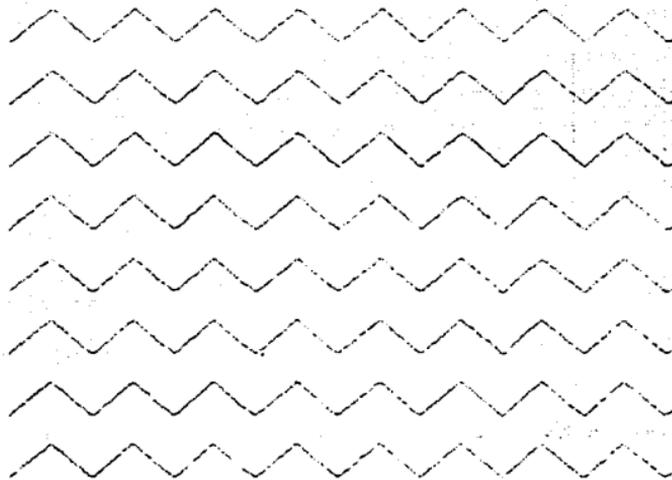


Fig. R.15.- Espectro en frecuencia del canal uno de la figura R.14, identificación de frecuencia fundamental de 14.309Hz.

Archivo: 1209b00.Dat
Muestreo a: 200Hz

Desplazando: 1 segs.

Sequencia: [3]
Repartir de: 0' 5''



[←]/[→] (PGUP)/(PGDN) (END)/(HOME) (ENTER): Termina

Fig. R.16.- Señal triangular de 8Hz en ocho canales.

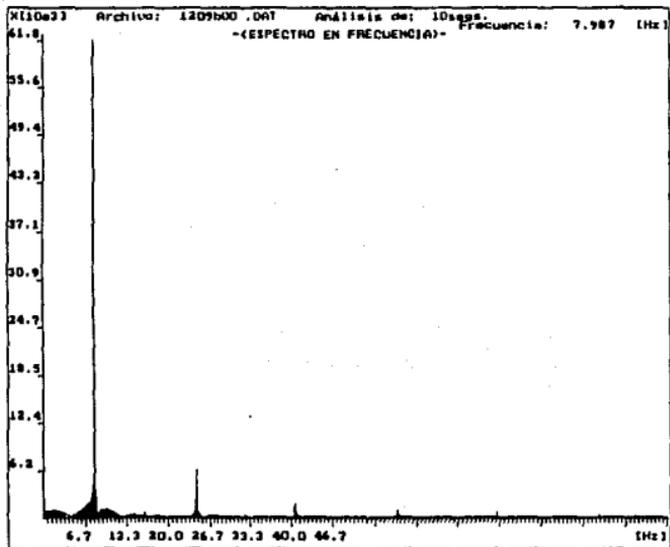


Fig. R. 17.- Espectro en frecuencia del canal uno de la figura R.16, identificación de frecuencia fundamental de 7.978Hz.

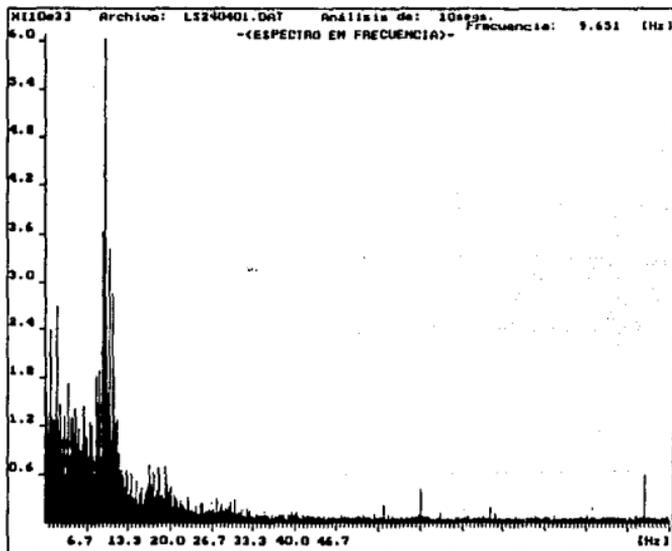


Fig. R.19 .- Espectro en frecuencia correspondiente a la figura R.18, identificación de ritmo alfa de 9.651Hz.

Archivo: datos100.DAT

Sumentar: (E)

Muestreo a: 200Hz

Desplazamiento: 10 segs.

Resaltar de: 0° 0'

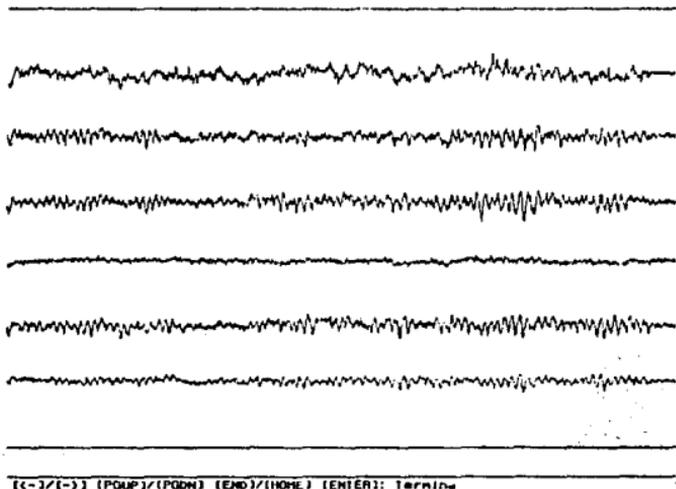


Fig. R.20.- Actividad electroencefalográfica normal en 8 canales, muestreada a 200Hz/canal.

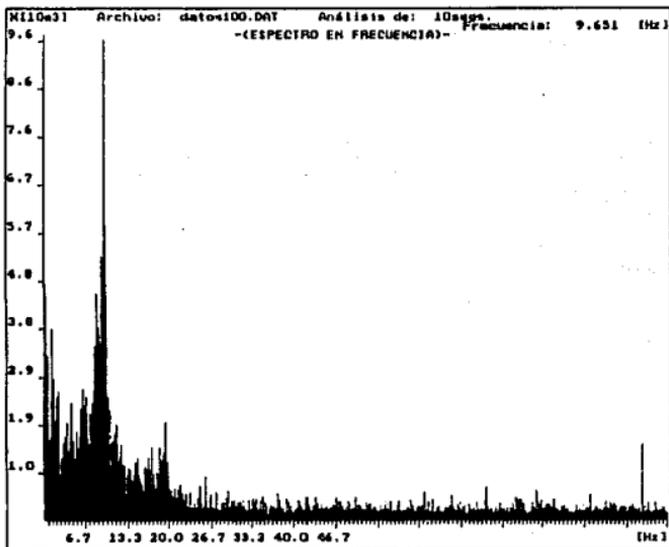


Fig. R. 21.- Espectro en frecuencia del canal uno de la figura R. 20, identificación actividad alfa de 9.651Hz típica en el adulto normal.

e) Módulo de obtención de histogramas de frecuencias de eventos.

Este programa trabaja en conjunto con el equipo detector a la salida de su circuito comparador, en un proceso en tiempo real, el

cual consiste en suministrar a la computadora, vía el convertidor A/D como medio de comunicación, la detección de la actividad epiléptica en forma de pulsos TTL. La tarea de este módulo consiste en la cuantificación en frecuencia de estos eventos, reportándolos simultáneamente en video gráfico disponible y almacenándolos en el disco duro de la computadora para su posterior requerimiento. Este programa utiliza para realizar su tarea el principio de funcionamiento del frecuencímetro digital. Los resultados logrados utilizando señal artificial de un generador de funciones simulando las posibles frecuencias de estos eventos ha sido satisfactorio. Los parámetros con posibilidad de reprogramación por parte del usuario son:

- i) Canal o derivación como fuente de datos.
- ii) Nombre de la base de datos donde se almacenará el histograma.
- iii) Umbral bajo de disparo.
- iv) Umbral alto de disparo.

En la figura R.22 se muestra el aspecto de la ventana que permite el acceso a esta tarea y en la figura R.23 se muestra el reporte que logra desplegar el programa simultáneamente a la cuantificación.

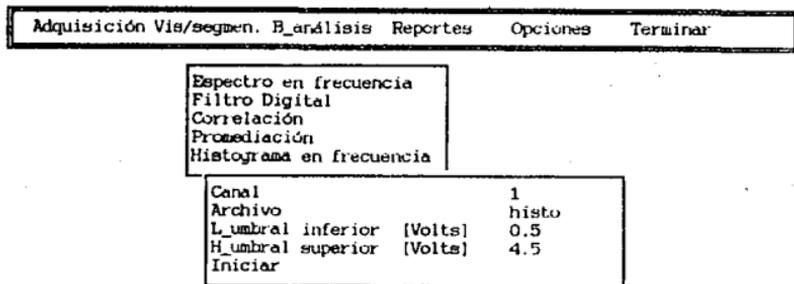


Fig. R.22.- Ventana de acceso a la tarea de obtención de histogramas de frecuencias.

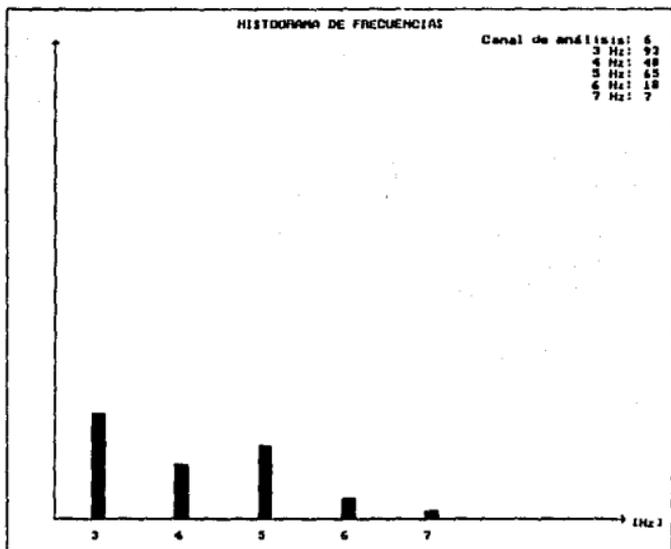


Fig. R.23. Aspecto del reporte del histograma de frecuencias de eventos discriminados por el sistema electrónico para la detección.

INTERACCION EQUIPO DETECTOR-ADQUISICION Y PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL.
(CASO DE ESTUDIO)

Como parte final de la presentación de resultados y a manera de un caso de estudio, exponemos la experiencia vivida en las pruebas realizadas para una de las grabaciones obtenidas donde pudo registrarse actividad electroencefalográfica epiléptica correspondiente a una crisis convulsiva, que presenta en su inicio el complejo punta-onda característico en morfología de las crisis de ausencia típica.

Grabación de la señal. Esta señal fué registrada en el Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía, en el Departamento de Electrofisiología Clínica, y correspondió a un registro convencional con el paciente durmiendo durante su ejecución, previa privación de sueño del mismo. La colocación de los electrodos corresponde al sistema internacional normalizado 10/20 para ocho canales de registro. La disposición de los canales activos corresponden a los montajes previamente programados en el polígrafo, los cuales corresponden a: 1) Montaje longitudinal superior, 2) Montaje longitudinal inferior, 3) Montaje transversal anterior medio, y 4) Montaje transversal posterior temporal. La grabación fué hecha en una grabadora de 7 canales más uno de señal/voz, en una cinta de carrete abierto. La grabación tuvo que ser interrumpida por la presentación de una crisis espontánea convulsiva en el primer montaje (montaje longitudinal superior).

Digitalización de la señal. La señal fué digitalizada utilizando una computadora 8088-10MHz, con video CGA. Reproduciendo la cinta en una grabadora igual a la que se utilizó para su registro. Se utilizaron la tarjeta de conversión A/D previamente desarrollada en conjunto con el programa manejador de tareas y el programa de adquisición de datos; se empleo además un circuito para la adecuación de señal que cuenta con amplificadores LM346 y potenciómetros para el ajuste de amplitud y offset de la señal que son aceptados por el circuito integrado ADC0809. La señal fué digitalizada a 200 Hz/canal, para el corto tiempo total del registro que correspondió a la calibración del paciente y aproximadamente

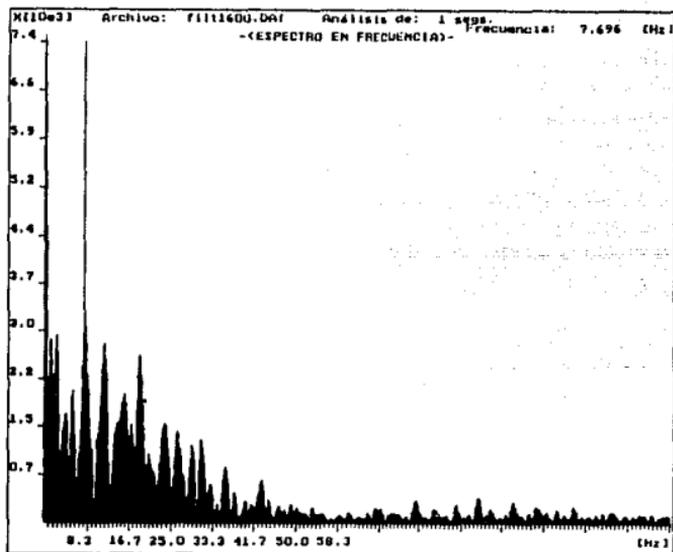


Fig. R.25. Espectro en frecuencia correspondiente a la figura R.24. Reconocimiento de frecuencia fundamental del complejo punta-onda de 7.696Hz.

Asimismo, con el objeto de efectuar pruebas y valorar el equipo electrónico de detección, la reproducción de la señal fué aplicada al equipo a partir de su etapa de filtrado, conectando simultáneamente al sistema de adquisición los puntos principales de análisis, los cuales fueron:

- i) Señal electroencefalográfica tal como fué registrada por la grabadora en su canal seis.
- ii) Salida del filtro pasa-banda.
- iii) Salida del circuito comparador.
- iv) Salida de la base de tiempo del circuito cuantificador, sincronizada con la detección de eventos.

Así, el segmento correspondiente al canal seis del registro donde inicia la crisis fué aplicada a la entrada del filtro del

equipo detector. Quedando entonces las entradas a los canales de la tarjeta de conversión A/D como sigue:

-Canal 4: Señal electroencefalográfica tal como fué registrada por la grabadora en su canal seis.

-Canal 2: Salida del filtro del equipo detector.

-Canal 1: Salida del circuito comparador de la parte discriminadora del equipo detector.

-Canal 3: Salida de la base de tiempo sincronizada con la llegada de la detección del primer evento del circuito cuantificador en frecuencia.

De esta manera se digitalizaron los cuatro canales a una tasa de 250Hz/canal durante la reproducción del inicio de la crisis, donde se pudo comprobar el correcto funcionamiento de las etapas discriminadora, cuantificadora de salida programable y de alarma del equipo detector; donde según posterior despliegue se pudo corroborar el disparo de la alarma ante la presencia de la detección de cuatro eventos durante un segundo, tendiendo como salida programada 4Hz. Esta valoración puede ser observada en el despliegue realizado y presentado en la figura R.26.

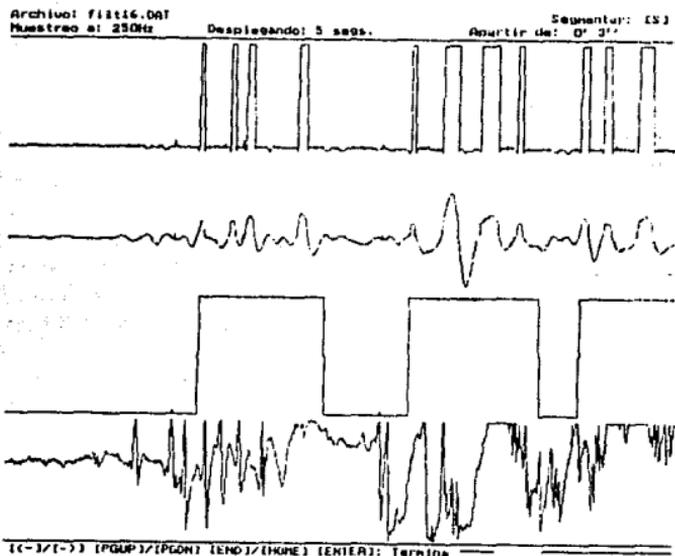


Fig. R. 26 Despliegue de la adquisición de datos correspondiente a la prueba de valoración del equipo detector. Canal 4: señal electroencefalográfica tal como fué registrada por la grabadora. Canal 2: Salida del filtro del equipo detector. Canal 1: Salida del circuito comparador de la etapa de discriminación. Canal 3: Salida de la base de tiempo del circuito cuantificador en frecuencia sincronizada con la detección del primer evento.

CONCLUSIONES

Este trabajo de tesis fué realizado persiguiendo el ideal de todo trabajo de investigación en el campo de la Bioingeniería, para después de que rinda los frutos esperados pueda ser aplicado al necesitado mundo de la clínica médica, donde el paciente siempre estará en espera de algo que pueda mejorar su condición patológica o síndrome que lo aqueja.

Alcances. La valoración del equipo electrónico para la detección se encuentra en sus inicios, por lo que es difícil emitir un juicio definitivo al respecto, sin embargo, las pruebas realizadas a la fecha con la poca información electroencefalográfica con la que contamos nos indican que efectuar la detección de la actividad epiléptica en estudio es factible, y que su logro eficaz podría obtenerse de la experimentación prolongada en la etapa de discriminación.

En base a la propuesta y los resultados obtenidos, consideramos que el uso de una computadora de propósito general es acertado como una base para la elección de un camino adecuado para el análisis de la señal en estudio, dadas las características de un desarrollo a la medida, la evaluación eficaz de procesos y la presentación de resultados de una maneja objetiva que nos permiten efectuar estas máquinas.

A futuro. Los alcances logrados a la fecha, nos permiten expresar la factibilidad de obtener un estudio y análisis a largo plazo con posibilidades de mejores resultados. Este estudio podría estar cimentado en la implementación de más algoritmos para el procesamiento y análisis de la señal electroencefalográfica tanto formales como experimentales, uno de los cuales puede consistir en el diseño e implementación del filtrado digital, el cual además de "limpiar" la señal, nos podría proporcionar los parámetros de diseño más óptimos para la implementación del filtro analógico requerido por el equipo electrónico de detección. Igualmente el uso de la computadora nos brinda la posibilidad de implementar en "software" la etapa de discriminación en amplitud y frecuencia o en alguna otra característica que pueda ser reconocida en el comportamiento de la señal, así puede realizarse todo tipo de experimentación, pruebas y

ajustes que ofrece la flexibilidad de la programación, de tal forma que una vez obtenidas las características más óptimas para el equipo detector, este pueda ser implementado en un circuito integrado dedicado al procesamiento digital de señales (circuitos DSP).

Otra de las posibilidades que se puede contemplar a futuro es el análisis estadístico de grupos seleccionados de pacientes, de cuyos resultados podrían determinar la presencia o no de los patrones electroencefalográficos reales mayormente característicos de éstos.

Por último, queremos reiterar nuestro agradecimiento a nuestro asesor Ing. Angel R. Zapata Ferrer y a todas las personas que con su apoyo y de cualquier forma hicieron posible llevar al cabo este trabajo, sobre todo por la contribución que nos brindaron en nuestro proceso de formación como ingenieros.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- 1.- Alter M. y Hauser, W.A., " The epidemiology of epilepsy. A workshop " , U.S.D.H.E.W., págs 73-390, Bethesda, 1972.
- 2.- Feria Velasco Alfredo, Velasco M, " La epilepsia ", I.M.S.S., págs 15-20, México, D.F, 1989.
- 3.- Franco Salazar Guillermo., " Manual de electroencefalografía ", ed Científico técnica., págs 3-23, La Habana, Cuba 1979.
- 4.- Jensen J-P, " Epilepsy " A clinical and social analysis of 1020 adult patients with epileptic seizures. Acta Neuronal Scandinava., (suppl.5), págs 15-30, 1964.
- 5.- L. Oller Daurella, L. Oller Ferrer-Vidal Marcos Turner., " La epilepsia " , ed Paidos., págs 10-33, Buenos Aires Barcelona , 1983.
- 6.- Feria Velasco Alfredo, Dalila Martínez de Muñoz, Rubio Donadiu, " Epilepsia, un enfoque multidisciplinario "., ed Trillas, págs. 19-23, 1989.
- 7.- Zapata Ferrer Angel R. " Tesis- Licenciatura " ; 1989.
- 8.- Hernández Peniche, " Epilepsia, diagnóstico y tratamiento ", la prensa médica Mexicana; pág. 33, 1983.
- 9.- Gaustat H. " Epilepsias ", ed Universitaria de Buenos Aires., págs 36-37, 1966.
- 10.- F. Harner Patricia, Theda-Sannit, " A Review of the International ten-twenty system of electrodes placement ", Grass Instrument., 1974.

- 11.- Maldonado Mireya, " Un antiguo mal del siglo XXI ", Información Científica y tecnológica (CONACYT)., Vol. 14, Num 186, págs 34-35, México, D.F, Marzo 1992.
- 12.- Zapata Ferrer A.R., Oscar Danglada A. e Irma Iris Lorenzo. " Descripción de un dispositivo electrónico para el análisis de los ritmos electroencefalográficos (EEG) ". MEXCON 81, Vol. I, págs. 228-240, 1981.
- 13.- Galván J. y Pallas, " Retroalimentación activa en electrocardiografía ", Mundo electrónico , ed Bursaux., Vol 104, Marzo, 1981 , págs 51-59.
- 14.- Zapata Ferrer A.R. " Instrumentación electrónica ", vol 1, págs 70-75, (En prensa), 1992.
- 15.- Newman, M.R. " Biopotential amplifiers ", In Webster en J.C, ed Medical Instrumentation; application and design, Houghton Mifflin Co., págs. 307-309, 1970.
- 16.- Enciclopedia electrónica MAYMO " Los circuitos integrados o microcircuitos ", vol 1, págs 7-10, Barcelona, España, 1970.
- 17.- Boylestad Nashelsky , " Electrónica, teoría de circuitos ", ed Prentice Hall., págs 522-525, 1985.
- 18.- Pallas Areny, " Amplificadores operacionales "Barcelona, España 1992.
- 19.- Y.N Bapat, " Dispositivos y circuitos electrónicos ", ed Mc Graw-Hill., págs 95-97 y 120-125, 1982.
- 20.- Millman, " Electrónica Integrada " ed Mc Graw-Hill., págs 510-512, México, 1980.

- 21.- Coughlin R.F. Driscoll F.F, " Circuitos integrados lineales y amplificadores operacionales ", ed Prentice Hall., págs 261-267, México, 1987.
- 22.- Williams Arthur B. " Amplificadores operacionales, teoría y sus aplicaciones ", ed Mc Graw-Hill., tomo 1, págs 108-121, 1984.
- 23.- Poblet Mompín J. " Electrónica y automática industriales ", Serie Mundo electrónico, 1982.
- 24.- Herbert Schildt, "C Guía para usuarios expertos", Edit. Osborne/M^c Graw-Hill, Edic. 1., 1990, Capítulos 1 al 4.
- 25.- National Semiconductor, "Data Acquisition Linear Devices, (Databook)", Edic. 1989. págs. 3-48 a 3-58.
- 26.- Yu-Cheng Liu Glenn A. Gibson, "Microcomputers Systems. The 8086/8088 Family, Architecture, Programing and Design", Edic. 2., 1994. Edit. Prentice Hall, págs. 312-329.
- 27.- Herbert Schildt, "Turbo C Programación Avanzada", Edit. Borland-Osborne M^c Graw-Hill, Edic. 2., 1990, Capítulos 2, 3 y 4 y apéndices A y B.
- 28.- Brian W. Kerningham, Dennis M. Ritchie, "El Lenguaje de Programación C", Edit. Prentice-Hall Hispanoamerica, S.A., Edic. 2^a, 1991, Capítulos 1 al 7 y Apéndices A y B.
- 29.- Borland International, "Turbo C Reference Guide Version 2.0.", Edic. 1^a, 1988, Consulta global.