



Universidad Nacional Autónoma
de México

FACULTAD DE CIENCIAS

PROTOTIPO PARA UN SEGREGADOR DE FORMAS
DE ONDA EN SEÑALES BIOELECTRICAS COMPUESTAS

T E S I S

Que para obtener el título de:

F I S I C O

P r e s e n t a :

Antonio Ayhllón Meixueiro

Director de Tesis: Dr. Ismael Espinosa Espinosa

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

México, D. F.

1993



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.

CONTENIDO

INTRODUCCION	1
CAPITULO I	
OBJETIVOS Y ANTECEDENTES	5
CAPITULO II	
METODOLOGIA, RESULTADOS Y CONCLUSIONES UTILIZANDO LA TRANSFORMADA DE HAAR.	28
CAPITULO III	
METODOLOGIA, RESULTADOS Y CONCLUSIONES UTILIZANDO EL METODO DE MAHOUDEAUX MODIFICADO	55
CAPITULO IV	
DISCUSION Y CONCLUSIONES	75
APENDICE A	
CARACTERISTICAS GENERALES DE UN CHIP Digital Signal Processor (DSP)	91
APENDICE B	
LA TRANSFORMADA DE HAAR Y ALGORITMOS PARA MANIPULACION DE SEÑALES	99
APENDICE C	
GENERADOR DE TRENES DE ESPIGAS ARTIFICIALES.	100
APENDICE D	
ALGORITMO DE LA TRANSFORMADA RAPIDA DE HAAR PARA EL TMS32010	113
APENDICE E	
OPERACION DEL SIMULADOR DEL TMS32010	119
APENDICE F	
MANUAL DE OPERACION	123
APENDICE G	
CODIFICACION Y RESULTADOS DEL SISTEMA EN ENSAMBLADOR DEL TMS32010	123
APENDICE H	
ESPECIFICACIONES	153
APENDICE I	
FOTOGRAFIAS DEL SISTEMA	163
BIBLIOGRAFIA	167
INDICE	171

INTRODUCCION

Existen muchas aplicaciones para los sistemas de multiprocesamiento, cuya principal ventaja es la simultaneidad en el proceso de información y transferencia de datos resultantes para su integración y análisis, con la consiguiente mejoría en velocidad debido al procesamiento en paralelo, permitiendo además la separación de funciones y la optimización en el uso del sistema de procesamiento al compartir recursos y capacidades internas.

Una aplicación de estos sistemas se desarrolla en esta tesis; el registro de actividad neuronal extracelular, dicho registro es de carácter multineuronal y simultáneo y debe ser resuelto en flujos separados de datos que representan la actividad eléctrica individual de las neuronas involucradas en el registro.

Se trabajó en un diseño de propósito específico y en el hardware y software asociados a éste.

El fin es realizar tareas de detección, separación y clasificación de formas de onda, en función de las características de la forma de onda particular producida por cada neurona involucrada en la entrada al sistema.

Lo anterior debe ser posible en un espacio multidimensional de señales, también llamado traza, donde una señal de entrada contiene espigas de diferentes clases y que además están inmersas en un tren ruidoso.

Este trabajo está dirigido al diseño de un prototipo que con base en hardware y software, implante el multiprocesamiento en paralelo de una señal proveniente de uno o más canales de registro,

siendo esta señal una composición de la actividad eléctrica de (4 a 6) neuronas adyacentes a la punta de un electrodo que censa la actividad eléctrica en una región de interés; El objeto es el de separar las principales características eléctricas de las neuronas registradas.

Se desea con esto superar deficiencias y limitaciones de instrumentos analógicos tradicionales, en cuanto a la dificultad que dichos sistemas tienen para censar y operar un número grande de canales de registro, así mismo en cuanto a la eficiencia del hardware asociado, tiempo de procesamiento y la necesidad de supervisar el correcto funcionamiento de éstos.

Se utilizaron técnicas, así como dispositivos digitales modernos para el diseño de un sistema automatizado que trabaje, de ser posible, en tiempo real; es decir, que sea capaz de responder a la entrada de una señal y mostrar los resultados desplegándolos casi simultáneamente, con la subsecuente mejoría en manejo de espacio y costo de implantación.

Esta tesis está dividida en 4 capítulos. El primero contiene la definición del objetivo, así como la descripción del contexto del registro de la actividad eléctrica de grupos de neuronas que funcionan simultáneamente ya sea con o sin un estímulo o evento y los antecedentes de algoritmos y aparatos relativos a este trabajo. El segundo capítulo contiene la propuesta de un algoritmo de detección y clasificación de señales basado en la transformada digital de Haar y los resultados obtenidos con trazas de señales neuroeléctricas formadas artificialmente. En el tercer capítulo se

presenta el prototipo de segregador de señales neuroeléctricas propuesto como una combinación de técnicas modernas de detección empleando un chip DSP montado en una tarjeta digital de evaluación EVM, así como también los resultados obtenidos cuando se le presentan dos tipos de señales: naturales obtenidas de experimentos de laboratorio y artificiales, compuestas arbitrariamente con base en un catálogo de formas de onda naturales, ver APENDICE C.

Finalmente en el cuarto capítulo se hace una discusión de los resultados obtenidos, del sistema en general y se presentan las conclusiones de este trabajo.

CAPITULO I
OBJETIVOS Y ANTECEDENTES

OBJETIVO:

El objetivo central del presente trabajo es :

El análisis, diseño e implantación de un sistema de segregación de señales bioeléctricas usando algoritmos de detección y clasificación de formas de onda compuestas. Esto mediante un sistema digital básico, que utiliza una tarjeta de procesamiento digital de señales EVM basada en un microprocesador DSP (Digital Signal Processor ver APENDICES A y H), cuyas tareas serán:

- 1) Detección de formas de onda compuestas inmersas en un ambiente ruidoso a través de un mismo canal, en tiempo real.
- 2) Depuración y almacenamiento del registro.

CONTEXTO DEL REGISTRO EXTRACELULAR.

El estudio del funcionamiento del cerebro es un tema que ha atraído a investigadores de diversas especialidades [GESZTI] como es el caso de los Físicos, Matemáticos e Ingenieros, estos a diferencia de los investigadores que tradicionalmente han abarcado este campo del conocimiento, como lo son Neurofisiólogos, Neuroanatomistas y Psicólogos principalmente, han enfocado el mismo problema desde su punto de vista particular transportando nuevos métodos y tecnologías, en cooperación con la experiencia y la infraestructura de estos últimos.

Los resultados han sido tan interesantes y prometedores, que

en algunos casos ya tienen una aplicación directa, ya sea clínica o en tecnología robótica, entre otras [ESPINOSA-2], esto es pues, producto del trabajo multidisciplinario.

La metodología manual para registro de señales neuroeléctricas por medio de electrodos más común hasta hoy, [SCHMIDT-2] implica los siguientes problemas durante un experimento.

La etapa de registro se realiza mediante un polígrafo que traza la gráfica de la actividad eléctrica que se produce durante el tiempo de estudio deseado y se registra por medio de electrodos que se implantan en determinadas regiones y zonas de los cerebros previamente seleccionadas por el investigador.

Otra técnica de registro es grabar la actividad bioeléctrica directamente en una cinta magnética para su posterior procesamiento.

La etapa de análisis se lleva a cabo en su mayor parte en forma manual, esto es, el investigador experimentado estudia "a ojo" volúmenes grandes de información en los rollos de papel generados por el polígrafo, por lo que el proceso resulta tedioso y difícil, aumentando la probabilidad de error por parte del investigador, por lo que es posible obtener distintos resultados para un mismo registro.

El estudio de los eventos de la actividad eléctrica de cada pulso eléctrico se hace con base en la observación, selección y medición de cada pulso, cuyas características en amplitud y tiempo se consideren relevantes para el estudio particular.

Si en vez de tener un canal de registro se utilizan más,

entonces las complicaciones para el análisis del número de datos producidos crecen en la misma proporción, esto sin tomar en cuenta las propias debidas al control del experimento de registro.

Son necesidades y requerimientos comunes a los investigadores de estas áreas los siguientes.

En cuanto al equipo (Hardware):

- Contar con un equipo de análisis propio para cada laboratorio a un bajo costo, considerando los elementos con que ya se cuentan (computadora, osciloscopio, amplificadores, etc).

En cuanto al sistema (Software):

- Que funcione de manera automática ahorrando tiempo al investigador y facilitando el control de los experimentos.
- Que identifique y detecte espigas o potenciales de acción individuales dentro de una traza múltiple.
- Que depure y almacene parámetros básicos de un registro por intervalos prolongados de tiempo.
- Monitoreo gráfico de la actividad eléctrica.

ANTECEDENTES FISIOLOGICOS

El estudio de la neurona requiere de la identificación de las estructuras que intervienen en su funcionamiento, en particular, la membrana biológica que es un sistema dinámico organizado; es necesario investigar su estructura y su comportamiento como un problema de la Física.

DESCRIPCION DE LA NEURONA.

Para efectos prácticos de este trabajo se mencionarán sucintamente las partes fundamentales ó características estructurales que comparten la mayoría de las células, [TAPIA] es posible así distinguir 4 regiones fundamentales:

- 1) Soma : Es el cuerpo celular que consta del núcleo y la maquinaria bioquímica de síntesis de enzimas para la vida de la célula.
- 2) Membrana: Es la superficie, frontera entre el medio interior y el medio externo.
- 3) Dendritas: Son delicadas bifurcaciones que forman un arbusto alrededor del cuerpo del soma. Proporcionan la principal superficie física a través de la cual se interactúa con el medio y se reciben de otras neuronas las señales de entrada.
- 4) Axón : Es la extensión o conductor principal de las señales eléctricas, la misión de éste es la transmisión de información codificada en forma de impulsos eléctricos.

La neurona puede ser vista como un procesador de información con entradas a través de las dendritas y salidas a través del axón.

DESCRIPCION DE LA SINAPSIS

Las neuronas son capaces de generar, integrar y de conducir diversas señales eléctricas y pueden además comunicarse entre sí ó con células efectoras como las musculares y secretoras mediante este tipo de señales [SHEPHERD].

La comunicación entre neuronas para transmisión de mensajes se da en puntos especializados; a estos lugares se les llama sinapsis.

Una neurona típica puede estar conectada con otras a través de de ocho mil a cuarenta mil sinapsis y puede enviar información a otra neurona o a varios circuitos de neuronas.

EL POTENCIAL DE ACCION.

La función más obvia de la neurona es la de transferir señales desde puntos distantes, desde receptores periféricos hasta el cerebro y viceversa. La transferencia de señales a lo largo de distancias varias se lleva a cabo por medio del potencial de acción o impulso nervioso que será el punto que se discutirá a continuación.

Katz y Hodgkin [SCHMIDT-1] fueron los primeros en estudiar formalmente el impulso nervioso, de hecho su trabajo, es hasta nuestros días punto de referencia obligado para entenderlo. Los físicos también han hecho valiosas aportaciones, en este sentido se conoce el trabajo de Helmholtz (siglo XIX) [LITTLE], quien midió la velocidad de propagación del impulso nervioso.

En 1902 Bernstein construyó la teoría de excitación de la membrana [COTA]. El mecanismo se explica a continuación.

Un pequeño estímulo en forma de potencial de depolarización que sobrepasa un cierto nivel de umbral provoca, a partir de la condición inicial de reposo (polarización), la apertura de canales en la membrana selectivos al sodio(Na), y da lugar a un flujo neto de iones desde el medio extracelular hacia el medio intracelular. Los iones de Na entran a la célula porque el potencial electroquímico adentro es negativo con respecto al de fuera. Cuando se abre un número grande de canales de sodio la entrada de iones (cationes monovalentes) da como resultado la disminución de la magnitud del voltaje transmembranal (i.e. la membrana se depolariza) e incluso el potencial de membrana puede invertirse de signo, tal como ocurre durante las fases de ascenso y de pico, de un potencial de acción, ver figura 1.1

En un canal permeable al ion α , el voltaje transmembranal de equilibrio es igual a E_{α} . Valores típicos para E_{Na} , E_K , son +50mV y -90mV. Entre mayor sea la magnitud absoluta de la diferencia entre el potencial de equilibrio de la membrana (E_m) y el potencial de equilibrio del sodio, E_{Na} , por ejemplo, mayor será la fuerza impulsora para el movimiento pasivo de Na a través de la membrana. El signo indica la dirección de movimiento del ion: (-) entra y (+) sale .

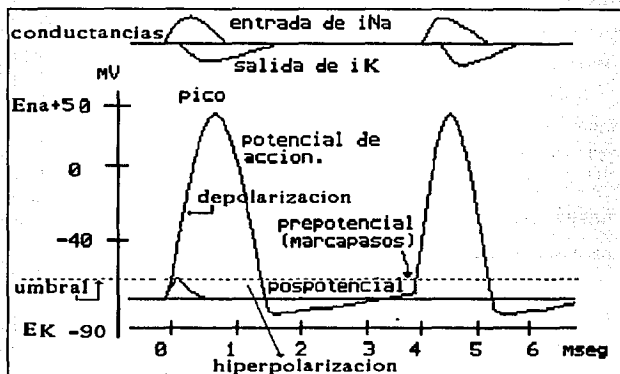


Figura 1.1 Las partes del potencial de acción.

Es posible describir la diferencia de potencial eléctrico transmembranal equivalente al gradiente de concentración de un cierto ion por medio de la ecuación de Nernst.

para el caso del sodio $\alpha = Na$

$$|F| = |E_m - E_{Na}| \quad ,$$

$$|i| = |E_m| \cdot \beta G_{Na} \quad ,$$

donde G_{Na} es la conductancia
 β es el número de canales activos.

En otras palabras la neurona funciona como un dispositivo de entrada/salida de todo o nada, función directa del umbral; debajo de éste, un estímulo elige entre una respuesta local ó no activarse, mientras que rebasando el umbral se depolariza

invariablemente, independientemente de la intensidad del estímulo, lo cual le atribuye una propiedad de respuesta típicamente no lineal.

Este fenómeno regenerativo es semejante a algunos procesos físicos como la explosión debida a una mezcla de gas, el comportamiento de algunos dispositivos electrónicos como uniones P-N en transistores que utilizan poblaciones de electrones en vez de electrones aislados, la membrana a nivel dispositivo procesador trabaja con moléculas.

Hasta la fecha existe un modelo casi universalmente aceptado para la descripción del potencial de acción y se le conoce como modelo de Hodgkin y Huxley que en términos simples representa una relación de retroalimentación positiva [SCHWAN].

El responsable directo de la depolarización es la entrada de iones de sodio al interior de la membrana. Este proceso dura hasta que se alcanza un cierto nivel de reposo para la concentración de sodio, también llamado potencial de equilibrio, cercano a los 40mV. Una vez alcanzado este punto, viene una inactivación en la conducción de iones de sodio y comienza a incrementarse la conductancia del potasio. La E_k del potasio, al estar a un mayor nivel de polarización con respecto al potencial de reposo de la membrana, inicia la conducción de iones de potasio, contribuyendo a regresar a la membrana a su estado de reposo o polarización. Ver ejemplos en la figura 1.3, los flujos varían de acuerdo con las flechas de la fig 1.2

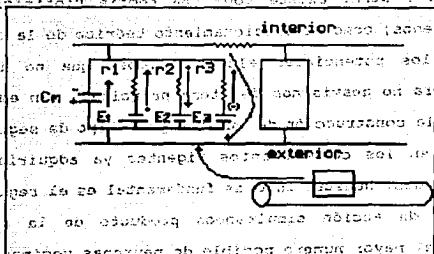


Figura 1.2 Abstracción de un circuito equivalente de membrana de un neurona, asociada al electrodo exterior.

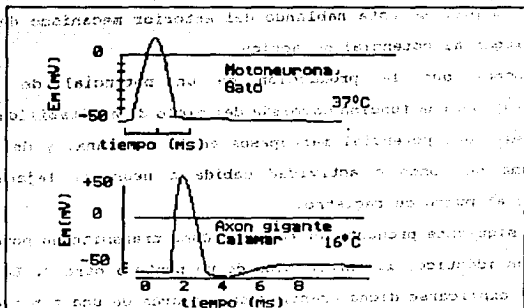


Figura 1.3 Formas del potencial de acción del gato y calamar y sus valores típicos.

Con base en el mecanismo de activación de las neuronas de todo o nada (1 o 0), salida o no salida, en función del umbral, es posible entender el principio de la transmisión de las señales de

una neurona a otra. Existe toda una teoría Biofísica acerca de estos fenómenos; como el funcionamiento teórico de la bomba Sodio-Potasio y los potenciales electrotónicos, que no intentaremos explicar para no desviarnos del tema principal. Sin embargo, para efectos de la construcción de nuestro prototipo de segregador, nos apoyaremos en los conocimientos vigentes ya adquiridos por los neurofisiólogos. Nuestro interés fundamental es el registro de los potenciales de acción simultáneos producto de la contribución colectiva del mayor número posible de neuronas vecinas a la punta de un electrodo. Así pues al referirse a la actividad nerviosa, impulso nervioso, espiga, conducción nerviosa, propagación de impulso, ó pico se esta hablando del anterior mecanismo descrito que da lugar al potencial de acción.

Sabemos que la producción de un potencial de acción [SHEPHERD], es una función compleja del ciclo de excitabilidad, las propiedades del potencial marcapasos en la membrana, y del nivel del ruido de fondo o actividad debida a neuronas lejanas con respecto al punto de registro.

La siguiente pregunta ahora es: ¿ Cómo transmite un potencial de acción idéntico, la información de un punto a otro ?. La única forma de explicarse dicha transmisión a través de una fibra es que la información se encuentra codificada en la frecuencia de los disparos o activaciones; es decir, en los intervalos de tiempo entre impulsos sucesivos.

Las frecuencias relativas de los impulsos espontáneos e inducidos son cruciales para la transferencia de información por

códigos de frecuencia. Recientemente se ha postulado que la frecuencia de los diferentes pulsos de entrada de varias fuentes, modulada por las sinapsis adaptivas, determina la frecuencia de disparo de las neuronas que forman una red.

Podemos admitir que la aplicación de los métodos matemáticos a la interpretación de resultados anatómicos y fisiológicos es tal vez directamente proporcional al avance de la descripción de la organización sináptica o en palabras de B. Katz (1966) [SHEPHERD]:

" Puede decirse cabalmente que las propiedades de cable de la neurona son la base física de todo proceso integrativo a nivel de sinapsis nerviosa central. Por ejemplo, las sumas (ó restas) espaciales de los efectos sinápticos que interactúan junto con una célula efectora, dependen de la propagación de las señales eléctricas de subumbral a lo largo de la membrana de la célula. Y dado que las sinapsis se agrupan cercanamente por fracciones de milímetro del cuerpo de la célula, la integración local de dichas señales puede ser manejada a través de las propiedades de cable del subumbral de la membrana... Pareciera ser que el conductor principal o mecanismo de cable, no esta involucrado en la transmisión de señales a través de la mayoría de las sinapsis, aunque indudablemente es la base para la integración de mensajes locales, una vez que estos han sido transferidos a la célula efectora común".

REDES NEURONALES NATURALES.

Los párrafos anteriores nos sirven como base y antecedente de

estudio en el caso ya bastante tratado aunque aún no dominado acerca del mecanismo individual de funcionamiento de las neuronas como transmisores de mensajes a nivel sistema nervioso central [CASTRILLON].

Pero, ¿que pasa cuando se tiene más de una neurona funcionando al mismo tiempo, como es el caso de muchos sistemas físicos [CRICK] (partículas de gas y otros sistemas de muchos cuerpos) en donde la contribución total o promediada de la actividad de cada uno de los elementos es el resultado de la respuesta a las condiciones iniciales del medio ?. Es este precisamente el caso del cerebro que debe sus respuestas a fenómenos colectivos donde millones de neuronas interconectadas en arreglos y estructuras variables, de algún modo son las responsables de las mismas; es decir, actúan como caja negra en un sistema de entrada/salida.

En el estudio actual, con un comienzo razonable en la comprensión de la estructura y el funcionamiento de ensambles de neuronas, los investigadores se encuentran en la situación del individuo que tiene alguna idea sobre la física de las resistencias, los condensadores y los transistores y que se detiene a observar el interior de un aparato de televisión. No comprenderá la manera como funciona la máquina hasta que no descubra de que modo los elementos se hallan conectados entre sí y no adquiera alguna noción acerca de la finalidad del aparato, de sus distintos bloques constituyentes y de sus interacciones.

En la investigación del cerebro, el primer paso a dar una vez entendida la estructura y función de una neurona, será descubrir

como están interconectadas las subunidades más grandes del cerebro y de que modo está constituida cada unidad.

El siguiente eslabón será el estudio de la manera en que las neuronas interactúan y el conocimiento del significado de los distintos mensajes que transmiten [STEVENS].

Ante la extrema dificultad de examinar modelos de interconexiones en el cerebro humano, los neurobiólogos e investigadores de otras disciplinas han centrado su interés en el desarrollo de modelos de animales menos complejos que pueden servir para desentrañar como interaccionan los sistemas de neuronas que dan lugar a una determinada conducta [TAPIA].

Las redes de neuronas que regulan actos complejos de comportamiento permiten afrontar una serie de cuestiones relacionadas entre sí; ¿en qué grado varían las propiedades de las distintas neuronas?, ¿qué es lo que determina los modelos de interconexiones entre neuronas?, ¿de qué modo distintos modelos de interconexiones generan diferentes formas de comportamiento?, ¿pueden las neuronas interconectadas, que controlan cierto tipo de conducta, ser modificadas por el aprendizaje?, si es así ¿cuáles son los mecanismos por cuya virtud se almacena la memoria?.

Las respuestas totales o parciales a las anteriores preguntas serían la antesala del conocimiento que, aunque de manera incipiente, ya tiene aplicación en diferentes ramas de la tecnología como lo son: Robótica, Control y Optimización. Así como en otras ramas del conocimiento científico como son la Medicina, Psicología, la Farmacología y la Biotecnología principalmente.

ANTECEDENTES TECNOLOGICOS

Los primeros instrumentos utilizados para detección y clasificación de señales impulsivas, aparecieron en el campo de la Física Nuclear y fueron diseñados principalmente para llevar a cabo tareas de discriminación de formas de onda individuales inmersas en trazas ruidosas. Tradicionalmente se ha utilizado con este propósito un sólo tipo de dispositivo conocido como Schmidt-Trigger (detector de umbral), cuyo origen data de fin de los 40's y principios de los 50s, cuando se desarrollaron numerosos dispositivos electrónicos para el análisis de altura de pulsos. Dicha altura es inducida por la partícula que incide en una pantalla sensible a la radiación y es proporcional a la energía que porta dicha partícula, i.e. a mayor energía, mayor altura de pulso, algunos ejemplos de dispositivos que producen pulsos definidos de voltaje, son las cámaras de ionización, los contadores proporcionales, y los contadores Geiger-Müller entre otros, dichos pulsos son característicos de las diferentes partículas radiactivas tales como las partículas alfa, neutrones, protones etc,. La finalidad de estos instrumentos es detectar o ignorar completamente algunos tipos de partículas [ACOSTA].

Por otra parte, en la Biomedicina, para llevar a cabo registros neurofisiológicos se tomaron los principios y las técnicas de operación de los instrumentos de detección electrónica utilizados en la Física (detectores de umbral), aunque no los aparatos propiamente, dadas las diferencias naturales entre el tipo de señales estudiadas, fundamentalmente respecto a las frecuencias

que se manejan en uno y otro campo [SCHMIDT-2].

En Biomedicina el objeto de estudio fue inicialmente el registro unitario de señales bioeléctricas (neuronas), provenientes de una región determinada de la corteza del cerebro (visual, motora, sensorial entre otras). En un principio el objeto de estudio fue el comportamiento de un sólo elemento o neurona en un determinado proceso fisiológico de interés (estímulo-respuesta). Littauer y Walcott (1959) [SCHMIDT-2] fueron los primeros en describir un discriminador de amplitud de pulso (DAD) para experimentos neurofisiológicos. Existen alrededor de 30 artículos sobre DADs que datan desde 1959.

Sin embargo, los resultados más interesantes en lo que respecta a registros neurofisiológicos extracelulares en el sistema nervioso, se han dado, con base en el registro simultáneo de actividad de grupos de neuronas. Debido a este nuevo interés por el análisis de actividad masiva, en paralelo y distribuida, la orientación de las técnicas de detección ha sufrido un giro significativo, pues ahora el mayor interés radica en la observación de actividad individual simultánea, para un posterior análisis de correlación entre todos los elementos participantes en una respuesta inducida por un estímulo controlado, o aún en condiciones espontáneas.

Una observación individual y simultánea de grupos de neuronas en actividad es esencial para llegar al conocimiento de la conectividad funcional de sistemas neuronales. Para llevar a cabo dicha observación se nos presentan dos problemas previos por

resolver. El primero, es la detección de eventos u ocurrencias de pulsos de una determinada unidad; el segundo, es la clasificación de dichas ocurrencias. Estas dos partes consideradas como una sola integran la sola tarea conocida en el medio como segregación, cuya complejidad aumenta potencialmente con el número de elementos que se desea observar en paralelo, considerando que el cerebro humano esta compuesto de aproximadamente 10 billones de neuronas (10^{10} neuronas) y cada una de estas recibe comunicación directa con 10,000 aproximadamente [HUBEL].

Las técnicas de segregación de señales multiunitarias hasta ahora desarrolladas, no son del todo satisfactorias para los objetivos de investigación de los neurofisiólogos, así podríamos hablar de :

I) TECNICAS TRADICIONALES.

Las primeras técnicas, basadas en componentes analógicos discretos (de acuerdo con la tecnología de su tiempo), imprecisas debido a la inestabilidad en respuesta (respecto a la temperatura por ejemplo) de los elementos usados para este propósito, siendo también muy costosas [SCHMIDT-2].

II) TECNICAS CONTEMPORANEAS

Las más recientes incorporan tecnología digital contemporánea, donde la principal ganancia es la confiabilidad en la respuesta de estos ante variaciones de otros parámetros como temperatura.

A continuación se hace una breve revisión descriptiva de los principales instrumentos de segregación enmarcados en los incisos I) y II) del párrafo anterior.

I) TECNICAS TRADICIONALES :

- A) Detectores de umbral.
- B) Discriminadores por amplitud diferencial de pulso.
- C) Discriminadores por ventana de tiempo y ventana dual.
- D) Discriminadores por velocidad de conducción.
- E) Discriminadores por parámetros múltiples.

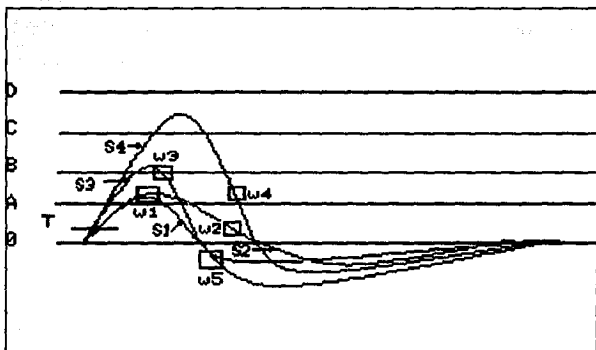


Figura 1.4 Detalle de una traza múltiple de espigas con 4 diferentes formas de onda S1, S2, S3 y S4 y sus respectivos umbrales para separación. W1, W2, W3, W4 y W5 denotan ventanas de tiempo. A, B, C y D representan diferentes marcas o niveles de voltaje.

A) Detectores de Umbral y por Amplitud Diferencial:

En muchas situaciones de registro simultáneo de actividad de neuronas diferentes, aparecen pulsos de distintas amplitudes. Suponiendo que las amplitudes son estables, es posible separar los registros por actividad individual haciendo una selección de picos que caen dentro de un determinado intervalo de voltajes de referencia previamente establecido. Por ejemplo en la figura 1.4 se puede ver que ajustando el intervalo entre los niveles (C,D) queda separada la actividad del pulso S4 del resto. Ajustando el intervalo de voltajes de referencia en (B,C), queda aislado el pulso S3, sin embargo, los pulsos S1 y S2 no se pueden diferenciar bajo este criterio.

Los instrumentos que utilizan este principio son conocidos como discriminadores de altura de pulso, discriminadores de amplitud diferencial ó discriminadores de ventana, construidos para la Física nuclear como analizadores de altura de pulso y posteriormente adaptados para registros neurofisiológicos.

A partir de esta idea se crearon variaciones de la misma, algunas de las más útiles se enlistan:

a) Cancelación de pulso. Es un método simple que utiliza un multivibrador de disparo que se activa cada vez que un pico registrado a través de un canal cruza un cierto nivel inferior de umbral, rebasando el siguiente nivel superior de umbral se genera un segundo pulso mismo que

se resta del primero para su cancelación. En la figura 1.5 se muestra el mecanismo de funcionamiento. Las limitaciones iniciales de estos dispositivos se deben a su construcción de tipo analógica con las consecuentes fallas de precisión y transitorios en los elementos electrónicos usados.

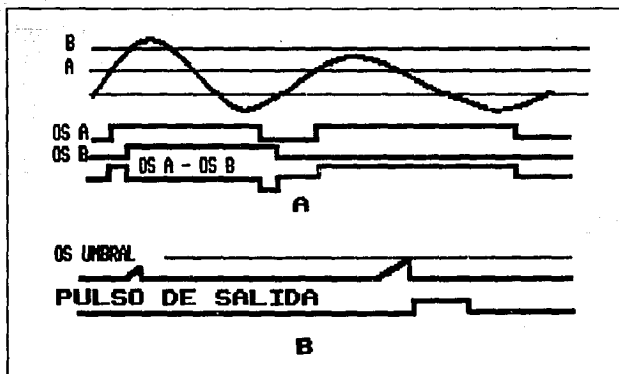


Figura 1.5 Detección por cancelación de pulso, donde se muestra el umbral (OS THRESHOLD) y el pulso de salida (OUTPUT PULSE).

b) Detección de borde principal.

De acuerdo con el diseño de Freeman (1971), ver figura 1.6 En este caso, cuando el borde principal de un pulso atraviesa el nivel de umbral inferior, se genera un pulso de duración fija mediante un multivibrador de disparo. Al

final del pulso disparado, se genera un segundo pulso que es supervisado a través de una compuerta AND. La otra entrada a la compuerta AND es la salida inversa del límite superior del umbral de referencia. Por lo que la ocurrencia de una salida se da cuando el pulso queda confinado a la ventana definida por el intervalo escogido. La principal limitante para este método, nuevamente debido al diseño analógico, es que la duración del pulso es un factor crítico para un adecuado funcionamiento.

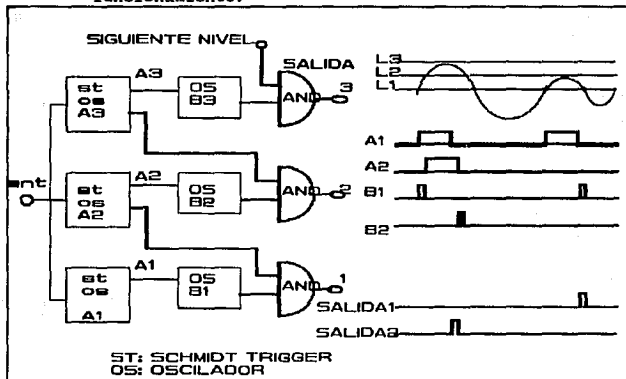


Figura 1.6 Circuito para detección por borde principal Freeman (1971). donde se muestran dos pulsos resultantes SALIDA 1/2).

c) Detectores de Pico.

Conceptualmente la mejor alternativa para la detección de

pulsos es determinar primero la ocurrencia de un pulso y posteriormente determinar la ventana de tiempo que ocupa.

B) Discriminadores por ventana de tiempo y ventana dual.

El siguiente nivel de sofisticación en discriminación de picos, es mediante el empleo de instrumentos que requieren el paso de la señal a discriminar a través de un intervalo de voltaje de referencia y una ventana de tiempo, una vez que el nivel inferior del umbral ha sido cruzado. Todos estos instrumentos emplean un nivel de umbral para eliminar el ruido basal.

Un instrumento que incorpora una ventana de tiempo, es el desarrollado por Bak M.J. y Schmidt E.M. (1977). Dicho instrumento utiliza un par de niveles de referencia A y B como límites del intervalo de selección. Cuando una señal cruza el nivel de umbral T, se activa un retardo; al final del mismo se activa una ventana de tiempo de $25\mu\text{s}$ [SCHMIDT-2]. Un pulso de entrada es aceptado como perteneciente a la clase n, si queda confinado entre los niveles de umbral A y B y si además la ventana de tiempo permanece abierta durante su paso. Este arreglo funciona mejor cuando existe una buena separación vertical entre diferentes clases de picos, más aún, es deseable que para una mejor operación, la ventana de tiempo pueda ajustarse a cambios rápidos en una porción de la señal gráficamente representado en la fig. 1.6

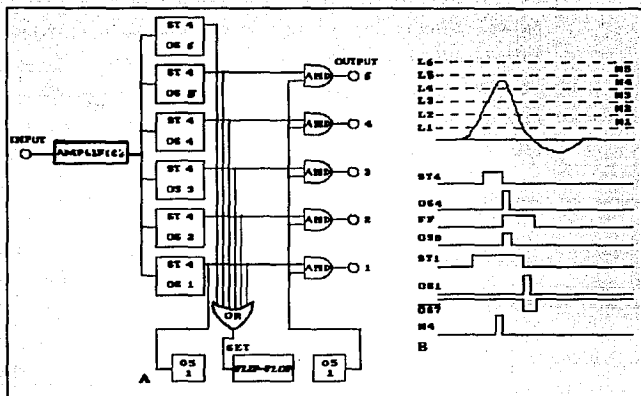


Figura 1.7 Lógica y funcionamiento de un discriminador por amplitud diferencial.

C) Discriminadores de ventana dual.

Este tipo de discriminador a diferencia del anterior emplea las diferencias de forma en potenciales de acción registrados simultáneamente, seleccionando dos puntos del pulso; Schmidt [SCHMIDT-1] utilizó este principio para construir un discriminador de ventana dual de amplitud múltiple. El instrumento contiene un detector de umbral que inicia una cadena de eventos que se ilustra mejor en la figura 1.7; después de un retardo ajustable de tiempo, el voltaje del pico a ser clasificado es comparado con 4

niveles de voltaje que forman 3 ventanas adyacentes de voltaje. Si la señal pasa por una de las segundas ventanas, se genera un pulso "verdadero" por la ventana específica, activando un flip-flop asociado con esa ventana que registra el evento. Después de un segundo retardo ajustable, se compara la señal con un segundo conjunto de 4 voltajes que forman 3 ventanas de voltaje adicionales. Si la señal pasa por una de las segundas ventanas, es generada una salida "verdadera" por la ventana adecuada. Con 3 ventanas de amplitud al tiempo 1 y 3 al tiempo 2, es posible generar 9 pares de condiciones intersectando un comparador cuyas entradas sean la salida del flip-flop de tiempo-1 y la salida del flip-flop del tiempo-2. De esta forma es posible separar las 4 formas de onda de la figura 1.8

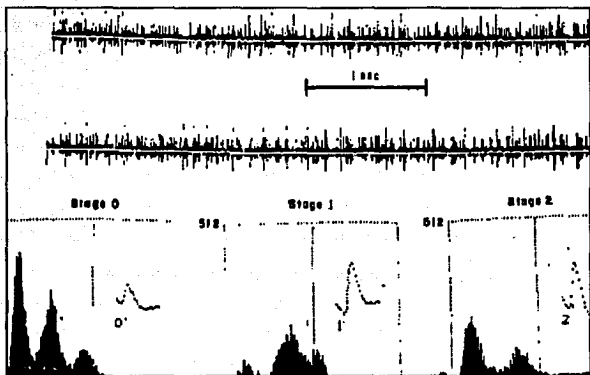


Figura 1.8 Traza típica de un registro extracelular.

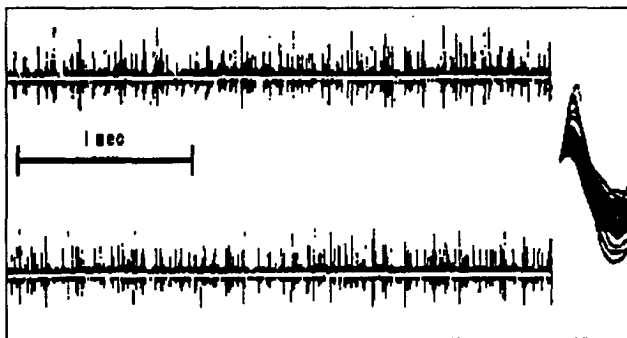


Figura 1.9 Detalle de la traza de la figura anterior

D) Discriminación por velocidad de conducción.

Para la discriminación de formas de onda registradas es posible utilizar un segundo parámetro que requiere de pensar mediante un segundo conjunto de electrodos la actividad neuronal. Dado que las fibras nerviosas tienen diferentes diámetros, estas conducen la corriente eléctrica a diferentes velocidades; es decir, el tiempo de conducción entre dos puntos dados puede ser considerado como un nuevo parámetro de discriminación.

Uno de los instrumentos construidos bajo este principio fue diseñado por Rotchild (1974) [SCHMIDT-1], quien en 1974 intentó aislar la actividad nerviosa periférica correlacionando la actividad eléctrica neuronal en dos puntos de registro a lo largo de una sección de fibra.

E) Discriminación por parámetros múltiples.

Algunos métodos requieren de un conocimiento previo acerca de los tiempos y formas de onda de los impulsos participantes en una traza, información que no siempre es fácil de conocer a priori. Otros métodos que superan el problema anterior, consumen demasiado tiempo en los cálculos requeridos, haciendo imposible la segregación en tiempo real, si no se cuenta con equipo (hardware) especializado y costoso. Métodos como los manuales o "a ojo", requieren supervisión humana y una cierta experiencia en el conocimiento y manejo de impulsos extracelulares. Si crece el número de canales para los

arreglos de microelectrodos que censan esta actividad, entonces las complicaciones se reproducen en la misma proporción [YANG].

Es posible utilizar un sólo pulso por medio de varios parámetros simultáneamente como son por ejemplo:

- a) 7 niveles de para detección de amplitud utilizando 3 bits,
- b) 7 niveles para detección de amplitud inversa,
- c) intervalo de tiempo entre cruces consecutivos de umbral y
- d) la secuencia de componentes positivos y negativos de la forma de onda del pulso. Cualquiera de estos parámetros puede ser utilizado como criterio de clasificación.

II) Técnicas contemporáneas.

Las técnicas descritas anteriormente, están basadas en unos cuantos parámetros simples de los pulsos a ser discriminados. Algunas técnicas más recientes que incorporan sistemas digitales en vez de sistemas analógicos, hacen un muestreo discreto de la señal tomando en cuenta un conjunto mayor de puntos sobre la forma de onda. Se detalla un ejemplo a continuación:

A) Ajuste de plantillas:

Una vez que se tiene almacenado un conjunto de pulsos típicos de formas de onda, se busca una forma de onda promedio o estándar dentro de un grupo de pulsos

parecidos. De esta manera la computadora compara cualquier señal de entrada dada con cada uno de los promedios de diferentes grupos característicos de pulsos previamente encontrados, calculando la diferencia de media cuadrado entre n puntos sobre la señal. Cada nueva señal que entra por un canal es probada, si ésta no difiere mucho, entonces se supone que proviene de una de las clases ya conocidas, y es registrada y cancelada.

B) Componentes principales

Otra técnica que se utiliza para reducir un conjunto de formas de onda a unos cuantos parámetros característicos, es la de construir un conjunto ortogonal de funciones base o también llamadas componentes principales. Estas características extraídas para su posterior análisis y asignación de espigas (spikes) a una clase particular. El desarrollo analítico original de esta idea fue formalizado por primera vez por Friedman (1968) y llevado a la práctica en un instrumento por Abeles y Goldstein (1977), sin embargo, los detalles del diseño no se conocen con precisión.

C) Métodos digitales para detección de pulsos.

La técnica de detección y clasificación se hace con base en componentes principales de formas de onda (CP) cuya idea original es de Friedman, dicha teoría es también llamada proyección lineal en un espacio multidimensional [FRIEDMAN] fue desarrollada en el trabajo de Abeles y

Goldstein [ABELES].

Software.

Los algoritmos de detección y clasificación de componentes principales fueron implantados en un par de elementos procesadores en paralelo (EPP) basados en DSP's. Dos vectores de componentes principales (CP) son convolucionados con datos de entrada para derivar las características de proyección de CP; la suma de esos cuadrados es la energía de cada CP. Cada EPP entre muestra y muestra debe desarrollar dos convoluciones de 20 puntos fijos, 2 operaciones de cuadrados y lógica de cruce de umbral.

Existe adicionalmente una computadora externa asociada al equipo que es programada para analizar la información extraída por medio del algoritmo de Abeles para correlacionar pares de neuronas y crear histogramas postestímulos para cada neurona observada.

Funcionamiento.

Una fase de aprendizaje [WHEELER-1] comienza con la digitalización de unos segundos de la señal proveniente del electrodo. Estos datos son revisados manual o automáticamente para definir hasta 8 distintas formas de onda de medias de potenciales de acción, de donde son creados 2 vectores de CP. Se define un umbral de detección utilizando un despliegue de la energía

proyectada por sobre el espacio CP de cada plantilla. Para cada evento detectado, las 2 proyecciones de CP filtradas definen un punto en un plano que puede ser particionado para separación de acuerdo con la forma de onda de los potenciales de acción (PA). Cuando esto se ha hecho para todos los eventos en el conjunto de señales de aprendizaje, se formarán nubes con puntos en el espacio bidimensional de CP que corresponden a distintas unidades neurales. Así son definidas regiones permitiendo la respectiva identificación de Potenciales de Acción PA.

Primer método para clasificación:

Los nuevos PA detectados pueden ser asignados a la nube más cercana, siempre que la distancia al centro de esta sea menor que un radio preestablecido por el experto; este podría ser calculado como el centro de masa de un conjunto de partículas, dado que se conocen sus posiciones en el plano.

Segundo método para clasificación:

En el segundo caso el plano CP1-CP2 se discretiza en una tabla de 252 X 256 elementos y se particiona en regiones arbitrariamente sombreadas. Se puede lograr una clasificación muy rápida ordenando la tabla con los valores de proyección de los nuevos eventos.

Una vez que los parámetros de detección y clasificación han sido definidos, el proceso de separación de picos puede simularse sobre el conjunto de aprendizaje. La

factibilidad del algoritmo se puede apreciar por despliegues que se verifican visualmente, y con repeticiones periódicas durante cada experimento, antes de ser utilizado para adquisición en tiempo real, lo que permite verificar que los niveles de ruido no varíen significativamente.

Durante una adquisición en tiempo real los EPP efectúan una prueba de detección en cada intervalo de muestra. El EPP despliega las proyecciones CP's en un osciloscopio XY de memoria para permitir verificar el desarrollo de la clasificación. Cuando un EPP detecta un PA, este interrumpe a la computadora residente y le envía los datos de tiempo y proyección del PA detectado. La computadora residente accesa la información de cada EPP y revisa una tabla para clasificar la forma de onda.

RESUMEN

En este capítulo se definieron los objetivos de la tesis; es decir el registro de la actividad eléctrica simultánea de grupos de neuronas. Se estableció un marco de referencia básica con respecto a la parte biológica asociada al objeto de estudio (ensambles funcionales de neuronas). Se hizo una breve presentación de los aparatos antecedentes que intentan cumplir con esta función y con ello los últimos avances en cuanto a tecnología empleada así como tendencias para la detección y clasificación de los datos obtenidos.

CAPITULO II

METODOLOGIA, RESULTADOS Y CONCLUSIONES UTILIZANDO LA TRANSFORMADA DE HAAR.

En este capítulo se presenta la metodología de Yang, basada en la Transformada discreta de Haar (DHT), para detección y clasificación de señales neuroeléctricas (espigas).

Esta es una variación inscrita dentro de los métodos contemporáneos de detección revisados en el capítulo anterior, dado que usa un sistema de componentes digitales, que son más precisos y además se basa en un muestreo discreto de la señal. La variante consiste en que, la señal a ser procesada se filtra utilizando la transformada (DHT), dado que por sus características esta transformada puede "ver" mejor las señales impulsivas que se le presentan magnificando éstas y minimizando el resto de la señal.

Se hacen transformaciones de un espacio de muestras a otro para obtener finalmente una traza limpia de ruido y con pulsos que denotan las espigas más significativas. Así mismo se presentan los resultados obtenidos mediante la aplicación del algoritmo a señales de entrada artificiales que le son presentadas como entradas.

La actividad eléctrica registrada, es la superposición de actividad de uno o más elementos, los más importantes son los biopotenciales neuronales que consisten de pulsos bipolares [ABELES] con duraciones típicas del orden de 1ms y amplitudes pico a pico usualmente menores de 1mV ver figura 2.1

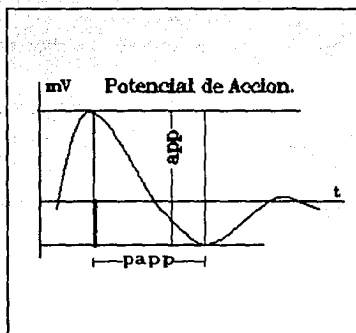


Figura 2.1 Parámetros del Potencial de Acción.

Para establecer un marco de referencia para los registros a manejar, daremos como válidas las siguientes tres hipótesis [YANG]:

Hip.1) El potencial de acción proveniente de una misma neurona mantiene su forma invariante en el tiempo, durante su vida útil.

Hip.2) Para una misma neurona, no es posible tener dos potenciales de acción al mismo tiempo; es decir, para la misma unidad existe un período refractario entre uno y otro disparo.

Hip.3) Un tren múltiple de pulsos contiene dos ó más trenes de potenciales de acción de diferente forma.

De lo anterior, podemos decir que un tren múltiple de pulsos, también llamado traza, contiene información de cuando menos dos distintas neuronas.

Una señal eléctrica puede representarse en forma discreta como una colección de puntos o muestras simbolizada por:

$$\langle X = \{ x_k \mid k = 1..n \} \quad \text{-----} \quad (2.0)$$

donde n es el número de muestras.

Un registro múltiple de pulsos se puede simbolizar entonces como:

$$\langle X = \langle x_i + \langle R_i + \langle R_e \quad \text{-----} \quad (2.1)$$

donde: $\langle X$ es el registro múltiple

$\langle x_i$ señal i-ésima.

$\langle R_i$ ruido interno.

$\langle R_e$ ruido externo.

En lo sucesivo se supondrá que el tren de pulsos muestreado está almacenado en una memoria, con el objeto de poder recuperarlo en cualquier momento.

DEFINICION DE LA TRANSFORMADA DE HAAR

Los coeficientes de la transformada (DHT) [ELLIOT], [AHMED]

$Y_x(k)$, $k=0,1..N-1$ correspondientes a la secuencia de muestras $\{X(0) X(1)..X(N-1)\}$ se obtienen calculando la transformación :

$$Y_x(n) = 1/N H^*(n) X(n) \quad \text{-----} \quad (2.3)$$

donde $H^*(n)$ es la matriz de transformación (HT) de $N \times N$. $H^*(n)$ se obtiene muestreando el conjunto de funciones de HAAR $\{har(r,m,t)\}$ definidas en el intervalo $[0,1]$ como:

$$\begin{aligned} har(0,0,t) &= 1, & t \in [0,1) \\ & 2^{r/2}, & (m-1)/2^r \leq t < (m-1/2)/2^r \\ har(r,m,t) &= -2^{r/2}, & (m-1/2)/2^r \leq t < m/2^r \quad \text{-----} \quad (2.4) \\ & 0, & \text{otro caso.} \\ & \text{donde } r=0,1..,\log_2 N \text{ y } m=1,2\dots,2^r. \end{aligned}$$

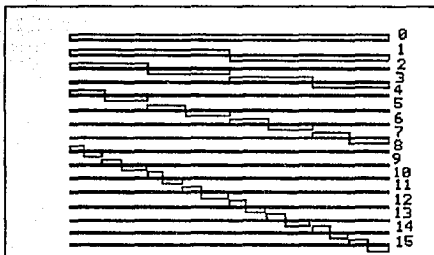


Figura 2.2 Funciones discretas de la transformada de Haar (DHT) para $N=8$, este conjunto es periódico, ortonormal y completo.

Las primeras dos funciones 0 y 1, como se ilustra en la figura 2.2, son globales (diferentes de cero sobre el intervalo), el resto son locales (diferentes de cero sobre una porción del intervalo en que están definidas).

$N/2$ coeficientes de la transformación, (ver figura 2.2.1) miden la correlación adyacente de coordenadas en el espacio de datos, tomando dos a un mismo tiempo, $N/4$ coeficientes miden la correlación de coordenadas, tomando 4 a un tiempo y así hasta N/N coeficientes midiendo todas las N coordenadas del espacio de muestras. Esto implica que (HT) es local y globalmente sensible, a diferencia de otras transformadas donde la información reportada es global, como en el caso de la transformada rápida de Fourier (FFT) ó Walsh-Hadamard.

$$\mathbf{H(3)} = \begin{bmatrix}
 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\
 1 & -1 & 1 & -1 & -1 & -1 & -1 & -1 \\
 \sqrt{2} & \sqrt{2} & -\sqrt{2} & -\sqrt{2} & 0 & 0 & 0 & 0 \\
 0 & 0 & 0 & 0 & \sqrt{2} & \sqrt{2} & -\sqrt{2} & -\sqrt{2} \\
 2 & -2 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\
 0 & 0 & 2 & -2 & 0 & 0 & 0 & 0 \\
 0 & 0 & 0 & 0 & 2 & -2 & 0 & 0 \\
 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 2 & -2
 \end{bmatrix}$$

Figura 2.2.1 Coeficientes de Haar para N = 8.

Los detalles del algoritmo de Andrews para calcular la transformada de Haar, así como de la Transformada Inversa de Haar (IDHT) aparecen en el APENDICE B.

TECNICA DE DETECCION DE PULSOS POR TRANSFORMADA DE HAAR.

La detección de pulsos consta de dos etapas [YANG] [GERSTEIN]:

- i) Fase de extracción de características principales.
- ii) Fase de detección en línea.

i) En la primera fase, también conocida como fase de aprendizaje, se hace la detección de pulsos por medio de la transformada discreta de HAAR, que es un conjunto de funciones periódicas, ortogonales y completas para cualquier N que sea una potencia de dos (ver APENDICE B).

Su utilidad radica en el hecho de que describe satisfactoriamente señales de carácter impulsivo; es decir, resulta en una componente amplia en el dominio de la transformada si la base para dicha componente es similar en amplitud y fase al pico en el dominio del tiempo.

El subsistema de aprendizaje comienza con la detección de pulsos en el medio ruidoso, a lo largo de una traza, utilizando la transformada discreta de Haar (DHT), con un algoritmo rápido (Andrews) [AHMED], que evita operar directamente con matrices y sólo necesita de las muestras de entrada y potencias de $2^{x/2}$, como constantes de multiplicación.

En el espacio de la transformada se filtró el ruido de fondo, mediante un umbral, que se determinó con métodos estadísticos (variancia y desviación estándar sobre el vector de muestras $\langle X_i \rangle$) [CHATFIELD]. Así fue posible remover la mayor parte de ruido gaussiano. Una vez hecho esto, se obtuvo la transformada inversa utilizando (IDHT ver APENDICE B) y se regresó a la representación

de la traza en el tiempo. Después se determinaron los tiempos de ocurrencia de los pulsos más significativos y se ordenaron en una tabla como la inferior izquierda; cada evento registrado lleva asociados parámetros de periodo y amplitud que también son registrados como se ve en la tabla inferior derecha.

Indice	Tiempo
1	t1
2	t2
.	.
.	.
.	.
n	tn

I	tiempo	período	amplitud
1	t1	p1	a1
2	t2	p2	a2
.	.	.	.
.	.	.	.
.	.	.	.
n	tn	pn	an

Se recuperó la señal original con el objeto de extraer los parámetros principales: amplitud pico a pico (APP) y el intervalo de tiempo entre pico y pico (PAPP) de cada uno de los pulsos ya localizados (véase la figura 2.1). Con el objeto de construir una gráfica de características, como la que se muestra en la figura 2.3 y que sirve para definir el número de clases o señales diferentes observadas con base en una proyección en un plano bidimensional (APP) vs (PAPP), en el cual se utiliza algún criterio para selección de nubes de puntos cercanos. Por ejemplo seleccionando un radio r que parte del centro de gravedad de un cúmulo determinado, tal que los puntos que caen dentro de la circunferencia correspondiente podrían suponerse que provienen de una misma neurona.

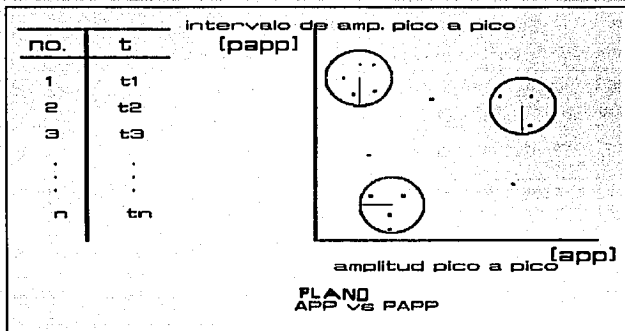


Figura 2.3 Plano de parámetros característicos PAPP vs APP.

Una vez hecho esto, se promedió el conjunto en el espacio de los pulsos correspondientes a una misma clase, para obtener un pulso estándar característico de dicha clase, al cual se le llama plantilla. Se puede aplicar nuevamente (DHT) a la señal almacenada para detectar los picos que se han separado en clases, comparando sus características con la plantilla.

ii) En la fase de detección en línea o en tiempo real, se suponen establecidas las distintas clases de pulsos, de forma tal que se cuenta con los parámetros óptimos asociados a cada unidad. Resta por determinar el nivel medio del ruido de fondo para iniciar la detección y clasificación en línea de la señal de entrada, para lo cual se puede recurrir a distintas técnicas que pueden ser desde una verificación de umbrales, análisis de la señal punto a punto, o un clasificador basado en redes neuronales [QUIZA] ver figura 2.4

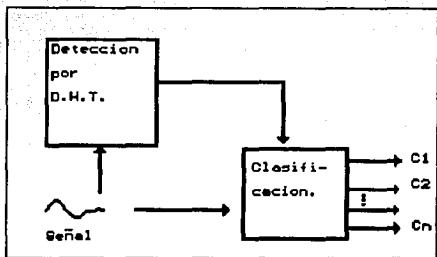


Figura 2.4 Diagrama de bloques para la detección por DHT y clasificación por medio de una red neuronal.

RESULTADOS

Se comenzó con el procesamiento de una base de datos, proporcionada por el Dr. Moshe Abeles de la Universidad Hebrea de Israel, que contiene información de 72 distintas formas de potenciales de acción con 128 muestras cada una almacenadas en un archivo en base octal llamado SPIKES.DAT. La forma de cada una de estas se puede revisar en el APENDICE C.

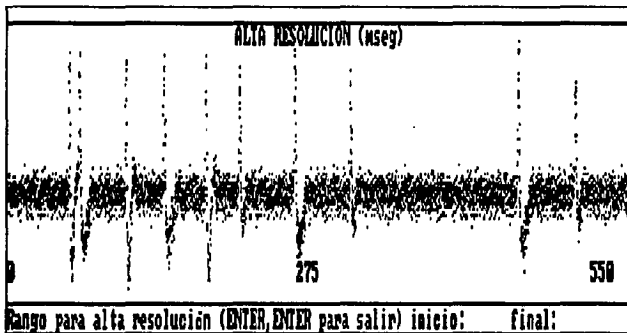
Se procedió a depurar, convertir, ajustar y separar la información relativa a cada pulso o SPIKE por software (ver APENDICE B). Para después crear un archivo de datos que representa la combinación de la actividad de más de dos potenciales de acción con ruido gaussiano agregado aleatoriamente (ver APENDICE C).

Una vez que se tiene en un archivo la señal artificial compuesta arbitrariamente (ver APENDICE C), así como los tiempos de disparo de las mismas, con la suma de ruido gaussiano a diferentes niveles, que se especifican en los pies de cada gráfica, entonces

se pasó de la representación de la señal en el dominio del tiempo a la representación de la señal en el dominio de la transformada de HAAR, (DHT).

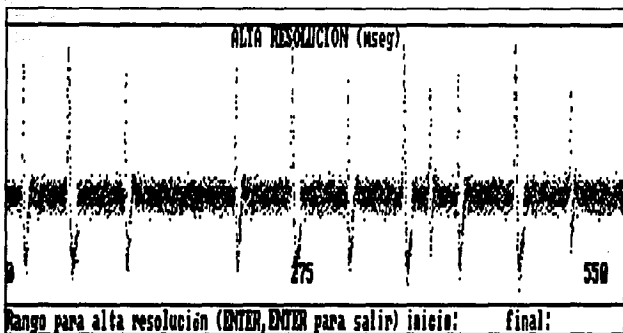
Las señales compuestas por tres tipos diferentes de pulsos cada una, mismas que se especifican, así como los tiempos de activación, se muestran en las gráficas 2.1, 2.2 y 2.3.

Las gráficas que a continuación se muestran son resultado de la mezcla de los picos catalogados en el archivo SPIKES.DAT, ver APENDICE C, cuyo número de pulso y tiempo de ocurrencia se indican en el pie de cada gráfica.



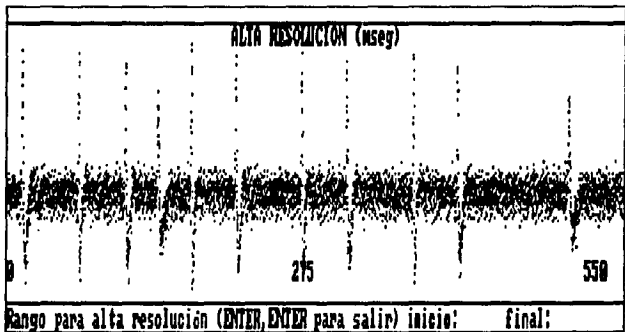
Gráfica 2.1

Ejemplo1: Números de señales mezcladas #5, #40 y #70 con tiempos de disparo: #5:50, 1000, 1700; #40:600, 1350, 2500, 4500; #70:2000, 3000, 5000. Nivel de Ruido 25% pico a pico. Número de muestras:5000



Gráfica 2.2

Ejemplo2: Números de señales mezcladas #7, #14 y #21 con tiempos de disparo: #7: 100, 1000, 2000, 3000, 4000; #14: 500, 2500, 3500, 4500; #21: 3750, 5000. Nivel de ruido pico a pico 20%. Número de muestras 5000



Gráfica 2.3

Ejemplo3: Números de señales mezcladas: #1: 100, 1000, 2000, 3000, 4000; #25: 600, 1600, 2600, 3600; #50: 1300, 5000. Ruido 30% pp. 5000 muestras

Las gráficas anteriores forman la traza de un registro multiunitario de 5000 puntos cada una, dado el límite en el número de muestras que se pueden almacenar en memoria para cada traza, usando el lenguaje Turbo-pascal versión 5, fue necesario considerar solamente una sección al inicio de cada una de estas, a saber, las primeras 2048 del total de las 5000 muestras.

Para calcular (DHT) se tomaron $N=2^{11}=2048$ muestras por cada tren artificial de pulsos que se utilizó, éstas se muestran en la serie de gráficas Graf 2.1.1, Graf 2.2.1, y Graf 2.3.1 que se ilustran a continuación.

Después de calcular para cada caso el valor de la variancia en el espacio de la transformada DHT, que se muestra en la serie de gráficas 2.1.2, 2.2.2 y 2.3.2, se filtraron los trenes de pulsos (ver APENDICE B) que se muestran en la serie de gráficas 2.1.3, 2.2.3, y 2.3.3.

Finalmente se obtuvo la transformada inversa IDHT (ver APENDICE B), regresando al dominio del tiempo (TMP), los resultados se muestran en las serie de gráficas 2.1.4, 2.2.4 y 2.3.4 respectivamente.

Para poder visualizar rápidamente la evolución del proceso de las señales de entrada a continuación se muestran las gráficas procesadas en orden progresivo:

- a) la señal de entrada original,
- b) su transformada,
- c) la aplicación del filtraje,
- d) la recuperación de la señal en el espacio del tiempo.

Se muestran a continuación las secuencias para los segmentos de 2048 muestras o puntos previamente presentados; ejemplo1, ejemplo2 y ejemplo3.

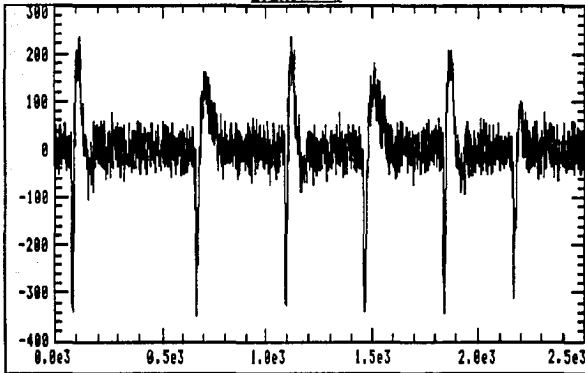
Nota1:

Las 2048 muestras usadas para el análisis de cada ejemplo fueron tomadas de la muestra 1 a la muestra 2048 con la salvedad de que fueron rotadas 180° respecto al eje Y, únicamente por comodidad de manipulación, es por eso que las máximas amplitudes ahora apuntan hacia abajo, sin embargo, esto no afecta el desempeño del algoritmo de HAAR.

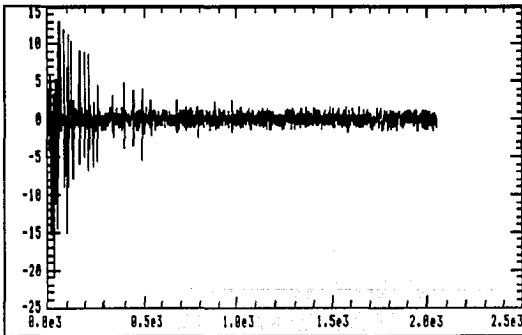
Nota2:

La escala en el eje X corresponde al número de muestras (0 a 2048) y en el eje Y es la amplitud correspondiente a cada espiga (2 milivolts) pico a pico en todos los casos.

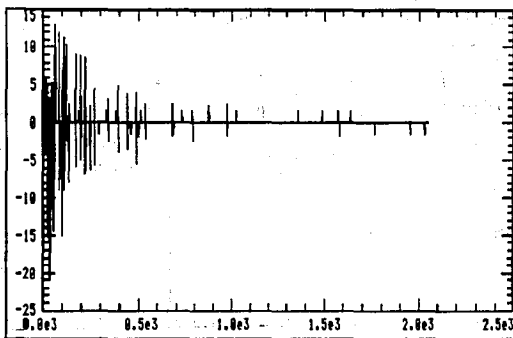
EJEMPLO 1



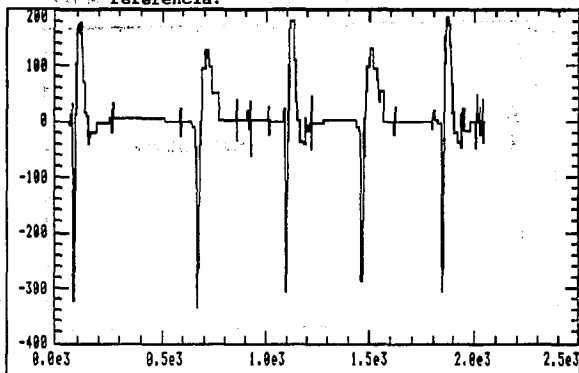
Gráfica 2.1.1: Ejemplo 1 2048 muestras. 25% ruido



Gráfica 2.1.2 Ejemplo 1 en el dominio de (DFT). Variancia=1.42

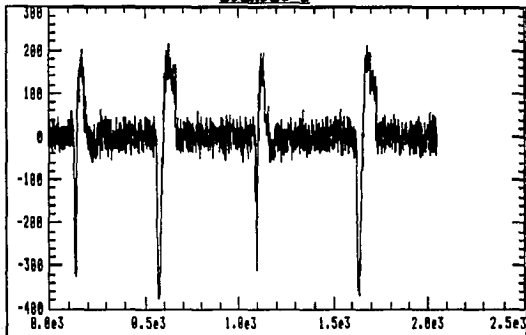


Gráfica 2.1.3 Ejemplo 1 después de filtrar usando un umbral de referencia.

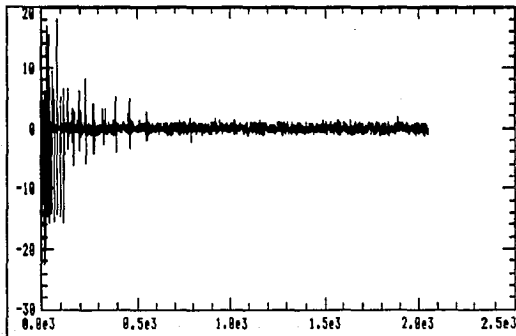


Gráfica 2.1.4 Ejemplo 1 traza invertida con IDHT. Recuperación en el dominio del tiempo (TMP).

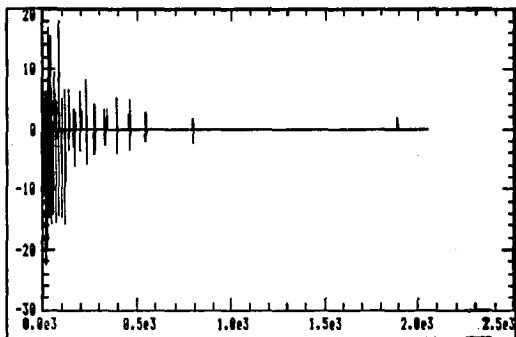
EJEMPLO 2



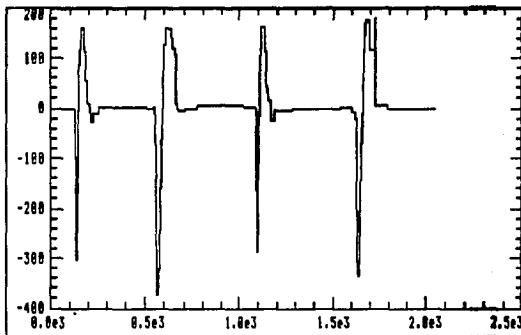
Gráfica 2.2.1 Ejemplo2 2048 muestras. 20% de ruido.



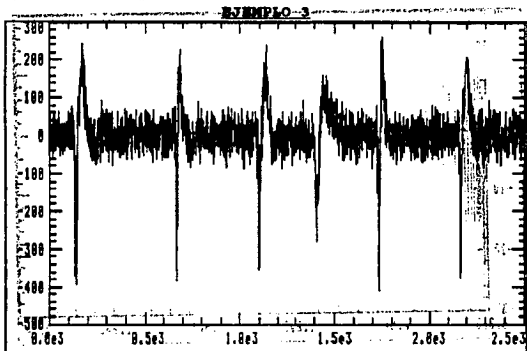
Gráfica 2.2.2 Ejemplo 2 en el dominio de (DFT). Variancia=1.4



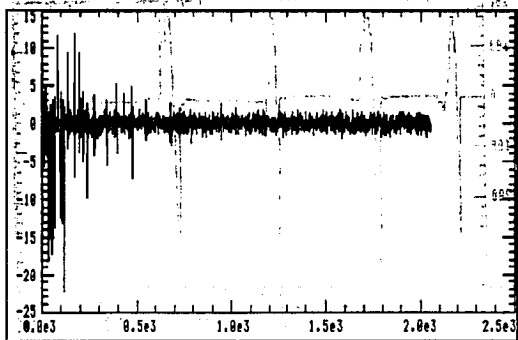
Gráfica 2.2.3 Ejemplo 2 después de aplicar filtraje.



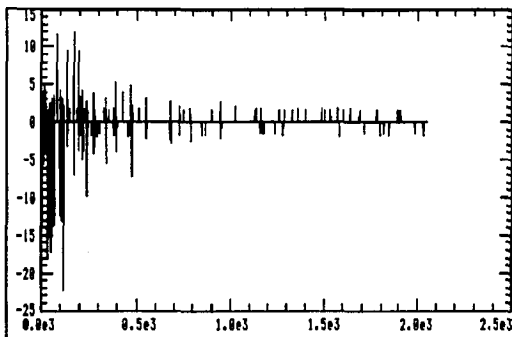
Gráfica 2.2.4 Ejemplo 2 invertida con IDHT. Recuperación en el dominio del tiempo (TMP).



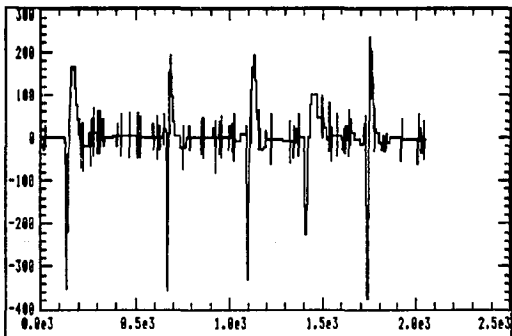
Gráfica 2.3.1 Ejemplo 3; 2048 muestras. 30% de ruido.



Gráfica 2.3.2 Ejemplo 3 en el dominio de(DFT). Variancia=1.44



Gráfica 2.3.3 Ejemplo 3, después de aplicar filtraje por medio de un umbral.



Gráfica 2.3.4 Ejemplo 3 invertida con DHT. Recuperación en el dominio del tiempo (TMP).

A partir de la reconstrucción de la señal ya procesada se obtuvieron los tiempos de ocurrencia de los diferentes picos en el tiempo (TMP) ya depurado.

Los pulsos más significativos con respecto al nivel de ruido, se registraron en una tabla que se utilizó para determinar los parámetros característicos de cada uno de los pulsos detectados.

Los parámetros usados fueron (PAPP): intervalo de tiempo de duración entre pico y pico, APP: amplitud pico a pico).

De esta forma se obtuvo un plano bidimensional en el que se mapeó (PAPP vs APP), donde cada punto en el plano representa uno de los pulsos. Los planos se muestran en las figuras 2.20, 2.21, y 2.22

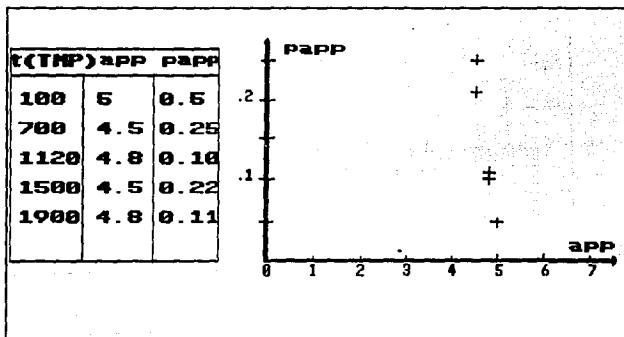


Figura 2.20 Plano (PAPP vs APP) del Ejemplo 1

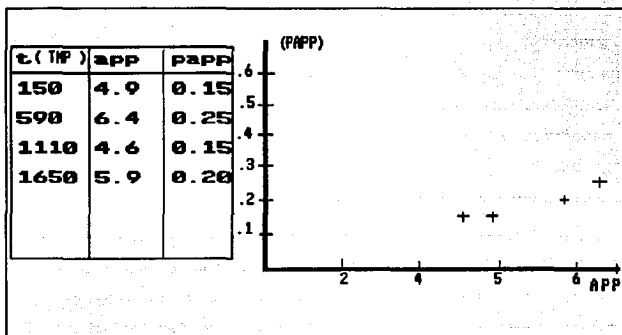


Figura 2.21 Plano (PAPP vs APP) del Ejemplo 2

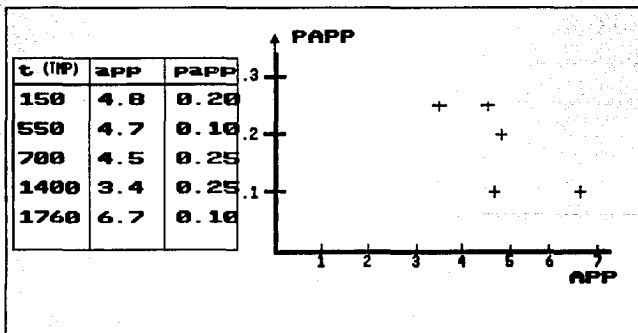


Figura 2.22 Plano (PAPP vs APP) del Ejemplo 3

Una vez que se detectaron las ocurrencias de los pulsos y se etiquetaron en el tiempo, se efectuó la clasificación de las señales de entrada, con base en las plantillas extraídas en la fase de aprendizaje; es decir, con un muestreo previo de la señal, ésta es caracterizada y se procede a hacer la detección en línea.

CONCLUSIONES.

Al hacer una comparación entre el análisis visual de la traza o señal de entrada y el plano PAPP VS APP obtenido para cada uno de los tres ejemplos expuestos se puede observar lo siguiente:

En el ejemplo 1 (fig. 2.1.1) la señal de entrada parece mostrar formas de onda muy similares entre sí excepto por la diferencia en las amplitudes de las espigas que intervienen, de ahí que pueden verse aproximadamente tres espigas de igual amplitud pico a pico e intervalo de tiempo entre pico y pico, que son de izquierda a derecha la uno la tres y la cinco. Entre estas espigas aparecen la dos y la cuatro que con respecto a los demás parecen guardar mayor similitud entre sí en amplitud pico a pico e intervalo de tiempo entre dicha amplitud. Finalmente existe una tercer espiga que puede considerarse como independiente puesto que no tiene una relación tan estrecha con las demás como las ya descritas, dicha espiga es la ocurrencia seis. Observando el plano (fig. 2.20) obtenido mediante el algoritmo de Yang se pueden apreciar aproximadamente un par de cúmulos de dos elementos cada uno que para un cierto radio relativo a las escalas máximas, podrían agruparse dos nubes de 2 puntos y un tercer cúmulo con sólo un elemento, con lo que se estarían detectando seis ocurrencias

debidas a tres diferentes neuronas.

Para el ejemplo dos (fig 2.2.1) se ven en la traza de entrada cuatro picos, de los cuales existen dos pares de espigas semejantes en forma y amplitud intercaladas entre sí, sus ocurrencias son la uno y la tres, y la dos y cuatro. observando el plano (fig. 2.21) PAAP vs APP obtenido, de los cuatro puntos en el plano se distingue un par de agrupaciones relativas, la distancia entre el punto uno y dos de izquierda a derecha (d_{12}) es menor que la distancia relativa entre éste último y el punto tres (d_{13}) y a su vez la distancia entre éste punto y el cuarto (d_{34}) es menor que la anterior distancia. Por lo que podría pensarse que las espigas son causadas por dos diferentes neuronas con dos disparos cada una.

Finalmente en el ejemplo 3 (fig.2.3.1) se ven seis espigas entre las cuales la uno y la seis son semejantes respecto a los parámetros ya explicados en la descripción del ejemplo 1, la dos y la cinco son semejantes entre sí excepto por la amplitud de la cinco que es mayor, la tercera no es semejante con ninguna otra y lo mismo ocurre con la quinta. En este caso las espigas detectadas son cinco, la última espiga parece no haberse detectado, sin embargo, esto se debe a un recorte en el número de puntos considerados en la transformada inversa (2048) de la señal y la sexta ocurrencia aparece después de las 2100 muestras (ver fig. 2.3.4). En el plano se observan cinco puntos cuyas distancias relativas son cercanas si se consideran pares adyacentes de puntos, por lo que es muy difícil dar una interpretación a este último caso y la resolución no es satisfactoria.

Podría decirse de acuerdo a lo anterior que la mayor virtud del método de la transformada discreta de Haar (DHT) radica en la detección certera de la ocurrencia de espigas, no así, en la clasificación de acuerdo con el algoritmo de YANG que se utilizó aquí.

Las dificultades asociadas con la búsqueda del espacio de transformación óptimo (Karhunen-Loeve) [ELLIOT] para caracterizar una señal impulsiva, dan paso a otras representaciones subóptimas como la DHT usada aquí; es decir, no decorrelacionan la secuencia de datos totalmente aunque si tienden a hacerlo por secciones decrecientes como se puede ver en la figura 2.2.

De los resultados presentados puede verificarse la eficacia de la transformada de Haar para caracterizar señales impulsivas debido a su estructura global/local, por lo cual también se utiliza en la detección de bordes y extracción de contornos en el caso del procesamiento de imágenes; posee además la particularidad de que se puede implantar fácilmente en un microprocesador, dado que las matrices de Haar pueden ser factorizadas en matrices esparcidas que pueden reducirse al cálculo de sumas y restas y multiplicaciones y dar como resultado final, el cómputo de la transformada ó la inversa con $2(N-1)$ sumas ó restas y N multiplicaciones.

No obstante, las ventajas antes mencionadas, existe una condicionante rígida para que la detección sea confiable y se refiere a la estabilidad que la señal debe presentar durante el período de muestreo [GERSTEIN], si se presentan cambios abruptos ya sea en la fase de extracción de características o durante la

detección en línea, los parámetros extraídos no serán confiables, y los procesos de detección y clasificación tampoco lo serán.

Una limitante que se encontró fue la capacidad de memoria de la PC de trabajo, el número de muestras a procesar no pudo exceder de 2048.

En cuanto a la clasificación, se puede escoger entre diferentes métodos de clasificación; desde los métodos puntuales, hasta la clasificación de pulsos con base en una RED NEURONAL [QUIZA] [ESPINOSA-1] por ejemplo, lo cual tiene la ventaja de generalizar las características de los pulsos y reconocer una determinada clase aún ante variaciones, como traslaciones de la misma.

Las señales artificialmente compuestas se generaron con el paquete referido en el APENDICE C.

Este algoritmo se implantó en un lenguaje de alto nivel Turbo-Pascal versión 5.0 cuyo código aparece en el APENDICE B de esta tesis. Las pruebas se llevaron a cabo en su totalidad en una microcomputadora PC compatible tipo GAMA AT-286.

En cuanto a la implantación de este método en un sistema digital de señales basado en chips, solo se escribieron las rutinas adecuadas para la ejecución de la transformada discreta de Haar (ver APENDICE D). Donde se vió, simulando su operación con datos de entrada (ver simulador del TMS320 APENDICE E), que por el límite en velocidad que pueden alcanzar el modelo de microprocesadores que disponemos en el laboratorio, resultó insuficiente para programar las tareas de extracción, almacenamiento de parámetros

principales y clasificación de eventos detectados para formar los planos asociados. Y que el sistema funcionara en línea junto con todo el proceso.

Dado lo anterior fue necesario pensar en una técnica alternativa mediante el cual pudiésemos sacar ventaja del equipo disponible en el laboratorio basado en un chip DSP (ver apéndice A).

CAPITULO III

METODOLOGIA, RESULTADOS Y CONCLUSIONES UTILIZANDO EL METODO DE MAHOUDEAUX MODIFICADO

En este capítulo se propone un método modificado para detección de espigas, en vista de los problemas que implica el del anterior capítulo como se verá más adelante.

Este surgió a partir de la idea de Mahoudeaux, compilado por Friesen [FRIESEN]. y fue adaptado a las características de las señales neuroeléctricas usadas aquí.

En vista de que por su relativa sencillez permite utilizar un menor número de instrucciones entre muestra y muestra, finalmente fue implantado en el sistema digital. Los resultados se presentan con una breve discusión para cada caso particular.

Dado el número de instrucciones que se pueden manejar con el Módulo de Evaluación (EVM que opera con un procesador digital de señales DSP ver APENDICE A) entre muestra y muestra, para la máxima frecuencia de muestreo $\Delta F=10\text{kHz}$ (véanse especificaciones APENDICE H).

Entonces con la siguiente fórmula para el caso del DSP TMS32010 que ejecuta una instrucción cada 200 ns (APENDICE H) se tiene que:

$$\#I = T / t_{ins} = 1 \times 10^{-4} / 200 \times 10^{-9} = 500$$

donde: #I es el número de instrucciones

t_{ins} es el tiempo por instrucción

$T=1/\Delta F$ es el ciclo de muestreo del EVM.

Por lo tanto, el máximo número de instrucciones que se pueden manejar para tener una respuesta en tiempo real es de 500 instrucciones.

En el caso de la ejecución de la transformada de HAAR el número de instrucciones ejecutadas entre muestra y muestra sobrepasa dicho límite, lo cual nos obligó a proponer éste método, quizá no de la misma eficacia en la detección de las espigas, pero con la ventaja de que su respuesta sería en tiempo real.

Se propone aquí una adaptación al tipo de equipo que existe en el laboratorio de Cibernética, basado en DSP TMS32010.

La arquitectura de bloques del módulo de evaluación se presenta a continuación en la figura 3.1

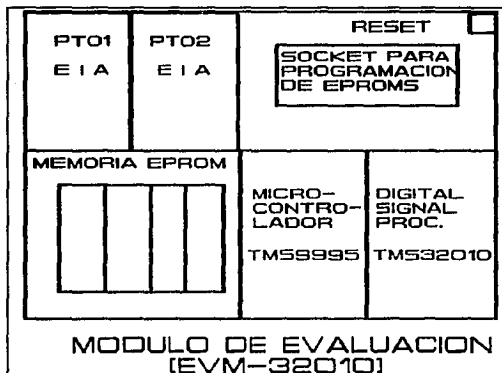


Figura 3.1 Arquitectura del módulo de evaluación (Ver especificaciones EVM APENDICE H).

La capacidad de memoria de datos que tiene este equipo es de 4kwords; 1word equivale a 2 bytes, (ver especificaciones EVM APENDICE H).

El algoritmo propuesto basado en amplitud y primera derivada es una adaptación del compilado por Friesen, Jannet y otros colaboradores [FRIESEN], el cual inicialmente es un detector de ondas Q-R-S, en un medio ruidoso, y sirve para eliminar ruido en este tipo de registros electrocardiográficos.

SISTEMA DE DETECCION DE ESPIGAS

El sistema de detección de espigas propuesto utiliza como principio de operación la evaluación de las últimas L muestras que entran al módulo de evaluación (EVM32010) a través de una tarjeta de conversión Analógica/Digital (AIB) de 16 bits.

Las muestras entrantes $x(i)$ se procesan calculando la primera derivada $x'(i)$, enseguida se hace una estimación de la media Px sobre dichas muestras, a fin de determinar dinámicamente un valor, llamado umbral Ux , dicho umbral, es utilizado posteriormente como nivel de referencia y a partir de éste se filtran únicamente aquellas muestras que rebasan dicho nivel de referencia. El valor de umbral se modificará con la entrada de cada nuevo valor de la señal, $x(i+1)$ muestra. El nuevo valor de la media Px se obtendrá de acuerdo con :

$$Px(n) = \frac{1}{L} \sum_{i=n-L+1}^n x(i) \quad (1.1)$$

Donde L es la longitud de la ventana temporal.

El número de muestras para el cual se hace la estimación de la media, es función únicamente de la cantidad del espacio de memoria en el cual se puede almacenar un vector de muestras; es decir, depende de la capacidad del equipo de procesamiento.

Si L crece la precisión del sistema aumenta y la señal procesada tendrá una mejor resolución, lo cual se traduce en una mejor detección de eventos como respuesta a la señal de entrada.

En el caso del sistema propuesto L máxima. es de 45 muestras, mismas que ocupan 45 localidades de memoria RAM de datos (45words) de este.

Previamente al cálculo del umbral, la señal es amplificada por un factor B , con el objeto de hacer visible el despliegue de la señal de entrada y su respuesta en un osciloscopio.

Se considera que un pico está presente cuando dos muestras consecutivas en el arreglo derivado exceden el nivel de umbral U_x . Para cálculo de la media es necesario considerar que a partir de la ec. 1.1 podemos escribir:

$$\begin{aligned}
 P_x(n) &= \frac{1}{L} \sum_{i=n-L+1}^n x(i) = \frac{1}{L} \left[x(n) + \sum_{i=n-L}^{n-1} x(i) - x(n-L) \right] \\
 &= p_x(n-1) + x(n)/L - x(n-L)/L \quad \text{----- (1.2)}
 \end{aligned}$$

La ecuación 1.2 para calcular la media, queda ahora en términos de la media de la muestra anterior $P_x(n-1)$, de tal forma que, ahora tenemos una fórmula recursiva que nos permite actualizar la media con la próxima entrada.

Para hacer el filtraje de los impulsos eléctricos, se utilizó un algoritmo basado en la amplitud y la tercera diferencia; es decir, la diferencia entre los valores de los puntos a la derecha y a la izquierda del punto de referencia en la señal entrante [MAHOUEAUX].

$$\text{Sea } x(n) = x(0), x(1), x(2) \dots x(k) \quad \text{----- (1.3)}$$

que representa un arreglo unidimensional de puntos muestras de una señal pico digitalizada.

Se calcula un umbral de amplitud U_x , que es una fracción del valor absoluto más grande del arreglo 1.3

En cada punto de 1.3 se calcula la tercera diferencia $Y(n) = X'(n)$:

$$Y(n) = x(n+1) - x(n-1) \quad \text{----- (1.4)}$$

$$\text{con } 1 < n < k$$

Se dice que existe un candidato a ser pico cuando el valor absoluto de los tres puntos consecutivos en el arreglo derivado $Y(k)$.. $Y(k+2)$ exceden el umbral U_x y las de la derecha son mayores que las de la izquierda, lo cual significa que estamos ante una pendiente positiva.

Todos los puntos del vector entre el inicio del pico y antes del fin de la pendiente positiva deben de exceder el nivel de umbral U_x , de no ser así entonces se trata probablemente de una perturbación ruidosa ajena al arreglo de un pico.

$$Y(i), Y(i-1), Y(i+1) > U_x \quad \text{----- (1.5)}$$

FUNCIONAMIENTO DEL SISTEMA

El sistema funciona de acuerdo al diagrama de bloques de la figura 3.2 que se muestra a continuación y que se explica a detalle junto con el algoritmo en la siguiente sección.

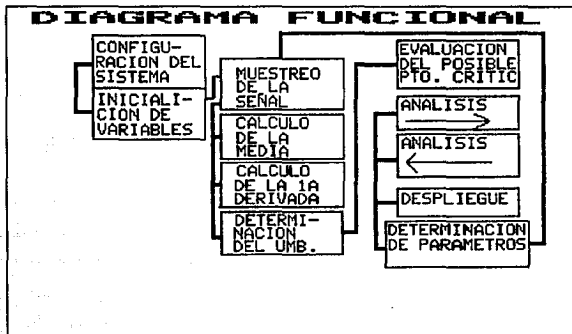


Figura 3.2 Diagrama funcional de bloques del sistema.

El sistema comienza por configurar el modo de operación de la tarjeta de adquisición de datos (ver figura 3.3); es decir, le define la frecuencia de trabajo a la cual se llevará a cabo el muestreo, así como el modo en que se hará la adquisición de los datos, ya sea por interrupciones al sistema ó por censo permanente a través de un pin (BIO) que permanece abierto para percibir variaciones lógicas de voltaje (pooling) asíncronas, este último modo, requiere menor atención para la manipulación de los datos de entrada y es el que se usó para nuestro caso.

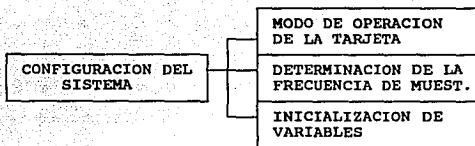


Figura 3.3 Diagrama de bloques de la configuración del sistema

Después de configurar modo y frecuencia, se asignan valores temporales a las variables y constantes que van a ser usadas, todas estas son referenciadas en los programas en ensamblador para el TMS32010 que se anexan en el APENDICE G de este trabajo.

Los pasos previos son necesarios para que se de un correcto inicio de la fase de detección de espigas que se describe a continuación:

En primera instancia, hay un censo permanente de datos o muestras de entrada a través del puerto destinado para ello. Si hay un dato presente, entonces se verifica si se puede calcular la derivada, esto es posible siempre y cuando existan previamente L muestras almacenadas en la memoria de datos. Si no es el caso, entonces se lleva a cabo el corrimiento de L-1 muestras a la derecha para así dar alojamiento temporal a la siguiente muestra. Enseguida se hace el cálculo de la media de la señal M_x , así como el cálculo de la potencia P_x .

Con estos datos se procede a verificar a través de una bandera cuyo valor inicial en falso, si hay un evento (espiga) presente, en caso de ser falso, se envía a través de un puerto de salida el

valor de la potencia $P(x)$, que puede estar conectado a cualquier dispositivo de salida como un osciloscopio, y el control del sistema nuevamente nos transfiere a la rutina de censo.

Tenemos ahora que, si para el dato entrante existen $L-1$ muestras almacenadas, entonces se ejecuta la diferencia Dx para las dos muestras más próximas. y se calcula el umbral U para ese instante considerando el valor medio previamente calculado.

Con el valor absoluto de la diferencia Dx y el valor del umbral U , es posible comparar uno con respecto a otro para así decidir si estamos ante un punto que es posible valor crítico para máximo ó mínimo, si lo anterior fuese cierto, entonces, se envía al puerto de salida el valor Dx .

Se entonces inicia la etapa de análisis hacia la izquierda y hacia la derecha que consiste en comparar el valor absoluto de la amplitud para dicho punto Dx con respecto a los tres puntos más cercanos a la derecha y a la izquierda de éste, esto con base en la frecuencia de muestreo que se esta usando y en la duración media típica de un potencial de acción de 2ms que se conoce, ver el diagrama de flujo de la figura 3.4.

De esta manera si el análisis resulta positivo cambia el estado de la bandera que detecta si hay un evento presente y se graban en memoria de programa en una tabla los dos parámetros más importantes para un evento que son el tiempo de ocurrencia y la amplitud detectada ver figura 3.5.

Si el análisis no resulta positivo, entonces la salida al puerto es el valor Px de la potencia previamente calculada.

Enseguida el control del sistema transfiere las actividades de este a la rutina de censo nuevamente.

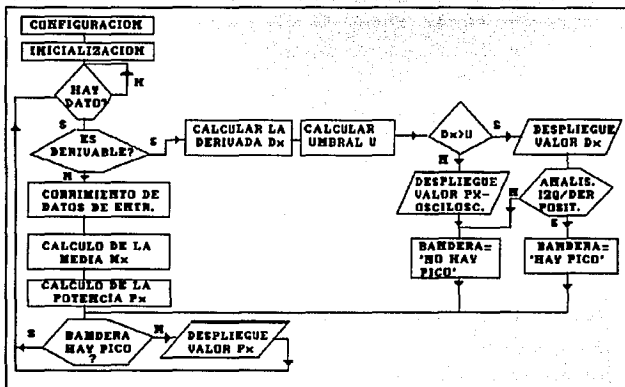


Figura 3.4 Diagrama de flujo del algoritmo

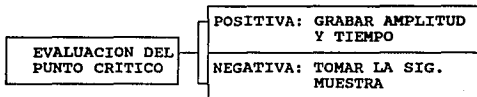


Figura 3.5 Registro de parámetros principales

La tabla de valores se construye a fin de tener al final del registro una secuencia de tiempos de disparo y sus amplitudes relacionadas, para un posterior análisis de disparos o activaciones espigas por correlación cruzada.

RESULTADOS

En esta parte se presentan los resultados del experimento en forma gráfica.

A partir de una serie de pruebas (trenes de espigas inmersos en un ambiente ruidoso), se muestra la salida del sistema a través de pulsos, generados por éste una vez que termina el proceso de detección, las muestras usadas tienen 2 orígenes :

- a) Biológicas (Sapo, Rata).
- b) Artificiales.

Se anexa además una breve discusión de cada caso y las características particulares de cada archivo que contiene los resultados gráficos.

Las señales biológicas usadas fueron producto del trabajo interdisciplinario de investigadores y estudiantes, obtenidas por medio de experimentos llevados a cabo en los laboratorios de Cibernética de la Facultad de Ciencias y de Bioingeniería del Instituto de Investigaciones en Fisiología Celular [GOMEZ] [HEREDIA].

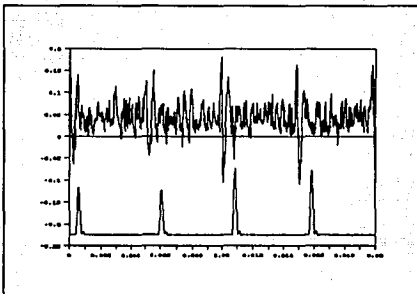
Las señales artificiales fueron generadas a partir de un banco de datos de 72 diferentes formas de onda de espigas provenientes de experimentos con gato, manipuladas con programación en pascal que se detalla en el APENDICE B.

Las metodologías de registro y características de dichas señales se detallan en el APENDICE C.

Por su parte la descripción de la operación del sistema se encuentra detallada en el manual de operación (véase APENDICE F).

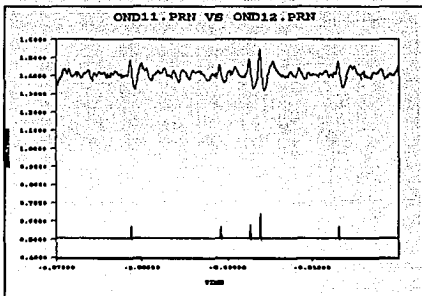
El APENDICE I muestra fotografias de los diferentes aspectos de la disposici3n e implantaci3n fisis del sistema.

Al final del APENDICE G se muestran otros resultados con diferentes trenes de pulsos o trazas tipo de entrada, asi como sus salidas. Adem3s de los siguientes tres, que son de tipo: natural(sapo), natural(rata) y artificial compuesta.



NOMBRE DEL ARCHIVO : GRAFICAL.PIC
 TIPO DE SEÑAL : BIOLÓGICA (sapo)
 NUMERO DE DATOS : 4000
 CARACTERÍSTICAS : ARCHIVO FUENTE: SAPO.DAT FACTOR
 DE ESCALA= 0.57; FRECUENCIA DE
 MUESTREO: fm= 94.4
 Kmuestras/Seg.;
 Amplitud: 1Volt escala
 completa.

DISCUSION : La señal de entrada aparece en la gráfica superior. La señal de salida o procesada aparece en la gráfica inferior. En la parte inferior aparecen cuatro pulsos que corresponden a sus respectivas ocurrencias (espigas) como se puede observar en la parte superior, dichas marcas son similares en cuanto a forma aunque no necesariamente en amplitud lo cual hace sospechar que se trata de la misma clase de espiga; es decir, que son provocadas por la excitación de una misma célula.



NOMBRE DEL ARCHIVO : OND11-12.PIC

TIPO DE SEÑAL : BIOLÓGICA (rata)

N. DE MUESTRAS : 2000

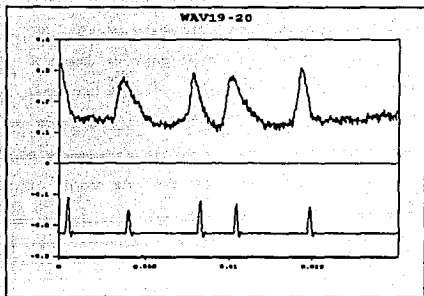
SEÑAL DE ENTRADA

CARACTERÍSTICAS:

ARCHIVO FUENTE, VRICUT.DAT,
 FRECUENCIA DE MUESTREO: $f_m = 50$
 microsegs/pto. FACT. DE ESCALA=10.
 FAC. DE TRASLACION= 450 ptos.
 AMPLITUD: 2 Volts escala completa.

DISCUSION :

En la gráfica inferior aparece la señal procesada por el sistema. En la señal de la parte superior, se observa que la señal original presenta aproximadamente cinco ó seis ocurrencias de espigas, de las cuales el sistema refleja cinco por medio de pulsos en la gráfica inferior, en amplitud y forma, al mismo tiempo se presume que hay aproximadamente 3 clases diferentes de señales, dadas las diferencias de amplitud y forma de los pulsos resultantes. Cabe hacer notar que aparece en la traza superior un posible cúmulo de 3 espigas muy próximas entre sí, el sistema, tiene resolución para dos de ellas. La eficiencia del sistema en este caso es mayor que en otros.



NOMBRE DEL ARCHIVO : GWA19-20.PIC
TIPO DE SEÑAL : ARTIFICIAL (COMPUESTA)
NUMERO DE DATOS : 4000
CARACTERISTICAS : FACTOR DE ESCALA: 1;
 PORCENTAJE DE RUIDO 20%
 AMPLITUD PICO A PICO.

COMPOSICION :

# SPIKE	TIEMPOS DE OCURRENCIA		
12	1	35	50
55	8	27	60
70	20	45	75

DISCUSION :

En la gráfica superior aparece la señal compuesta de entrada. En la gráfica inferior aparece la señal de salida que presenta el sistema después de procesar la señal. Se sabe por construcción, que para este tramo de señal ocurren 5 espigas, para el cual aparecen cinco marcas de detección o pulsos en la gráfica de salida, la primera y tercera marca son similares entre sí, la tercera y cuarta marca son igualmente similares, no existe relación de la segunda con las demás de donde se puede decir que se tiene resolución para tres clases diferentes de espigas. Dichas marcas o pulsos están asociadas con sus correspondientes espigas que se pueden arriba, en el tren superior.

CONCLUSION

De las gráficas presentadas anteriormente y en el APENDICE G se puede observar lo siguiente: En el caso de las señales generadas artificialmente se conoce a priori por construcción el número de espigas que intervienen en un determinado segmento de una traza y por lo tanto es posible calcular el porcentaje de eficiencia para esos casos (número de espigas detectadas/número de ocurrencias), de tal forma que se encontró lo siguiente:

NOMBRE DE LA GRAFICA	DETECCIONES OCURRENCIAS	EFICIENCIA	NIVEL RUIDO
GWA21-22	8/9	88%	20%
GWA17-18	4/4	100%	0%
GWA02-03	4/10	40%	40%
GWA19-20	5/5	100%	20%
GWA09-10	3/4	75%	11%

De la tabla anterior se observa que los mejores resultados se obtienen cuando el nivel de ruido (pico a pico) respecto a la amplitud es menor o igual que el 20%, inclusive cuando el nivel de ruido es nulo; es decir, con un ejemplo donde interviene una traza limpia se detectan todas las espigas, en el peor de los casos cuando el nivel de ruido es el doble del "aceptable" solo se tiene una eficiencia del 40%, en los casos donde el nivel de ruido no es tan significativo como en el de 11%, como ya se explicó en cada caso esto se debe a la restricción en la longitud de la ventana de muestras (L) que se analiza entre muestra y muestra.

Para el caso de las señales naturales no es posible determinar de igual forma la eficiencia del sistema porque no se conoce el

número de espigas que porta cada traza, de ahí que sólo queda hacer un análisis aproximado (a ojo) de lo que el sistema esta reportando, de entre los casos que llaman más la atención ya sea por su mejor o peor respuesta se tienen los siguientes:

La gráfica GFCASAPO de origen natural que aparenta determinar con precisión las cuatro ocurrencias más significativas, que al parecer por su semejanza provienen de una misma neurona. Así mismo ocurre con la gráfica OND21-22, un caso donde se tiene una menor eficiencia y pero todavía es claro es el de la OND11-12. Sin embargo, se dan casos donde la eficiencia es visiblemente deficiente como el de OND0403 donde parecen combinarse por un lado un alto nivel de ruido y por otro el problema antes descrito de longitud límite del vector L. En cada caso se da una descripción particular según la situación.

Podríamos decir en general que el sistema funciona mejor en ambientes poco ruidosos y con ocurrencias suficientemente distantes entre sí (tamaño de L), esto obviamente no es el objetivo, no obstante, con las anteriores observaciones se podrían mejorar dichos aspectos (Hardware y Software), queda este prototipo como antecedente para nuevos trabajos.

CAPITULO IV
DISCUSION Y CONCLUSIONES

DISCUSION

En la sección de resultados del capítulo dos se emplearon únicamente señales artificiales. En la sección de resultados del capítulo tres se usaron dos tipos de señales; biológicas y artificiales, aunque estas últimas solamente se utilizaron como una fase inicial o de calibración del sistema, donde se obtuvieron resultados bastante interesantes; no obstante, resultan las primeras ser las más importantes para efectos de los objetivos propuestos en este trabajo.

Las señales artificiales (ver APENDICE C) fueron usadas básicamente para probar la eficiencia en la respuesta del sistema de detección con los dos métodos presentados. Tanto con el algoritmo de la transformada de HAAR descrito en el capítulo dos, como con el algoritmo de Mahoudeaux modificado descrito en el capítulo tres.

Con el primer método, que emplea la transformada DHT para todos los ejemplos de trazas de señales presentados se obtuvo, además de los tres presentados en el capítulo dos (gráficas 2.1.1, 2.2.1, 2.3.1), como resultado una traza filtrada donde resalta la ocurrencia de formas de onda de tipo impulsivo inmersas (gráficas 2.1.4, 2.2.4, 2.3.4).

Resumiendo el proceso de Haar DHT, a partir de la traza original (señal de entrada) de la señal en el tiempo, se obtuvo un espectro equivalente en el espacio de HAAR a través de la

transformación DHT. Sobre dicho espectro se aplicó un filtro con base un parámetro estadístico de la señal de entrada, representada por un vector $\langle X_i \rangle$, utilizado como umbral, donde solamente se tomaron en cuenta las amplitudes mayores a dicho umbral. Se obtuvo así un espectro a partir del cual, se aplicó la inversa de la transformada DHT, cuyo algoritmo se detalla en el APENDICE B, y regresando desde el espacio de HAAR al espacio original se recuperó la traza original limpia de ruido, para los tres ejemplos mostrados, en todos los casos presentados la eficiencia en detección fue del 100%, esto es, el número de pulsos detectados corresponde al número de pulsos que aparece realmente en cada uno de los casos.

Por lo anterior se puede decir que el algoritmo aquí utilizado es eficiente respecto a la detección de pulsos. No obstante respecto a la clasificación no lo fue, por lo que se puede mejorar la parte de la clasificación independientemente de la parte de detección empleando otro algoritmo para clasificación de los datos reportados en la etapa de detección.

¿Cuál es la principal dificultad para llevar cabo la implantación en hardware del método DHT de detección?. La respuesta es relativamente simple; no fue posible con el equipo de trabajo con que contamos almacenar todas las muestras de una traza en memoria, dado que no contamos con un equipo lo suficientemente poderoso como para poder ejecutar la transformación, calcular parámetros estadísticos y sus correspondientes procesos de filtraje y ejecución de la transformada inversa en tiempo real (entre

muestra y muestra) . Aún más la capacidad del equipo en cuanto a memoria RAM y memoria de programa EPROM resultan insuficientes para el número de instrucciones necesarias dada la complejidad del proceso.

Es por ello que nos vimos obligados a pensar en una alternativa adecuada a nuestras posibilidades o limitaciones en cuanto a hardware y a las posibilidades del juego de instrucciones del ensamblador del DSP TMS32010.

En vista de que fue necesario pensar en un método alternativo de detección en tiempo real, que empleara el equipo disponible en el laboratorio: módulo de evaluación EVM del TMS32010, osciloscopio, terminal televideo, fuentes de poder HP y microcomputadora PC compatible, surgió el método híbrido ya descrito en el capítulo tres. Este método es una recopilación de ideas extraídas de artículos especializados que fueron referenciados a lo largo de su descripción.

Los resultados obtenidos en el capítulo tres aportaron información útil, que sin embargo, esta sujeta a crítica dado que restringe algunos grados de libertad de la señal que se le presenta; una de estas restricciones, quizá la más significativa, sea que el sistema no tiene resolución cuando hay traslape de formas de onda; es decir cuando estas se enciman en un mismo intervalo de tiempo, o cuando estas son demasiado cercanas entre sí.

En el capítulo III observamos que para los casos de señales artificiales, en donde el número de eventos o espigas es bien

conocido, la eficiencia del sistema de detección (eventos detectados vs ocurrencias reales) varia desde un 50% hasta en un 100% en algunos casos. Esto en función principalmente del nivel de ruido inmerso en la señal (véase conclusiones del capítulo 3). Sin embargo, en los casos donde no se sabe exactamente cuantas ocurrencias reales de eventos existen, como es el caso de los datos obtenidos a través de experimentos y donde no es muy evidente la relación, entonces la eficiencia no se puede determinar con precisión, dado que no se conoce el nivel de ruido inmerso en este tipo de señales.

Respecto a los ejemplos donde el sistema no detecta ocurrencias significativas, creemos que esto es una limitación inherente al equipo usado y se debe principalmente a la estrecha longitud de L (ventana temporal) que tenemos para coleccionar muestras, dado que es una limitación particular del equipo con el que se trabajó, si este equipo pudiese sustituirse con un equipo más avanzado o de mayor capacidad esto se vería reflejado en la respuesta del sistema, mejorando su eficiencia.

Otro aspecto que vendría a mejorar el algoritmo es el de considerar el valor absoluto de la tercera diferencia considerada en este algoritmo.

Una de las ventajas que presenta el sistema implantado es que se puede verificar su funcionamiento visualmente a través de un dispositivo periférico de accesible en cualquier laboratorio, como lo es el osciloscopio, la operación en tiempo real; es decir, el tiempo de retardo en la respuesta del sistema, es despreciable con

respecto a lo que se esta observando.

Adicionalmente la detección y registro son parte de un proceso automatizado que no requiere la atención del investigador una vez que se ha puesto en marcha.

El sistema es un prototipo que funciona por el momento para un sólo canal. El siguiente paso ahora es utilizar más de un canal, para lo que se requiere únicamente contar con tantos chips DSP's como canales se lleguen a necesitar, haciendo modificaciones repetitivas al hardware del sistema con que actualmente se esta trabajando. Como por ejemplo, con un arreglo en cascada de chips DSP's, dado que el costo de estos es relativamente bajo y su disponibilidad en el mercado va en aumento. La mayor dificultad residiría en la necesidad de crear lógica de control para multiplexar los registros de cada canal a fin de integrar el registro total de eventos en una sola tabla, con esto sería posible registrar la actividad eléctrica de alrededor de 4 a 6 neuronas adyacentes entre sí por canal para contar con el mayor número posible de canales y por lo tanto neuronas.

En la actualidad existen en el mercado microelectrodos fabricados con técnica VLSI que tienen integrados múltiples canales a lo largo de la punta conectándose a uno de estos microelectrodos, la capacidad de registro mejoraría considerablemente, sin embargo, en esa proporción crecen las dificultades para los análisis de los datos producto del registro simultáneo.

¿Qué se hace con los datos obtenidos de un registro de actividad extracelular simultánea en paralelo? el objetivo

fundamental es llegar a describir la conectividad funcional del grupo de neuronas observado; es decir, sus relaciones funcionales entre si, si las hay, ante un determinado evento o estímulo o en otras palabras estudiar los mecanismos de funcionamiento del cerebro a nivel masivo y simultáneo.

Un método de análisis de los datos para el estudio de la conectividad funcional de las neuronas en una región particular del cerebro, es por correlación cruzada. Sin embargo, este se hace solo entre pares de neuronas y si la cantidad de neuronas a analizar es grande los problemas se magnifican, para llevar a cabo este análisis se han empleado en el laboratorio de Cibernética métodos alternativos de análisis de conectividad funcional como el método gravitacional desarrollado por Gerstein, que no toman solamente pares de neuronas sino grupos o conjuntos adyacentes de éstas [AVALOS].

CONCLUSIONES

De acuerdo con el objetivo central planteados en el primer capítulo se tiene lo siguiente.

Se llevaron a cabo un par de metodologías de segregación, ambas digitales, la primera de ellas por software, capítulo dos, y la segunda por hardware y software, capítulo tres.

Para la primera se llevó a cabo el análisis y diseño e implantación de un método para detección y clasificación de formas de onda en señales neuroeléctricas con base en la transformada de Haar. La mayor ventaja de dicho método radica en la confiabilidad de éste para depuración y detección de potenciales de acción inmersos en un tren ruidoso. Todo ello se hizo en forma digital y se implanto en una computadoram, PC compatible tipo XT, superando así las deficiencias y limitaciones de los instrumentos analógicos tradicionales. Principalmente porque se toma en cuenta para el análisis de los pulsos todos los puntos de una traza en donde pueden existir más de uno, se logra una mejoría adicional en cuanto a la precisión en la detección. Respecto a la clasificación de las señales detectadas todavía se pueden hacer mejoras que optimicen la clasificación automática. Una desventaja importante del método es que no se lleva a cabo en tiempo real, dado que se necesita muestrear el total de datos de la traza de datos antes de analizar y determinar las ocurrencias de pulsos que contiene.

Para la segunda metodología se usó un algoritmo de detección y registro de pulsos con base en la idea de Mahoudeaux, que luego se implantó en una tarjeta digital basada en un chip DSP modelo

TMS32010. La mayor ventaja de este equipo es que opera en tiempo real; es decir, responde muestra a muestra durante su operación, además de automatizar el registro de eventos detectados, que son dos de los principales objetivos planteados. Su principal desventaja es que no detecta todas las ocurrencias implícitas en una traza, esto como ya se explicó en el capítulo tres y en la discusión anterior, se debe a una limitación del equipo empleado. Vale el esfuerzo, dadas sus ventajas, intentar usar un modelo de DSP más poderoso para probar este algoritmo, con ello se lograría también aumentar la capacidad en memoria para almacenar los parámetros de pulsos detectados. Así mismo con un mayor espacio de memoria para programa, se podría incluir un algoritmo de clasificación automática que opere en tiempo real. Con el actual prototipo se desarrollan funciones de detección y registro pero no de clasificación dado que no fue posible incluir esta última dentro del número de instrucciones disponible.

El prototipo trabaja con técnicas de electrónica contemporánea para detección de señales reales con respuesta en tiempo real. Obviamente existen restricciones debidas a las características del equipo que se usó, dado que este es más bien una herramienta didáctica, no de desarrollo. No obstante, un equipo comercial con hardware y software; que utiliza herramientas similares de electrónica moderna, para detección y manipulación de señales neuroeléctricas tiene un costo elevado (mas de 5000 dólares). Para un laboratorio de investigación que cuente con apoyos escasos en cuanto a recursos materiales tan modestos como el

nuestro, es realmente inaccesible.

Una técnica contemporánea en cuanto a algoritmos de detección, es la técnica de componentes principales conceptualizada por Friedman y desarrollada por Abeles, que debe tomarse en cuenta por la eficiencia de sus resultados y rapidez. Este es el paso a seguir para la construcción de nuevos segregadores de señales neuroeléctricas, aunque es una técnica muy costosa.

Se propone como una alternativa menos costosa, pero relativamente sencilla de implantar, aprovechar las ventajas de los algoritmos desarrollados en este trabajo; es decir, aprovechar la eficiencia de la detección en tiempo real, combinada con la eficiencia en la clasificación de una red neuronal artificial [ESPINOSA-1], para crear un sistema híbrido; es decir, un sistema que funcione con la parte de detección en serie y la de clasificación en paralelo.

Se cuenta en el laboratorio con la experiencia de las técnicas de clasificación que emplean simuladores de Redes Neuronales artificiales con algoritmos de retropropagación [QUIZA], que después de pasar por una fase de entrenamiento alimentándoles con un conjunto rico en formas de onda distintas, son capaces de asociar en la fase de clasificación un forma de onda no conocida o no antes presentada a la más parecida que hay en el repertorio de las previamente aprendidas.

Como otra alternativa, esta la opción comercial del procesamiento de señales donde existen compañías especializadas en el ramo como BRAIN WAVE, que venden herramientas de alta calidad

como DISCOVERY, que es un software que tiene asociados amplificadores finos así como periféricos de adquisición y manipulación de señales biológicas que inclusive pueden hacer análisis de las señales procesadas.

Podemos decir que por el lado del procesamiento de señales tanto biológicas como artificiales, una de las experiencias más ricas que ha aportado este trabajo es la incursión en la tecnología moderna de los chips procesadores digitales de señales (DSP's). Esto nos dió idea de lo que potencialmente se podría mejorar con procesadores de reciente edición que incorporan prácticamente todas las funciones de una microcomputadora en un solo chip, con la diferencia de que este puede ser dedicado a una función específica, con aplicaciones en telecomunicaciones, control, imágenes, instrumentación, biofísica, reconocimiento de patrones entre las más destacadas.

Versiones mejoradas de la familia TMS de Texas Instruments de 3a y 4a generación incorporan puertos de entrada salida seriales y paralelos, interfases de programación en lenguajes como "C" que hacen considerablemente más fácil su manipulación que solía ser uno de los mayores contras que tenía la difusión en el uso de los DSP's. Otros modelos como NEC y MOTOROLA tienen asociados periféricos completos con los cuales se podrían simular redes neuronales artificiales en hardware que es una de las líneas sobre las que trabaja el laboratorio de Cibernética

La experiencia adquirida a través del desarrollo de este proyecto a sido útil desde otros puntos de vista tanto formativo;

investigación, procesamiento de señales, análisis, programación, como técnico; equipos contemporáneos de computación, pasando por el proceso administrativo de adquisición de implementos para un laboratorio. Cabe mencionar que el tiempo de realización de un proyecto es función de los mecanismos de adquisición que en algunos casos desafortunadamente dan frutos tardíos en cuanto a la rapidez con que un equipo; que no los principios, se hace obsoleto.

En el laboratorio, quizá como en muchos otros, se ha tratado de optimizar la combinación de material y equipo ya existente, sin ser el idóneo, con el equipo contemporáneo que escasamente se va adquiriendo, para el proyecto global del mismo dados los modestos presupuestos, esto sin mencionar la escases en cuanto a recursos humanos por cierre de plazas, bajos salarios y falta de estímulos, haciendo muy lento el proceso de obtención de resultados en la investigación de frontera.

APENDICE A

CARACTERISTICAS GENERALES DE UN CHIP Digital Signal Processor (DSP)

Los DSP's son chips similares a los microprocesadores, en cuanto que ejecutan programas, almacenan instrucciones y datos desde memoria y desarrollan cálculos. Adicionalmente han sido optimizados para realizar operaciones repetitivas por hardware, a altas velocidades para el flujo de datos y el procesamiento de estos en tiempo real (hasta 30 Mflop/s).

Básicamente un DSP es un microprocesador, cuya arquitectura ha sido optimizada para procesar datos a altas tasas de muestreo. Realiza operaciones como la acumulación de sumas de múltiples y productos mucho más rápido que un microprocesador (μP) ordinario.

Algunas de las características más importantes son:

- 1.- Manejo de un tamaño adecuado de palabra.
- 2.- Multiplicación y acumulación rápida.
- 3.- Memorias RAM de alta velocidad.
- 4.- Direccionamiento de tablas de coeficientes rápido.
- 5.- Paralelismo de operaciones dentro del microprocesador y un mecanismo eficiente de búsqueda de la siguiente instrucción.
- 6.- Procesamiento encausado, ver figura A

La característica distintiva de los DSP's hace énfasis en la doble operación de multiplicar y acumular (MAC), para el filtraje digital.

EJECUCION				I1	I2
DECODIFICAR OPERANDOS			I1	I2	I3
DECODIFICAR INSTR.		I1	I2	I3	I4
BUSCAR INSTRUCCION	I1	I2	I3	I4	I5

t1 t2 t3 t4 t5

Figura A Procesamiento encausado.

Su arquitectura esta diseñada para explotar la naturaleza repetitiva del procesamiento de señales comenzando la ejecución de una tarea antes de terminar la ejecución de otra tarea precedente con el fin de optimizar respecto a la ganancia de velocidad .

Existe una creciente variedad de DSP's la elección depende de varios parámetros como:

- Espacio disponible para direccionamiento
- precisión aritmética
- aplicación a tareas específicas
- soporte hardware y software como son simuladores y emuladores
- costo.

De acuerdo con sus funciones los DSP's se pueden agrupar en chips de propósito general y de propósito específico ,estos últimos están diseñados para desarrollar una función en particular mucho más rápida y precisa que sus contrapartes.

Ejemplos típicos de lo anterior son los chips para transformadas rápidas de Fourier y de filtraje, algunos programables dentro de los confines del chip como en los coeficientes de un filtro.

Otras características relevantes de estos procesadores incluyen paralelismo extendido; ó procesamiento encausado (pipelining ver Fig. A), así, por ejemplo es posible que mientras el controlador esta en buscando el código de una instrucción simultáneamente se esta ejecutando la que esta más adelante, tienen adicionalmente memorias independientes y modos de direccionamiento " bit reversed " útiles para ejecución de transformadas de Fourier.

El filtraje digital (FIR,IIR) y las transformadas rápidas de Fourier (FFT) son los parámetros más comunes para clasificar la eficiencia de los DSP's .

La principal área de aplicación, es la telecomunicación, y la mayor parte de modems de alta velocidad utilizan técnicas de procesamiento digital de señales para reducir errores e incrementar tasas de transmisión. Se utilizan algoritmos adaptivos para censar ruido y propiedades de ancho de banda de línea telefónica y ajuste de transmisión con parámetros de filtro.

En sistemas de correo por voz, procesamiento de señales de voz para convertirlas en archivos ASCII comprimidos, para transmisión sobre sistemas de correo estándar. Pueden ser procesadores en sistemas como modems, fax, digitalizadores de voz y compresores de datos y también en procesadores numéricos rápidos.

El advenimiento de audio digital ha abierto un nuevo campo para su aplicación; es decir, en el área de procesamiento de frecuencias sonoras, incluyendo sintetizadores, grabación, ecualización y edición.

Las señales digitales pueden entrar al DSP a través de buses externos, acceso directo a memoria, o uno o varios tipos de puertos serie. Estos patrones de datos combinados con características flexibles de control, permiten a los dsps desarrollar operaciones en paralelo. La programación se hace a nivel ensamblador y las rutinas críticas deben de ser escritas a mano y refinadas en lenguaje ensamblador.

Filtros digitales: La operación básica del procesamiento digital de señales es el filtraje, que bloquea o selecciona frecuencias selectivas de datos. El filtro digital más simple, es el promediador o línea de retardo por etapas.

Los DSP's pueden ser categorizados por :

- i) Precisión y tipo de aritmética.
- ii) Velocidad

Existen chips de 16,24,32 bits de precisión y algunos ya incluyen aritmética de punto flotante estas novedades permiten al diseñador pasar directamente de una simulación en software de punto flotante, a una implementación en un DSP con la consecuente mejoría de tiempo y facilidad especialmente para diseñar los filtros de respuesta a impulsos infinitos.

Un elemento clave para un DSP típico es un arreglo rápido de multiplicadores y acumulador que permite ejecutar una operación de acumular múltiples productos en un sólo ciclo de tiempo contra los 25 ciclos que utiliza un μ P normal. El chip además incorpora pequeñas memorias (cachés) muy rápidas posicionadas entre una memoria larga y lenta y un procesador (el control de estas memorias

mantiene bloques de datos adyacentes a datos recién accesados o instrucciones de memorias más grandes, mejorando la velocidad de acceso que con una memoria más grande) para preparar el programa y el flujo de datos .

En muchos casos la velocidad es menos importante que la precisión en la representación de datos y coeficientes que caracterizan a filtros digitales por ejemplo.

Respecto a los errores de truncamiento y redondeo pueden afectar significativamente el desarrollo del DSP para esto existen procedimientos auxiliares con la técnica de punto flotante.

Los DSP's que más eficientemente implantan bloques con técnicas de punto flotante poseen hardware de corrimiento (barrel shifters) y circuitos que detectan la presencia de exponentes.

ARQUITECTURA

Un multiplicador acumulador de punto fijo típico desarrolla una multiplicación de 16x16 bits y el producto de 32 bits es sumado en un registro acumulador de 32 bits, en un solo ciclo de máquina, diseños alternativos utilizan elementos por separado para multiplicación y adición como los NEC permitiendo al diseñador ajustes fino del procesador para una tarea específica controlando por software la ejecución de las tareas de multiplicación y adición, así un paso de cálculo de multiplicación y un paso de adición se pueden hacer simultáneamente, aunque a cambio de sencillez.

Un DSP de AT&T es capaz de realizar una multiplicación de 16x16 bits es 60 ns. o sea un ciclo de reloj, en cambio el 68020 de

motorola requiere de 1500ns.

Un DSP típico tiene además 2 buses de memoria y 2 buses para datos, con lo cual puede trabajar con 2 operandos en un solo ciclo y no como los μP generales que almacenan instrucciones y datos en una misma memoria. La mayoría de los DSP utilizan lo anterior que se conoce como arquitectura Harvard, donde instrucciones y datos se pueden buscar simultáneamente durante el procesamiento. Muchos DSP's van más allá modificando dicha arquitectura y permitiendo el almacenamiento de datos en la memoria de programa así datos estáticos como en el caso de los coeficientes de filtros pueden almacenarse en una pequeña memoria de programa y accederse a la memoria de datos cuando se requiera.

Muchos DSP's tienen memorias duales de datos internos así como acceso a memorias de datos externas. Típicamente las memorias internas contienen de 128 a 512 palabras de 16 bits.

Otras veces estos circuitos tienen mecanismos para búsqueda de instrucciones desde una RAM interna, liberando un bus externo para acceso adicional de datos.

El TMS320C25 tiene la facilidad de repetir una instrucción un determinado número de veces con una sola búsqueda en la memoria externa del programa. Nuevamente cuando un código esta corriendo internamente, un bus externo dedicado a acceder códigos externos es liberado para acceder datos, el diseño de este chip llama a una memoria cache de programa de 64 palabras. Esto además incluye un arreglo de acceso directo a memoria en el circuito integrado que transfiere bloques de datos desde una memoria externa hacia la del

DSP en paralelo con la operación de la unidad lógica y aritmética del DSP. A cambio de lo anterior, la programación debe ser más cuidadosa con el tamaño y localidades de los arreglos de datos y los códigos para loops.

APENDICE B

LA TRANSFORMADA DE HAAR Y ALGORITMOS PARA MANIPULACION DE SEÑALES

Para implantar la transformada de HAAR los pulsos se encuentran almacenados como 72 diferentes formas de onda en el archivo SPIKES.DAT, mismo que esta codificado por bloques en octal; por lo tanto fue necesaria la programación para manipular dichos bloques, a continuación se listan los programas de depuración para quitar marcas de fin de bloque, conversión de octal a ASCII, normalización y ajuste respecto a un mismo nivel de referencia o cero, así como el código asociado a la transformada discreta de HAAR (DHT).

Los resultados una vez procesados, quedaron almacenados en archivos de datos tipo ASCII, mismos que se graficaron por medio de la utilería GRAPHPC y se capturaron con la utilería GRAB del procesador de palabras WORDPERFECT versión 5.1

Los programas principales en código Pascal que se usaron se listan al final de este apéndice.

La Transformada DHT fue propuesta por Haar en 1910, para verificar que es un conjunto periódico ortogonal y completo ver: Andrews, H.C. y Caspari, K.L. A Generalized Technique for Spectral Analysis; IEEE Trans. Computers, C-19 (1970) 16-25.

La transformada DHT se puede calcular mediante $2(N-1)$ sumas/restas y N multiplicaciones como se ilustra en la siguiente figura. Para el caso en el que $N=8$. Este algoritmo fue desarrollado por Andrews. También se ilustra gráficamente el algoritmo de la transformada inversa de Haar IDHT.

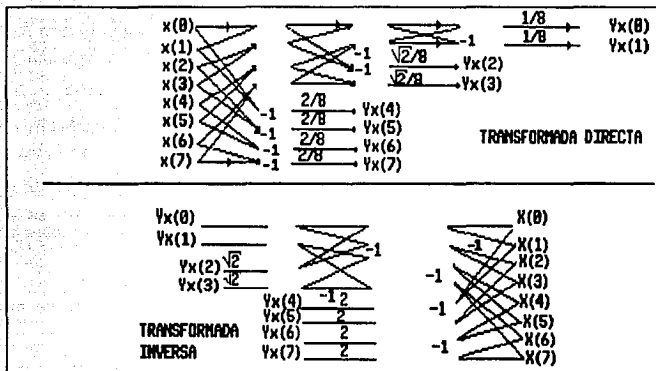


Ilustración del flujo gráfico para el algoritmo de Andrews que calcula la transformada discreta de Haar (DHT) (arriba) y su inversa (IDHT) (abajo), cuando $N=8$.

CALCULO DEL UMBRAL PARA EL FILTRAJE

$$S2 = \sum_{i=1}^n X_i^2 \quad ; \quad \text{MED} = \frac{\left[\sum_{i=1}^n X_i \right]^2}{n}$$

$$\text{UMBRAL} = \sqrt{\frac{(S2 - \text{MED})}{n}}$$

{\$M 16384,0,655360} |

(*

Programa para leer datos codificados en binario y convertirlos
a c ó d i g o A S C I I *)

uses crt;

const

cte=5000;

var

fuelle : file of integer;
vec : array[1..cte] of integer;
temp : array[1..cte] of real ;
arch, arch1 : text;
i, j, k : integer;
nmuestras : integer;
nom1, nom2 : string;

begin

clrscr;
write(' Archivo de lectura ');readln(nom1);writeln;
write(' Numero de muestras a leer ');readln(nmuestras);
writeln;
write(' Archivo de escritura ');readln(nom2);writeln;
assign(fuelle, nom1);
reset(fuelle);
assign(arch, nom2);
rewrite(arch);
for i:=1 to nmuestras do
begin
read(fuelle, vec[i]);
temp[i]:=vec[i];
writeln(arch, temp[i]);
end;
close(fuelle);
close(arch);

end.

uses crt;

(*

PROGRAMA PARA DEPURAR, CONVERTIR, NORMALIZAR Y AJUSTAR PICOS
A PARTIR DE LA BASE DE DATOS SPIKES.DAT

const

muest=128;

type

vector=array[0..127] of real;

var

nombrel,nombre2 :text ;
i,j,k,n,m,l,oo,p :integer;
let1,let2,numr :string ;
suma,temp1,temp2 :integer;
respuesta :char ;
drive1,drive2 :char ;
unidad :set of 'A'..'D';
a,b :vector ;
media,cmax,cmin :real ;
shift :real ;
numpic :integer;
max,min :real;

Procedure adjust;

var

z,u:integer;
temp,ene,eme:string;
vec,sum:array[0..127] of real;
name1,name2,name3:text;
factor:real;

begin

str(n,ene);str(m,eme);
assign(name3,'drive1:\PRM\'+ene+'-'+eme+'.prm');

(*****

PARA OBTENER EL PROMEDIO

*****)

rewrite(name3);
for z:=1 to muest do
sum[z]:=0;
for z:=1 to numpic do
begin

writeln;writeln(' Ajustando y Promediando Spike',z);
str(z,temp);
assign(name1,'drive1:\NRM\Spike'+temp+'.nrm');
reset(name1);
assign(name2,'drive1:\ADJ\Spike'+temp+'.adj');
rewrite(name2);

```

    for u:=1 to muest do
        readln(name1,vec[u]);      (**** lee ARCHIVO ****)
    close(name1);
    factor:=shift-vec[1];
    for u:=1 to muest do
    begin
        vec[u]:=vec[u]+factor;    (**** guarda ajustes ****)
        writeln(name2,vec[u]:4:4);
    end;
    for u:=1 to muest do
        sum[u]:=sum[u]+vec[u];
    close(name2);
end;
for z:=1 to muest do
    writeln(name3,sum[z]/numpic:4:4); (* guarda promedio *)
end;

```

(*****)

BUSCAR COTAS MAXIMA Y MINIMA

(*****)

```

procedure a;
var t,tot :integer;
begin
    tot:=1; max:=a[0];min:=a[0];
    while not (tot=127) do
    begin
        if max>=a[tot] then
            tot:=tot+1
        else
            begin
                max:=a[tot];
                tot:=tot+1;
            end;
        if min<=a[tot] then
            tot:=tot+1
        else
            begin
                min:=a[tot];
                tot:=tot+1;
            end;
    end;
end;

```

end;
(*****)

PROGRAMA PRINCIPAL

(*****)

```

begin
    for i:=1 to muest do a[i]:=0;
    clrscr; writeln;

```

```

WRITELN(' PROGRAMA PARA DEPURAR, CONVERTIR, NORMALIZAR Y
AJUSTAR ');
WRITELN;
write(' A partir de que spike se procesara ? :');
readln(n);
write(' Hasta que numero de spike deseas procesar ? :');
readln(m);
writeln('Se requiere de el subdirectorío SPIKES ');
repeat
  write('En que drive se encuentra? ');
  drive1:=upcase(readkey);
until NOT (drive1 in unidad);
write('Se requiere ademas del archivo SPIKES.DAT ');
repeat
  write('En que drive se encuentra? ');
  drive2:=upcase(readkey);
until NOT (drive2 in unidad);
assign(nombrel,'B:\spikes.dat'); (** LEE SPIKES **)
reset(nombrel);
numpic:=m-n+1;
for i:=0 to n-1 do
  for j:=1 to 17 do
    readln(nombrel,let1); (** salta el spike0 **)
  cmax:=0;cmin:=0;
  for k:=1 to numpic do
    begin
      writeln; writeln('Depurando , Convirtiendo y ENCUADRANDO
      Spike',k);
      str(k,numr);
      assign(nombre2,'B:\spikes\Spike'+numr+'.aju');
      rewrite(nombre2);

      readln(nombrel,let1); (** Toma Spikes.dat **)
      for i:=1 to 16 do (** 16 renglones C/8 datos **)
        begin
          readln(nombrel,let1); (** lee un renglon **)
          let1:=copy(let1,6,length(let1)-5);
          for j:=0 to 7 do (** 8 datos **)
            begin
              let2:=copy(let1,j*7+1,6); (* transfiere DATO *)
              suma:=0; (* conversion oct-dec *)
              for l:=6 downto 1 do
                begin
                  val(let2[l],temp1,temp2);
                  suma:=suma+round(temp1*exp(((6-l)*ln(8))));
                end;
              b[(i-1)*8+j]:=suma;
            end;
          end;
        end;
      (** termina de convertir el bloque k *)
      media:=0;
      for p:=0 to 127 do
        media:=media+b[p]; (** media del bloque **)
    end;
  end;
end;

```

```

media:=(media)/MUEST;
for p:=0 to 127 do
begin
  a[p]:=B[p]-media;
end;
a; (** busqueda de extremos **)
cmax:=max+(0.10*max);
cmin:=min+(0.10*min);
for p:=0 to 127 do
begin
  a[p]:=2*(a[p]-cmin)/(cmax-cmin)-1;
  writeln(nombre2,a[p]:4:4); {NORMALIZA Y ESCRIBE
                             EL KESIMO}
end; {BLOQUE EN EL
      SUBDIRECTORIO spikes}
close(nombre2);
end;
close(nombre1); writeln;
adjust ; {AJUSTE DE C/P GUARDA
          EN SUBD ADJ}
          {PROMEDIA LOS PICOS
          GUARDA EN PRM}
end.

```

{SM 16384,0,65536}

(*

PROGRAMA PARA CALCULAR LA TRANSFORMADA DE HAAR DISCRETA DHT
A PARTIR DE UN ARCHIVO DE DATOS

*)

```
uses
  crt;
const
  col=3000;DURAC=100;
type
  vector=array[1..col] of real;
  LISTA=ARRAY[1..200] OF REAL;
var
  max                :longint ;
  k,n,m              :integer ;
  a,f                :vector  ;
  res1,res2          :char    ;
  shift,tol,l,l1,l2,ese,umbral :real  ;
  flag               :boolean ;
  name1,name2,name3,name4 :string ;
  arch1,arch2,arch3,arch4 :text  ;
  temp               :vector  ;
  LIS                :LISTA   ;

  (** LECTURA DEL ARCHIVO DE DATOS DE ENTRADA **)

procedure leearch (var n:integer; var a:vector);
var
  i:integer;
begin
  gotoxy(5,8);
  write('Nombre del archivo de lectura (c/ext/dir)
');readln(name1);
  assign(arch1,name1);reset(arch1);
  for i:=1 to n do
    readln(arch1,a[i]);
  close(arch1);
end;

  (** FUNCION PARA CALCULAR UMBRAL **)

function sigmam(var n:integer;var f:vector):real;
var
  i:integer;
  sum,mean,s2:real;
begin
  sum:=0;s2:=0;
  for i:=1 to n do
    begin
      sum:=sum+f[i];
```

```

        s2:=s2+sqr(f[i]);
    end;
    mean:=sqr(sum)/n ;
    sigmam:=sqr((s2-mean)/n);
end;

```

(** FUNCIONES PARA ALMACENAR DATOS **)

```

procedure THsalva(var f:vector);
var k:integer;
begin
    gotoxy(5,10);
    write('N. Archivo transformado ? (c/dir/ext) :');
    readln(name2);
    assign(arch2,name2);
    rewrite(arch2);
    for k:=1 to n do
        writeln(arch2,f[K]);
    close(arch2);
end;

```

```

procedure TFsalva(var f:vector);
var k:integer;
begin
    gotoxy(5,14);
    write('N. Archivo filtrado ? ( c/ext/dir ) :');
    readln(name3);
    assign(arch3,name3);
    rewrite(arch3);
    for k:=1 to n do
        writeln(arch3,f[K]);
    close(arch3);
end;

```

```

procedure TIsalva(var f:vector);
var k:integer;
begin
    gotoxy(5,16);
    write('N. Archivo inverso ? (c/ ext/ dir) :');
    readln(name4);
    assign(arch4,name4);
    rewrite(arch4);
    for k:=1 to n do
        writeln(arch4,f[K]);
    close(arch4);
end;

```

(** PROCEDIMIENTO PARA FILTRAR **)

```

procedure filtra(var f:vector);
var
    i1,i2,k : integer ;

```

```

begin
  gotoxy(5,12);
  umbral:=sigmam(n,f);
  writeln('Umbral=',umbral);
  for k:=1 to n do
    if (abs(f[K])<=umbral) then f[K]:=0;
  end;

  (** PROCEDIMIENTO PARA OBTENER DHT **)

  procedure FHar;
  var
    i,j,i1,i2,nmax,paso,cont:integer
    temp1,temp2,mult      :real
  begin
    for i:=1 to n do
      f[i]:=a[i];      { asigna valores a f }
    nmax:=n;
    while(nmax>1) do
      begin
        cont:=1;
        paso:=round(nmax/2);
        mult:=sqrt(paso)/n;      { cte }
        i:=1;
        while i<=nmax do
          begin
            temp1:=f[i]+f[i+1];  { guarda la suma }
            temp2:=f[i]-f[i+1];  { guarda la resta }
            f[cont]:=temp1;      { actualiza f }
            temp[cont]:=temp2;    { ler dato de abajo}
            cont:=cont+1;        { se inc. cont }
            i:=i+2;              { i+2 }
          end;
          if (paso=1) then f[1]:=f[1]*mult; { pondera u/dato }
          for i:=1 to paso do
            f[i+paso]:=mult*temp[i];  { pondera nuevos f }
          nmax:=paso;
        end;
        THsalva(f);
        filtra(f);
        TFsalva(f);
      end;
    end;
  end;

```

(** CALCULO DE LA INVERSA **)

```

procedure RHar(var f:vector);
var
  i,nmax,paso,cont:integer;
  temp1,temp2,mult:real;
begin
  nmax:=2;
  while (nmax<=n) do

```

```

begin
  cont:=1;
  paso:=round(nmax/2);
  mult:=sqrt(nmax);
  for i:=1 to paso do
    temp[i]:=f[i]
    for i:=1 to paso do
      begin
        temp1:=temp[i]+f[i+paso];
        temp2:=temp[i]-f[i+paso];
        f[cont]:=temp1
        cont:=cont+1
        f[cont]:=temp2
        cont:=cont+1;
      end;
    if (nmax<n) then
      for i:=1 to nmax do
        f[i+nmax]:=f[i+nmax] * mult;
      nmax:=nmax*2;
    end;
end;
PROCEDURE TIEMPOS(VAR N:INTEGER;VAR F:VECTOR;VAR UMBRAL:REAL;VAR
  LIS:LISTA);
VAR
  I,K:INTEGER;
BEGIN
  K:=1;I:=1;
  WHILE (I<N) DO
    BEGIN
      IF (ABS(F[I])>UMBRAL) THEN
        BEGIN
          I:=I+DURAC;
          IF (ABS(F[I])>UMBRAL) THEN
            BEGIN
              LIS[K]:=(I+DURAC)/2;
              K:=K+1;
              if k>190 then writeln('Saturacion');
            END;
          END;
        ELSE I:=I+1;
        END;
    END;
END;
(*****
PROGRAMA PRINCIPAL
*****)
begin
  CLRSCR;
  writeln(' TRANSFORMADA DE HAAR DE UN ARCHIVO ');
  writeln;
  write(' Número de muestras? (Pot. de 2, 2048 máx ) ');
  readln(n);

```


APENDICE C

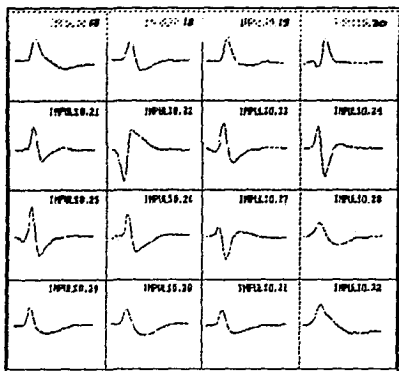
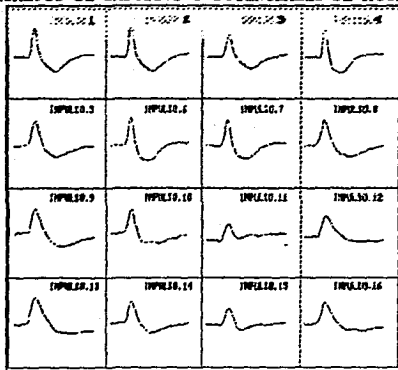
GENERADOR DE TRENES DE ESPIGAS ARTIFICIALES.

Para la generación de los archivos con los que trabajó el sistema se hizo por medio de una rutina desarrollada por alumnos de la Facultad de Ingeniería que cursan la materia de Bioingeniería.

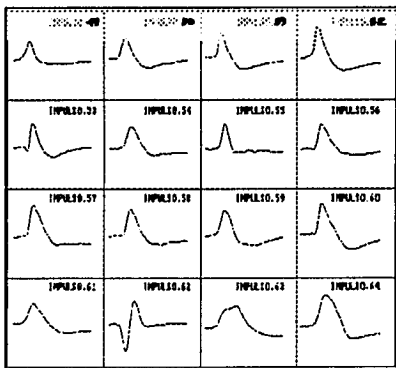
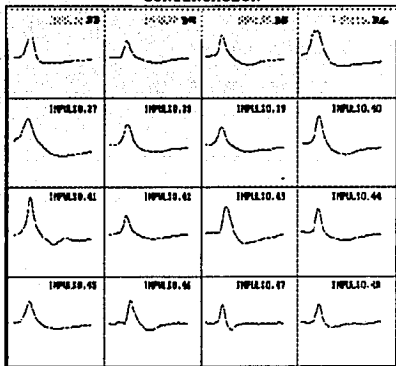
Las señales artificiales lo fueron así, en cuanto que para formar la traza de pulsos se consideraron combinaciones arbitrarias de 2 a 4 formas de onda diferentes. Se tomaron sus ocurrencias en tiempos arbitrarios a pesar de estar formadas por una colección de 72 diferentes potenciales de acción naturales provenientes del gato y además de ser sometida a un proceso de contaminación con ruido gaussiano. Utilizando 72 archivos individuales de datos con las espigas de la corteza auditiva del gato (SPIKEI.DAT donde $i=1,2..72$), mediante la rutina para PC, BIOING.COM en código Turbo Pascal 3.0 se tiene disponible el siguiente menú:

- 1.- Seleccionar una espiga dentro de un menú de 72 diferentes formas de onda.
- 2.- Editarla y posicionarla arbitrariamente en un tren de 1000 ms. de longitud.
- 3.- Hacer composiciones de señales aleatoria o arbitrariamente ya sea con o sin ruido gaussiano agregado arbitrariamente al tren, emulando al que se encuentra en los registros de neuronas.
- 4.- Desplegar en pantalla, cargar, salvar y borrar archivos creados por el usuario.
- 5.- Despliegue en pantalla en 2 modos alta y baja resolución.

CATALOGO DE IMPULSOS O POTENCIALES DE ACCION



CONTINUACION



OPERACION:

El sistema presenta las siguientes opciones:

- 1.- CARGAR LA SEÑAL COMPUESTA.
 - 2.- GENERAR LA SEÑAL COMPUESTA.
 - 3.- GRAFICAR.
 - 4.- AGREGAR RUIDO.
 - 5.- TRASLAPAR.
 - 6.- SALVAR LA SEÑAL.
 - 7.- SALIR.
- 1.- Se utiliza con una señal compuesta previamente generada y salvada, con el objeto de ser desplegada en pantalla. La opción solicita el nombre del archivo a leer con extensión y ruta inclusive si es necesario.
 - 2.- El usuario tecllea los números de las señales elegidas iterativamente y un -1 para salir , al término de esto se tecllean los tiempos de ocurrencia para cada señal y -1 para salir todo esto si se elige la opción "MANUALMENTE" en el submenú posterior, la otra opción es "ALEATORIAMENTE" en la cual los tiempos de disparo se seleccionan aleatoriamente dentro de la ventana.
 - 3.- Para desplegar en la pantalla las opciones elegidas en los anteriores puntos. Opera en dos modos alta y baja resolución en la misma pantalla. Para salir de esta opción se oprime ENTER un par de veces.
 - 4.- Se tiene la opción de contaminar el tren generado con ruido de espectro gaussiano, dando la amplitud de este

- sobre cada punto uno de los puntos como una variable que puede ser elegida por el operador. Se tiene de entrada un ruido del 20% sobre la amplitud máxima del tren.
- 5.- Esta opción suma linealmente un posible conjunto de espigas preseleccionadas y despliega el resultado en la pantalla de la PC.
 - 6.- Se teclea ruta y nombre del archivo, al cual el propio sistema le asigna automáticamente la extensión .DAT
 - 7.- Regreso al prompt del Sistema Operativo.

TRENES DE ESPIGAS NATURALES.

Los archivos de trenes de espigas naturales se obtuvieron mayoritariamente por medio de experimentos llevados a cabo en el laboratorio de Cibernética de la Facultad de Ciencias, con equipo especializado, micropipetas, estereotáxico, microscopios, amplificadores y el equipo DISCOVERY DE BRAINWAVE [GOMEZ].

Igualmente se trabajó en cooperación con el Laboratorio de Bioingeniería del Instituto de Fisiología Celular de la UNAM para obtener el registro de datos del sapo [HEREDIA].

Con experimentos realizados sobre ratas para laboratorio, debidamente preparadas para este fin, se lograron registros de trenes de espigas inmersos en ruido local que se convierten de analógicos a digitales para así ser transferidos a microcomputadoras PC compatibles, como archivos de puntos, es decir, archivos ASCII para trabajar bajo formato MS DOS.

Características de los trenes de pulsos.

NOMBRE:	VR1.DAT	/	VR2.DAT
FECHA :	27/03/92	/	27/03/92
PERIODO:	16:48:20 a 16:48:23	/	16:46:20 a 16:46:26
f.muest:	94.4 Kmuest/seg.	/	94.4 Kmuest/seg.
LONGITUD:		/	
FUENTE:	rata.	/	rata.
FORMATO:	ASCII	/	ASCII.

Dada la longitud de los registros obtenidos estos se recortaron; por ser muy difícil su manipulación al momento de transferirlos al sistema de detección; esto debido a una limitación de tipo técnico exclusivamente, espacio de almacenamiento, a saber, el envío de la señal por medio de manejadores de disco (drivers) de 5 1/4.

APENDICE D

ALGORITMO DE LA TRANSFORMADA RAPIDA DE HAAR PARA EL TMS32010

```

*>*****
*
*   TRANSFORMADA RAPIDA DE HAAR
*
*****
*
UNO  EQU    >0          * 1
AOP  EQU    >1          * DIRECCION PRIMER DATO
BOP  EQU    >2          * DIRECCION SEG. DATO
SUM  EQU    >3          * LOC. PARCIAL SUMAS
RES  EQU    >4          * LOC. PARCIAL RESTA
OPS  EQU    >5          * ITERACIONES 2^N/2
TMP  EQU    >6          * LOC. TEMPORAL
ITS  EQU    >7          * OPS-1
AX1  EQU    >8          * LOC AUX1
AX2  EQU    >9          * LOC AUX2
AX3  EQU    >A          * LOC AUX3
*
*
LAC  AOP
SACL AX1
LAC  OPS
SACL AX2
LAC  ITS
SACL AX3          ; SALVA COND. INIC.
TNSF LAR 1,BOP ; BOP-->AR1
LAR 0,AOP ; AOP-->ARO
*
HAR  LARP 0
LAC  *,0,1 ; ARO-->ACC
ADD  * ; (AR1)+(ARO)-->ACC
SACL SUM ; (ACC)-->SUM          ; SALVA SUMA
LAC  *,0,0 ; AR1-->ACC
SUB  * ; (ARO)+(AR1)-->ACC
SACL RES ; (ACC)-->RES          ; SALVA RESTA
LAC  SUM ; SUM-->ACC
SACL  **+,0,1 ; (SUM)-->ARO          ; POSIC. SUMA
LAC  RES ; RES-->ACC
SACL  **+,0,0 ; (ACC)-->AR1          ; POSIC. RESTA
MAR  **+,1 ; ARO+1-->ARO
MAR  **+ ; AR1+1-->AR1          ; AVANZA APUNT.
LAC  OPS ; OPS-->ACC
SUB  UNO ; OPS-1-->ACC
SACL OPS ; ACC-->OPS          ; OPS-1
BGZ  HAR ; SI ACC <= 0 HAR          ; OPS=0 ?
*
* TERMINA UNA VUELTA
*

```

```

LAC      ITS
SACL     OPS      ; GUARDA ITS EN OPS
ZAC
* INTERCAMBIO DE DATOS
  LARF    0
  LAR     0,AOP
*
ORD      MAR      **
        LAC      **
        SACL     TMP
        LAC      *-
        SACL     **
        LAC      TMP
        SACL     *
        LAC      ITS
        SUB      UNO
        SACL     ITS      ; ITS <-- ITS-1
        BGZ     ORD      ; A ITERACIONES ; INTERCAMBIO DE DATOS
*
        LAR     0,AOP
        MAR     **      ; ACTUALIZA AOP
        SAR     0,AOP
        LAC     OPS
        SUB     UNO
        SACL    OPS      ; OPS <-- OPS-1
        SACL    ITS      ; ITS <-- OPS
        BGZ     ORD      ; A ITERACIONES      ; TERMINA INTERCAMBIO
*
        LAC     AX1
        SACL    AOP
        LAC     AX2,15
        SACH    OPS
        SACH    AX2      ; RECUPERA PARAMETROS
        LAC     OPS
        SUB     UNO
        SACL    ITS      ; ITS <-- OPS-1
        SACL    AX3      ; AX3 <-- ITS
        BGZ     TNSF     ; ITS=0 ?      OPERAR NUEVOS DATOS
*
        ULTIMA SUMA Y RESTA
        LAR     1,BOP
        MAR     *-
        LAC     *,0,1
        ADD     *
        SACL    SUM      ; POSIC. SUMA
        LAC     *,0,0
        SUB     *,0,1
        SACL    SUM      ; POSIC. RESTA
        LAC     SUM
        SACL    *
        END
*

```


APENDICE E

OPERACION DEL SIMULADOR DEL TMS32010

El simulador del DSP TMS32025 es una facilidad adicional, que es muy útil como herramienta de trabajo previo a la implantación del sistema en Hardware, si se dispone de una microcomputadora PC compatible, dicho simulador permite manejar la secuencia del programa escrito en ensamblador permitiendo la visualización de los acumuladores, junto con todos los registros del microprocesador, previa compilación del programa con la utileria XASM, los pasos para el uso del Simulador se listan a continuación:

- 0.- Escribir el programa en cualquier editor de texto tipo ASCII y compilar el mismo mediante la instrucción:

C:\XASM <nombre del programa>

- 1.- Llamar al simulador con la instrucción:

C:\SIM25

- 1.- Elegir el modo de operación ya sea memoria interna (0) o memoria expandida(1)
- 2.- Una vez que se tiene el archivo objeto de extensión MPO generado por el ensamblador se carga con el comando L, si se requiere el simulador tiene un conjunto de instrucciones de ayuda disponibles en cualquier momento.

Las facilidades que ofrece el simulador incluyen; corrida del programa objeto en modo continuo o paso a paso, uso de breakpoints, información de estado de localidades de memoria de programa y memoria de datos así como de registros, banderas, acumulador, y stack, entrada y salida de datos de alimentación al programa

durante su ejecución, estados de los pines(patas) entre las más útiles.

A continuación se muestran las pantallas asociadas a la operación del simulador.

Pantalla 1: despliega el estado de diversos registros y comandos principales

Pantalla 2: despliega el estado de los registros para la opción R/S (corrida del programa) y sus opciones.

```

PC :0000 ADD >0200
-1 :0000 ADD >0200
-2 :0000 ADD >0200
-J :0000 ADD >0200

```

STACK		C25 MP			
->AR0: 0000	SK0: 0000	IFR :000000	STO:0604	ST1 :07F0	BIO:1
AR1: 0000	SK1: 0000	TMR :000000	ARB:0	ARP :0	CNFD
AR2: 0000	SK2: 0000	MMRS:	CRV:1	DP :04	FO :0
AR3: 0000	SK3: 0000	DRR :0000	FSM:1	INTM:1	OV :0
AR4: 0000	SK4: 0000	DXR :0000	OVN:0	PM :0	SKM:1
AR5: 0000	SK5: 0000	TIM :FFFF	TC :0	TXM :0	XF :1
AR6: 0000	SK6: 0000	PRD :FFFF	OUTP:0000		
AR7: 0000	SK7: 0000	GREG:0000	RPTC: 0	CLK: 0	
		TREG: 0000	JU00		
		PREG: 00000000			
		ACC : 00000000			

```

TH : Trace help          UTLH : Utilities help
BH : Breakpoint help
EH : Execution help
MH : Memory help
RH : Register/Flags help
DH : Display help
IOH : I/O help
TICH : Interrupt/Timing help
STH : Status register/pin help

```

Command:

```

PC :0000 ADD >0200
-1 :0000 ADD >0200
-2 :0000 ADD >0200
-J :0000 ADD >0200

```

STACK		C25 MP			
->AR0: 0000	SK0: 0000	IFR :000000	STO:0604	ST1 :07F0	BIO:1
AR1: 0000	SK1: 0000	TMR :000000	ARB:0	ARP :0	CNFD
AR2: 0000	SK2: 0000	MMRS:	CRV:1	DP :04	FO :0
AR3: 0000	SK3: 0000	DRR :0000	FSM:1	INTM:1	OV :0
AR4: 0000	SK4: 0000	DXR :0000	OVN:0	PM :0	SKM:1
AR5: 0000	SK5: 0000	TIM :FFFF	TC :0	TXM :0	XF :1
AR6: 0000	SK6: 0000	PRD :FFFF	OUTP:0000		
AR7: 0000	SK7: 0000	GREG:0000	RPTC: 0	CLK: 0	
		TREG: 0000			
		PREG: 00000000			
		ACC : 00000000			

```

R/C : run or continue simulation
SS : single step
EX : execute commands from a given table
L : load new object file
LC : load new COFF object file
NB : number of instr till break
RS : reset simulator
SIM : change simulator mode
Q : quit simulation

```

Command:

APENDICE F

MANUAL DE OPERACION

OPERACION DEL SISTEMA DE DETECCION Y CLASIFICACION DE ESPIGAS.

El sistema está compuesto de una tarjeta de conversión A/D y D/A de Texas Instruments (AIB ver APENDICE H); de una tarjeta o módulo de evaluación (EVM ver APENDICE H) y de una microcomputadora PC compatible que sirve como sistema residente. Para el despliegue de resultados se utiliza un osciloscopio dual. La configuración física aparece en la figura A y se puede observar la forma y disposición global del sistema en el APENDICE I que contiene las fotografías de éste

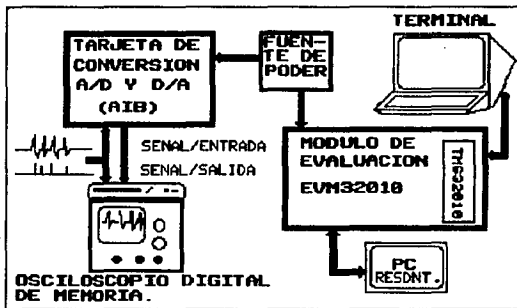


Figura A Configuración General del sistema.

Envío de un tren de pulsos al sistema.

Si se desea enviar una señal previamente archivada en un disco

flexible, esta puede ser leída por la microcomputadora y enviada a la tarjeta de conversión analógico/digital instalada en un slot de la microcomputadora PC compatible. Para la lectura del archivo de muestras, se utiliza el programa ADA2 codificado en PASCAL, dicho programa se encarga de tomar uno a uno, cada dato o muestra del archivo, lo escala si el usuario lo solicita, si es así, el factor de escala se accesa desde teclado, así como también el número de muestras que se van a leer, para así enviar una a una a la dirección del puerto donde se encuentra alamburada la tarjeta de conversión analógica/digital/analógica (A/D/A); ésta tarjeta fue diseñada y fabricada en el laboratorio de Cibernética de la Facultad de Ciencias [HEREDIA], la tarjeta se conecta a la tarjeta de conversión del sistema AIB, conectada al puerto serial tipo RS-232 de la computadora residente. **Transmisión del programa de detección y clasificación**

Para alojar el programa de detección en la memoria RAM del microprocesador DSP TMS3210, es necesario transmitirlo a dicho sistema desde el ambiente externo lo cual es posible de dos maneras:

- 1.- El sistema dispone de una utilería de manipulación del grabador de memorias EPROM con el siguiente menú:

GRABAR, LEER, COMPARAR, VERIFICAR, SALIR

Si el programa ya reside en una memoria EPROM tipo 2467, entonces bastará acceder al sistema el comando READ que transferirá inmediatamente el programa a la memoria RAM del DSP. La orden READ se accederá por medio de una

terminal TELEVIDEO conectada al puerto serie número 1 del módulo de evaluación.

- 2.- Si todavía no se encuentra grabado el programa en memoria EPROM del sistema, entonces es necesario transferirlo. Esto se puede hacer desde una PC que actuará como sistema residente para la transmisión del programa al espacio de memoria para datos (4K words máximo), la micro PC deberá estar conectada al EVM a través de su puerto serial J1. El programa que se encarga de transmitir el código de programa de detección se llama ENVIA5 y está codificado en "C", dicho programa de enlace pregunta al usuario por el nombre del archivo a transferir, así como la velocidad de transferencia en un menú cuyas opciones son: a)1200, b)2400, c)4800, d)9600, y f)19200 para el caso del EVM se elige la opción d), una vez hecho esto último y la transmisión inicia.

Por otra parte es necesario preparar el EVM para recibir los datos (PROGRAMA) mismo que va a ser ensamblado en línea , para lo cual, desde la terminal conectada al módulo de evaluación; especialmente dedicada a la comunicación entre usuario y sistema, desde el prompt (?) deberá teclearse la orden de ensamblar ?ASM 2 1, es decir, toma como entrada el puerto número 2 (J2) y lo transfiere al puerto número uno (J1) para su despliegue en la pantalla de la terminal.

Una vez iniciado el ensamblado en línea del programa, en

la pantalla de la terminal aparecen los códigos de los posibles errores del programa para su posterior verificación y corrección y al final del proceso de transferencia se resumen el número de ERRORES y el número de WARNINGS localizados y finalmente un mensaje de transmisión completa, en su caso.

Grabación de EPROMS

Una vez que el programa reside en el espacio de memoria para programa, se procede a grabar dicho programa en la memoria EPROM a través de las órdenes ?PROM y después ?PROG esta última orden puede limitarse a grabar un rango de la memoria EPROM a partir de una localidad inicial y de una localidad final, si no se especifica nada, entonces serán grabados por default los 4K words de memoria de programa como copia espejo de ésta a la memoria EPROM.

De ahí que una vez debidamente grabada y protegida la memoria EPROM es posible accesarla rápidamente por la orden READ del inciso número 1

Operación del sistema

Para comenzar la operación del sistema es necesario en la terminal TELEVIDEO inicializar el reloj del sistema con la orden INIT y la llave EXTERNAL, esto hace posible que la entrada analógica al sistema recibida por el plug input situado en la tarjeta AIB sea leída. La orden que da inicio a la ejecución del programa es RUN o EX esta última, en el caso de que se desee correr el sistema con breakpoints. Para detener la ejecución de un programa sólo hace falta oprimir cualquier tecla.

Nota: La memoria RAM esta dividida en memoria para programa (4K words) y memoria para datos (144 words)

Conexión al osciloscopio

Por medio de los plugs IN (P1) y OUT (P2) es posible conectarse a un osciloscopio para visualizar la señales de entrada y de salida del sistema (procesada).

Operación del osciloscopio digital NICOLET.

Además de contar con las funciones propias de un osciloscopio convencional, el osciloscopio (NICOLET) opera con controles de congelamiento de despliegue pantalla (HOLD) y de almacenamiento de imagen (STORE) a memoria del osciloscopio.

Los datos que son adquiridos para la imagen atrapada, pueden ser almacenados en un archivo de formato MS DOS para poder ser transferidos a dispositivos compatibles con IBM, durante cada nueva prueba. Este aparato cuenta con una unidad de lectura / escritura para archivos en formato DOS que posteriormente puede ser transferido a una microcomputadora PC- compatible para su manejo, previa transformación de datos a través de la rutina de conversión DISKREAD, misma que provee el fabricante y que se describe más adelante.

La perilla de barrido en el eje del tiempo tiene unidades de TIME/POINT (TIEMPO/PUNTO), que es utilizada para determinar el tiempo de resolución de la señal a ser adquirida, en vez de utilizar tiempo/centímetro como unidad para la velocidad de barrido.

Los botones de control de almacenamiento inician la captura del

despliegue de la señal. Las señales analógicas están caracterizadas por variaciones continuas de voltaje, el osciloscopio digital se encarga de convertir la señal analógica en discreta, los voltajes son digitalizados y se despliegan las diferentes formas de onda con 4000 puntos llamados "datos". El osciloscopio muestrea la señal analógica a una tasa constante, previamente determinada, de una muestra por microsegundo, que produce una cadena continua de muestras digitalizadas.

La perilla de TIME/POINT determina cuáles de las muestras de la cadena se seleccionan para su despliegue. La elección del tiempo por punto se ajusta con base en las características particulares de cada señal (sapo, rata, artificial) para poder ser desplegadas y capturadas.

$$\text{TIME/POINT} = \text{TIEMPO DE BARRIDO} / 4000$$

El diskette sobre el cual se graban los registros debe ser previamente formateado por la misma unidad de discos del osciloscopio. Las rutinas para leer los registros están contenidas en el programa DISKREAD en código "C", que sirve para transferir diskettes de formato NICOLET a PC, los resultados quedan en un archivo tipo ASCII que se puede desplegar con el comando TYPE del MS DOS, la extensión asociada a estos es PRN se utiliza una columna para tiempo y otra para voltajes.

Cada registro guardado en el diskette de almacenamiento de señales contiene información sobre la normalización (primeros 100 bytes) de los puntos muestreados (siguientes 8000 bytes, 2 por punto) capaces de reconstruir la forma de onda original en la misma

pantalla del osciloscopio o graficadas como archivos ASCII por cualquier paquete de graficación para PC como GRAPHPC ó LOTUS entre otros.

APENDICE G

CODIFICACION Y RESULTADOS DEL SISTEMA EN ENSAMBLADOR DEL TMS3210

A continuación se listan los programas principales con los que opera el sistema

- Calibración de la tarjeta AIB
- Configuración de la tarjeta AIB y módulo de evaluación EVM
- Detección y extracción de parámetros principales.

*>

 * CALIBRACION DE LA TARJETA AIB *
 * MUESTREO Y DESPLIEGUE DE LA SEÑAL DE ENTRADA *

	AORG	0	
	B	START	INICIALIZA VECTOR DE RESET
IBLO	EQU	>0	
NDAT	EQU	>8F	
RATE	DATA	499	N PARA FREC=10KHZ
MODE	DATA	>FA	MODO PARA LA AIB
START	LDPK	0	INICIALIZA APUNTADOR PAG
	LACK	RATE	DIRECCION DE LA TASA
	TBLR	0	TRANSFERENCIA AL EVM
*			
	OUT	0,1	ESCRIBE LA TASA PARA AIB
	LACK	MODE	CARGA DIRECCION DE MODO
	TBLR	0	TRANSFERENCIA AL EVM
	OUT	0,0	ESCRIBE MODO PARA AIB
*			
	LARK	0,NDAT	
	LARK	1,IBLO	

***** ENTRADA DE DATOS *****

CENSA	BIOZ	*	
	B	CENSA	
*****	GRABA	DATO	EN MEMORIA *****
ENTRA	LARP	1	
	IN	*,2	LECTURA
	LAC	*,4	
	SACL	**+,0,0	
	BANZ	CENSA	** REGRESA
	END		

*<

```

* >*****
* CONFIGURACION DE LA TARJETA AIB *
* Frecuencia de muestreo Fm =10 Khz *
* Reserva espacio para almacenar datos *
* *****

```

```

AORG 0
RATE DATA 499 *** tasa de muestreo en hexa **
MODE DATA >FA *** modo de operacion en hex **
ELE DATA >2F
ITE DATA 2
NMU DATA 1000
DOR DATA >200
MMP DATA >F00
MFP DATA >B00
XN EQU 0
DN EQU >30
UNO EQU 110
LMEN EQU 111
L EQU 112
XO EQU 113
TEMP EQU 114
RE EQU 115
RESI EQU 116
SUM1 EQU 117
PROM EQU 118
NMR1 EQU 119
COCI EQU 120
LMAS EQU 121
MPG EQU 122
XC EQU 124
XB EQU 125
XM EQU 126
OPEB EQU 127
ITS EQU 105
NITS EQU 106
CERO EQU 107
LOC EQU 108
DIF EQU 109
LDIF EQU >68
UMBR EQU >67
MAX EQU >66
TO EQU >65
ORD EQU >64
MPR EQU >61
VEN EQU >5E
***** inicializar valores constantes *****

```

```

LDPK 0
LACK RATE
TBLR 0
OUT 0,1
LACK MODE

```

TBLR 0
OUT 0,0
LARK 0,143
ZAC
LARP 0

***** limpiar memoria de datos *****

BORR SACL *
BANZ BORR

***** inicializar variables *****

LACK ELE
TBLR L
LACK ITE
TBLR ITS
LACK NMU
TBLR MAX
LACK MMP
TBLR MPG
LACK DOR
TBLR ORD
LACK MPP
TBLR MPR
LACK 1
SACL UNO
LACK 2
SACL VEN
LAC L
SUB UNO
SACL LMEN
LAC L
ADD UNO
SACL LMAS
END

*<

*> *****
 * PROCESO DE DETECCION DE ESPIGAS EN SEÑALES *
 * BIOELECTRICAS COMPUESTAS *
 * *
 * _____ *
 * *
 * Laboratorio de Cibernética/ 1991 *
 * Facultad de Ciencias *
 * DETECCION Y EXTRACCION DE PARAMETROS *
 * CTE. DE ESCALA (-0.57) *
 * LIMPIAR MEMORIA DE PROG/NVA. CORRIDA *
 * *****
 * *
 * *****

* DEFINICION DE LOCALIDADES DE MEMORIA CONSTANTES *
 * Y VARIABLES *
 * *****
 * *
 * *****

RATE	DATA	499	* tasa de muestreo
MODE	DATA	>FA	* modo de operación
ELE	DATA	>2F	* longitud de ventana
ITE	DATA	2	* número de iteraciones
NMU	DATA	1000	
DOR	DATA	>180	
MMP	DATA	>600	* loc. memoria de programa
MPP	DATA	>700	* apuntador de mem. para dat
XN	EQU	0	* muestra enésima
DN	EQU	>30	
UNO	EQU	>6E	* constante
LMEN	EQU	>6F	* L-1
L	EQU	>70	* long. de espacio muestral
XO	EQU	>71	* muestra Xo
TEMP	EQU	>72	* espacio temporal para XN
RE	EQU	>73	* residuo
RESI	EQU	>74	
SUM1	EQU	>75	* valor parcial
PROM	EQU	>76	* media de la señal
NMR1	EQU	>77	* numerador
COCI	EQU	>78	* cociente
LMAS	EQU	>79	* L+1
MPG	EQU	>7A	* apuntador mem de prog.
XC	EQU	>7C	* valor parcial
XB	EQU	>7D	* valor parcial
XM	EQU	>7E	* valor parcial
OPEB	EQU	>7F	* potencia Px de la señal
ITS	EQU	>69	* número de iteraciones
NITS	EQU	>6A	* contador de iteraciones
CERO	EQU	>6B	* constante
LOC	EQU	>6C	* localidad temporal
DIF	EQU	>6D	* valor de la derivada
DOB	EQU	>68	
UMBR	EQU	>67	* valor del umbral

MAX	EQU	>66	* límite
TO	EQU	>65	* tiempo
ORD	EQU	>64	
MYR	EQU	>58	
MNR	EQU	>59	
TMAX	EQU	>5A	* límite superior ventana
TMIN	EQU	>5B	* límite inferior ventana
TMP	EQU	>5C	
TV	EQU	>5D	* tiempo de ventana
VEN	EQU	>5E	* ventana
AMP	EQU	>5F	* amplitud
TS	EQU	>60	
MPR	EQU	>61	
VAC	EQU	>62	* bandera de detección
YA	EQU	>63	* bandera de análisis

 ** Fase de inicialización de valores constantes **

 *

LDPK	0
LACK	RATE
TBLR	0
OUT	0,1
LACK	MODE
TBLR	0
OUT	0,0

 ** Limpiar 143 localidades de almacenamiento **

 *

LARK	0,143
ZAC	
LARP	0
BORR	SACL *
	BANZ BORR

 * Definición del modo de operación de la tarjeta de *
 * adquisición de datos, así como de la frecuencia de *
 * muestreo 10 khz. *

 *

LACK	ELE
TBLR	L
LACK	ITE
TBLR	ITS
LACK	NMU
TBLR	MAX
LACK	MMP
TBLR	MPG

LACK	DOR
TBLR	ORD
LACK	MPP
TBLR	MPR
LACK	1
SACL	UNO
LACK	6
SACL	VEN
LAC	L
SUB	UNO
SACL	LMEN
LAC	L
ADD	UNO
SACL	LMAS

*

* Etapa de muestreo de la señal de entrada *

* por pooling *

*

CENSA	BIOZ	MUEST
	B	CENSA

*

* Etapa de adquisición *

*

MUEST	IN	TEMP,2
	Lac	MAX,1
	SACL	DOB
	SUB	TO
	BLZ	N2M
	LAC	TO
	ADD	UNO
	SACL	TO
	LAC	MAX
	SUB	TO
	BGZ	NMX
	LAC	ORD
	ADD	UNO
	SACL	ORD
	TBLW	TEMP
N2M	LAC	NITS
	ADD	UNO
	SACL	NITS
NMX	LAC	NITS
	SUB	ITS
	BLZ	CON

*

* Derivada de la señal de entrada *

```

*
  LAR      1, CERO
  LAR      0, NITS
  LAC      *, 0, 1
  SUB      *, 0, 0
  SACL     DIF
  LAC      PROM, 12
  SACH     UMBR
  LAC      DIF
  SUB      UMBR
  BGEZ     SALE
  LAC      OPEB, 15
  SACH     DIF
SALE  LT    DIF
      MPYK  -1
      PAC
      SACL  DIF

```

```

*****
* Salida de la respuesta hacia el osciloscopio y escri-*
* tura de parámetros en caso de detección. *
*****

```

```

*
  OUT      DIF, 2 *
  LAC      DIF
  SUB      OPEB
  BZ       NODE
  LAC      DOB
  SUB      TO
  BLZ     NODE
  LAC      MPG
  ADD     UNO
  SACL    MPG
  TBLW   TO *
  LAC     YA
  BNZ    NODE
  CALL   ATRS
NODE  ZAC
      SACL  NITS
CON   LAC  VAC
      BZ   NSTP
      CALL ADEL
NSTP  LAR  0, L
      LAC *
      SACL XO

```

```

*
*****
* Corrimiento de datos *
*****

```

```

*
  LAR      0, LMEN
MUEVE DMOV *

```

BANZ MUEVE

* Cálculo de la media de la señal *

*

LAC	TEMP
SACL	XN
LT	XO
MPY	XO
PAC	
SACH	NMR1,1
LAC	NMR1
CALL	DVD
LAC	COCI
SACL	XC
LAC	XO
SACL	NMR1
CALL	DVD
LAC	COCI
SACL	RE
LT	XN
MPY	XN
PAC	
SACH	NMR1,1
LAC	NMR1
CALL	DVD
LAC	COCI
SACL	XB
LAC	XN
SACL	NMR1
CALL	DVD
LAC	COCI
SACL	SUM1
LAC	SUM1
SUB	RE
ADD	PROM
SACL	PROM

*

* Determinación de la potencia de la señal *

*

LAC	XB
SUB	XC
ADD	XM
SACL	XM
LT	XM
MPY	XM
PAC	
SACH	OPEB,1
LT	OPEB

MPY	L
PAC	
SACH	OPEB,1
LAC	NITS
BZ	SIG

*

 * Salida de la respuesta del sistema *

	OUT	OPEB, 2
SIG	B	CENSA

*

 * Proceso de cociente *

DVD	LARK	0,15
SUS	SUBC	LMAS
	BANZ	SUS
	SACH	RESI
	SACL	COCI
	RET	

*

 * Análisis hacia la izquierda *

ATRS	LAC	TO
	SUB	VEN
	SACL	TMAX
	SUB	UNO
	SACL	TMIN
	LAR	0,ITS
	LARP	0
	LAC	*-
	SACL	MYR
	lac	**
	sac1	mnr
	sub	*-
	blez	nch
	lac	tmax
	sac1	tmp
	lac	tmin
	sac1	tmax
	lac	tmp
	sac1	tmin
	lac	**
	sac1	myr
	lac	*-
	sac1	mnr
nch	mar	*-

banz	otra
LAC	UNO
SACL	YA
SACL	VAC
RET	

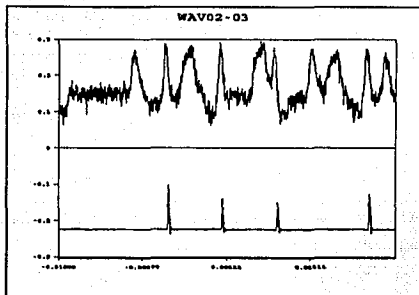
*

* Análisis hacia la derecha *

*

otra	mar	**+
	lac	myr
	sub	*
	bgez	sgte
	lac	*
	sac1	myr
	sar	0,tmax
	lac	t0
	sub	tmax
	sac1	tmax
	b	nch
sgte	lac	mnr
	sub	*
	blez	nch
	lac	*
	sac1	mnr
	sar	0,tmin
	lac	t0
	sub	tmin
	sac1	tmin
	b	nch
ADEL	lac	myr
	sub	xn
	bgz	inf
	lac	xn
	sac1	myr
	lac	t0
	sac1	tmax
	b	cnt
inf	lac	mnr
	sub	xn
	blz	cnt
	lac	xn
	sac1	mnr
	lac	t0
	sac1	tmin
cnt	lac	tv
	add	uno
	sac1	tv
	sub	ven
	blz	cfm
	ZAC	

	SACL	TV
	SACL	YA
	SACL	VAC
	lac	myr
	sub	mnr
	sac1	amp
	lac	tmax
	sub	tmin
	sac1	ts
	lac	mpr
	add	uno
	tblw	amp
	add	uno
	tblw	ts
	add	uno
	sac1	mpr
	tblw	to
	b	fin
cfin	lac	uno
	sac1	ya
fin	ret	
	END	
*<		



NOMBRE DEL ARCHIVO : GWA02-03.PIC
TIPO DE SEÑAL : ARTIFICIAL (COMPUESTA)
NUMERO DE DATOS : 4000
CARACTERISTICAS : FACTOR DE ESCALA: 1;
 PORCENTAJE DE RUIDO 40%
 AMPLITUD PICO A PICO.

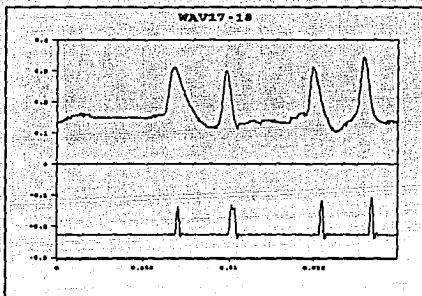
COMPOSICION :

# SPIKE	TIEMPOS DE OCURENCIA				
63	15	35	55	80	115
55	10	25	40	65	150

DISCUSION :

En la gráfica superior aparece la señal compuesta de entrada. En la gráfica inferior aparece la señal de salida que presenta el sistema después de procesar la señal.

Se puede apreciar que para este tramo de señal ocurren alrededor de 10 pulsos, para el cual se detectan cuatro marcadas en la gráfica de salida, diferentes entre si amplitud y forma lo cual indica que corresponden a diferentes clases de pulsos. Existen algunos pulsos que no son señalados probablemente por el alto nivel de ruido presente en el tren de pulsos.



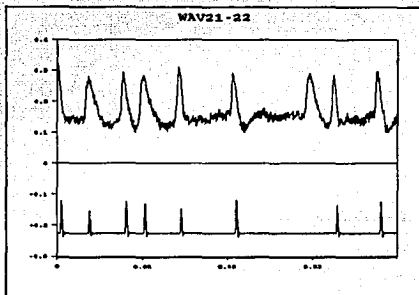
NOMBRE DEL ARCHIVO : GWA17-18.PIC
 TIPO DE SEÑAL : ARTIFICIAL (COMPUESTA)
 NUMERO DE DATOS : 4000
 CARACTERISTICAS : FACTOR DE ESCALA: 1;
 PORCENTAJE DE RUIDO 0% AMPLITUD
 PICO A PICO.

COMPOSICION :

# SPIKE	TIEMPOS DE OCURENCIA	
12	35	50
55	27	60

DISCUSION :

En la gráfica superior aparece la señal compuesta de entrada. En la gráfica inferior aparece la señal de salida que presenta el sistema después de procesar la señal. Se puede apreciar que para esta traza ocurren 4 espigas, para el cual aparecen cuatro marcas (pulsos) de detección en la gráfica de salida, dichas marcas (pulsos) están asociados con sus correspondientes espigas en la traza superior, la primera y tercera marcas son similares en forma aunque no en amplitud y la segunda y cuarta son diferentes entre sí, indicando que existen 3 clases de espigas en la traza original.



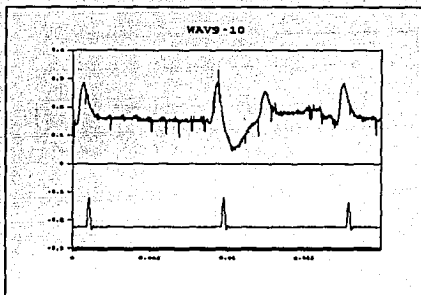
NOMBRE DEL ARCHIVO : GWA21-22.PIC
 TIPO DE SEÑAL : ARTIFICIAL (COMPUESTA)
 NUMERO DE DATOS : 4000
 CARACTERISTICAS : FACTOR DE ESCALA: 1;
 PORCENTAJE DE RUIDO 20%
 AMPLITUD PICO A PICO.

COMPOSICION :

# SPIKE	TIEMPOS DE OCURRENCIA		
12	1	35	50
55	8	27	60
70	20	45	75

DISCUSION :

En la gráfica superior aparece la señal compuesta de entrada. En la gráfica inferior aparece la señal de salida que presenta el sistema después de procesar la señal. Se puede apreciar que para este tramo de señal ocurren 9 espigas, para el cual aparecen ocho marcas de detección (pulsos) en la gráfica de salida, abajo de sus correspondientes espigas, donde la primera tercera y última marca son similares entre sí, la quinta y séptima marca son similares entre sí, y la segunda y séptima marcas también lo son entre sí, la sexta marca no guarda una similitud tan cercana a las demás por lo que se puede decir que existen 4 clases pulsos y de acuerdo a la construcción de la señal se sabe que hay 3 clases de señales inmersas, el sistema no resuelve una de las espigas (L pequeña).



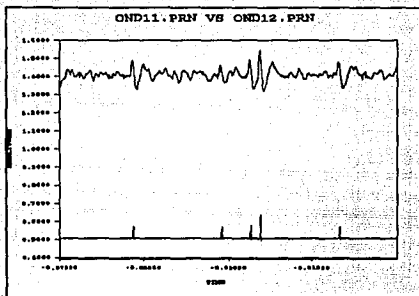
NOMBRE DEL ARCHIVO : GWAV9-10.PIC
TIPO DE SEÑAL : ARTIFICIAL (COMPUESTA)
NUMERO DE DATOS : 4000
CARACTERISTICAS : FACTOR DE ESCALA: 1;
 PORCENTAJE DE RUIDO 11%
 AMPLITUD PICO A PICO.

COMPOSICION :

# SPIKE	TIEMPOS DE OCURRENCIA
5	5
11	75
20	90, 150

DISCUSION :

En la gráfica superior aparece la señal compuesta de entrada. En la gráfica inferior aparece la señal de salida que presenta el sistema después de procesar la señal. Se puede apreciar que para este tramo de señal existen 3 espigas, para el cual aparecen marcadas tres de ellas con pulsos abajo de cada una en la gráfica de salida, en este caso las formas de las señales son bastante parecidas entre sí, lo mismo ocurre con la forma de los pulsos. Una de las espigas por la proximidad que parece tener con otra no es resuelta y pasa desapercibida en el tren de pulsos de salida.

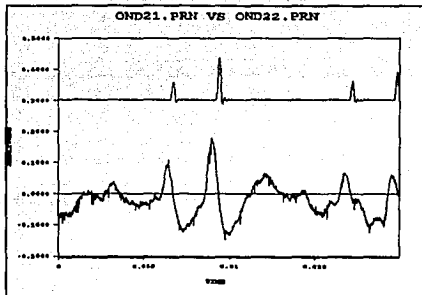


NOMBRE : OND11-12.PIC
 TIPO DE SEÑAL : BIOLÓGICA (rata)
 N. DE MUESTRAS : 2000

SEÑAL DE ENTRADA : ARCHIVO FUENTE, VRICUT.DAT,
 CARACTERÍSTICAS: FRECUENCIA DE MUESTREO: fm= 50
 microsegs/pto. FACT. DE
 ESCALA=10. FAC. DE TRASLACION=
 450 pto. AMPLITUD: 2 Volts
 escala completa.

DISCUSION :

En la gráfica inferior aparece la señal procesada por el sistema. En la señal de la parte superior, se observa que la señal original presenta aproximadamente cinco ó seis ocurrencias de espigas, de las cuales el sistema refleja cinco por medio de pulsos en la gráfica inferior, en amplitud y forma, al mismo tiempo se presume que hay aproximadamente 3 clases diferentes de señales, dadas las diferencias de amplitud y forma de los pulsos resultantes. Cabe hacer notar que aparece en la traza superior un posible cúmulo de 3 espigas muy próximas entre sí, el sistema, tiene resolución para dos de ellas. La eficiencia del sistema en este caso es mayor que en otros.

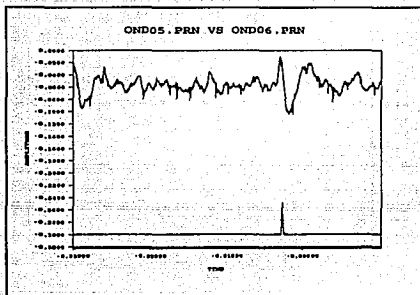


NOMBRE : OND21-22.PIC
TIPO DE SEÑAL : BIOLÓGICA (rata)
N. DE MUESTRAS : 5000
SEÑAL DE ENTRADA
CARACTERÍSTICAS: ARCHIVO FUENTE, VR1CUT.DAT,
 FRECUENCIA DE MUESTREO: fm= 10
 microsegs/pto. FACT. DE ESCALA=10.
 FAC. DE TRASLACION= 450 ptos.

DISCUSION : En la gráfica superior aparece la señal de salida o procesada por el sistema. En la gráfica inferior aparece la señal de entrada al sistema. En este tramo de señal se observa una ampliación sobre el eje Y (amplitud o voltaje) y que la señal superior refleja las ocurrencias de las espigas más notorias, mismas que son detectadas por el sistema en amplitud y forma; es decir, hay resolución para 3 clases de señales de las cuales se presumen las siguientes ocurrencias:

CLASE1 :2 OCURRENCIAS
 CLASE2 :1 OCURRENCIA
 CLASE3 :1 OCURRENCIA

En este fragmento de señal la detección es más confiable. Aunque al ser producto de experimentos no se conoce el número exacto de ocurrencias de espigas para poder hacer una comparación con la respuesta del sistema.



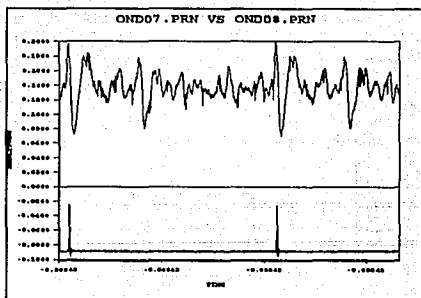
NOMBRE : OND03-04.PIC
TIPO DE SEÑAL : BIOLÓGICA (rata)
N. DE MUESTRAS : 1000

SEÑAL DE ENTRADA
CARACTERÍSTICAS:

ARCHIVO FUENTE, VRICUT.DAT,
 FRECUENCIA DE MUESTREO: fm= 94.4
 Kmuestras/seg. FACT. DE ESCALA=10.
 FACT. DE TRASLAC. 450 pto.
 tiempo/punto=20 microsegundos.
 AMPLITUD 2 Volts escala completa.

DISCUSION :

En la gráfica inferior aparece la señal resultante o procesada por el sistema. Se puede apreciar la probable ocurrencia de un par de espigas en la traza de señal (1000 datos) donde es posible anticipar que la media para la altura de pulso impone un umbral relativamente alto con respecto al pico de mayor amplitud, debido a la cantidad de ruido inmerso y donde resulta para el sistema que una de las espigas, la más significativa aparece enclaustrada en el cuadro y es detectada por el sistema que emite un sólo pulso de respuesta en la gráfica inferior.

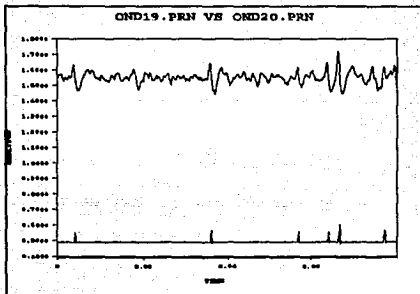


NOMBRE : ONDO7-08.PIC
 TIPO DE SEÑAL : BIOLÓGICA (rata)
 N. DE MUESTRAS : 1000
 SEÑAL DE ENTRADA :
 CARACTERÍSTICAS:

ARCHIVO FUENTE, VRI.DAT,
 FRECUENCIA DE MUESTREO: fm= 20
 microseg/pto. FACT. DE
 ESCALA=10. FAC. DE TRASLACION=
 450 pto. AMPLITUD MAX: 2 Volts
 escala completa

DISCUSION :

En la gráfica inferior aparece la señal resultante ó procesada por el sistema. En la parte superior, para este tramo de señal parecen ocurrir cuatro ó más espigas, sin embargo el sistema sólo reconoce dos de ellas; es decir, un 50% de las probables espigas. La forma y amplitud de los dos pulsos resultantes dada su similitud, parecen indicar que son causadas por una misma clase de señal, como se puede constatar en la parte superior del recuadro, no hay resolución para todas las probables ocurrencias, dado que nuevamente esta presente el problema del límite de memoria (longitud de la variable L; es decir, la cantidad de muestras precedentes analizadas) que el sistema TMS32010 es capaz de manejar.



NOMBRE : OND19-20.PIC
 TIPO DE SEÑAL : BIOLÓGICA (rata)
 N. DE MUESTRAS : 5000

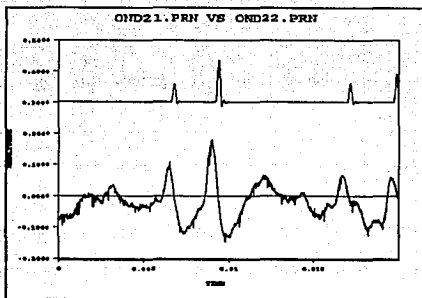
SEÑAL DE ENTRADA
 CARACTERÍSTICAS: ARCHIVO FUENTE, VR1CUT.DAT,
 FRECUENCIA DE MUESTREO: fm= 50
 microsegs/pto. FACT. DE ESCALA=10.
 FAC. DE TRASLACION= 450 ptos.

DISCUSION :

En la gráfica inferior aparece la señal de respuesta procesada por el sistema. En este tramo de señal se observa que la señal superior presenta más de seis ocurrencias de espigas, aunque no todas ellas son detectadas, respecto a los pulsos resultantes del sistema por su amplitud y forma se presume que existen 3 clases de señales con las siguientes ocurrencias:

CLASE1 :2 OCURRENCIAS
 CLASE2 :2 OCURRENCIAS
 CLASE3 :1 OCURRENCIA
 CLASE4 :1 OCURRENCIA

Existe un pulso a la izquierda que no resuelve el sistema y sin embargo parece entrar dentro de una de las clases detectadas, esto se debe a que no hay una recuperación adecuada en el umbral de la señal (L pequeña).



NOMBRE : OND21-22.PIC
TIPO DE SEÑAL : BIOLÓGICA (rata)
N. DE MUESTRAS : 5000
SEÑAL DE ENTRADA
CARACTERÍSTICAS: ARCHIVO FUENTE, VR1CUT.DAT,
 FRECUENCIA DE MUESTREO: fm= 10
 microsecs/pto. FACT. DE ESCALA=10.
 FAC. DE TRASLACION= 450 pto.

DISCUSION : En la gráfica superior aparece la señal de salida o procesada por el sistema. En la gráfica inferior aparece la señal de entrada al sistema. En este tramo de señal se observa una ampliación sobre el eje Y (amplitud o voltaje) y que la señal superior refleja las ocurrencias de las espigas más notorias, mismas que son detectadas por el sistema en amplitud y forma; es decir, hay resolución para 3 clases de señales de las cuales se presumen las siguientes ocurrencias:

CLASE1 :2 OCURRENCIAS
CLASE2 :1 OCURRENCIA
CLASE3 :1 OCURRENCIA

En este fragmento de señal la detección es más confiable. Aunque al ser producto de experimentos no se conoce el número exacto de ocurrencias de espigas para poder hacer una comparación con la respuesta del sistema.

**APENDICE H ESPECIFICACIONES
ESPECIFICACIONES DSP TMS3210**

1.2 Key Features

Some of the key features of the TMS320C1x devices are listed below. Specific devices for a particular feature are enclosed in parentheses.

- Instruction cycle timing:
 - 160 ns (TMS32010-25/C10-25/C15-25/C17-25)
 - 200 ns (TMS32010/C10/11/C15/E15/C17/E17)
 - 280 ns (TMS32010 14)
- 144/256-word on-chip data RAM
- 1.5K/4K-word on-chip program ROM
- 4K-word on-chip program EPROM (TMS320E15/E17)
- EPROM code protection for copyright security
- 4K-word total external memory at full speed
- 16-bit bidirectional data bus at 50-Mbps transfer rate
- 32-bit ALU/accumulator
- 16 x 16-bit parallel multiplier with a 32-bit product
- 0 to 16-bit barrel shifter
- On-chip clock generator
- Eight input and eight output channels
- Dual-channel serial port with timer (TMS32011/C17/E17)
- Direct interface to combo-codex (TMS32011/C17/E17)
- On-chip μ -law/A-law companding hardware (TMS32011/C17/E17)
- 16-bit coprocessor interface (TMS320C17/E17)
- Single 5-V supply
- Device packaging:
 - 40-pin DIP (TMS32010/C10/11/C15/E15/C17/E17)
 - 44-lead PLCC (TMS320C10; available in 1988 for the TMS320C15/C17)
- Technology:
 - NMOS (TMS32010/11)
 - CMOS (TMS320C10/C15/E15/C17/E17)
- Commercial and military versions available.

Architecture - Block Diagrams

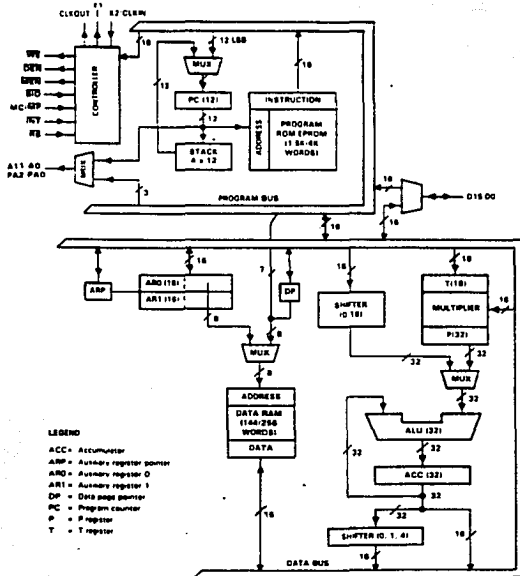


Figure 3-1. TMS32010/C10/C15/E15 Block Diagram

1.3 Typical Applications

The TMS320 family's unique versatility and realtime performance offer flexible design approaches in a variety of applications. In addition, TMS320 devices can simultaneously provide the multiple functions often required in those complex applications. Table 1-2 lists typical TMS320 family applications.

Table 1-2. Typical Applications of the TMS320 Family

GENERAL-PURPOSE DSP	GRAPHICS/IMAGING	INSTRUMENTATION
Color Filtering Convolution Correlation Histograms Fast Fourier Transforms Adaptive Filtering Windowing Waveform Generation	3-D Rotation Robot Vision Image Transmission Compression Pattern Recognition Image Enhancement Homomorphic Processing Workstations Animation/Digital Map	Spectrum Analysis Function Generation Pattern Matching Seismic Processing Transient Analysis Digital Filtering Phase-Locked Loops
VOICE/SPEECH	CONTROL	MILITARY
Voice Mail Speech Coding Speech Recognition Speaker Verification Speech Enhancement Speech Synthesis Text-to-Speech	Disk Control Servo Control Robot Control Laser Printer Control Engine Control Motor Control	Secure Communications Radar Processing Sonar Processing Image Processing Navigation Missile Guidance Radio Frequency Modems
TELECOMMUNICATIONS		AUTOMOTIVE
Echo Cancellation ADPCM Transcoders Digital PBXs Line Repeaters Channel Multiplexing 1200 to 19200-bps Modems Adaptive Equalizers DTMF Encoding/Decoding Data Encryption	FAX Cellular Telephones Speaker Phones Digital Speech Interpolation (DSI) X.25 Packet Switching Video Conferencing Spread Spectrum Communications	Engine Control Vibration Analysis Antilock Brakes Adaptive Ride Control Global Positioning Navigation Voice Commands Digital Radio Cellular Telephones
CONSUMER	INDUSTRIAL	MEDICAL
Radar Detectors Power Tools Digital Audio/TV Music Synthesizer Educational Toys	Robotics Numeric Control Security Access Power Line Monitors	Hearing Aids Patient Monitoring Ultrasound Equipment Diagnostic Tools Prosthetics Fetal Monitors

APENDICE H
ESPECIFICACIONES EVM

1. INTRODUCTION

1.1 DESCRIPTION

The RTC/EVM320A, part number RTC/EVM320A-03, is a TMS32010 Digital Signal Processor Evaluation Module, referred to in this manual as the EVM. It provides the ability to develop and debug programs and test them prior to production release. Figure 1-1 shows the EVM.

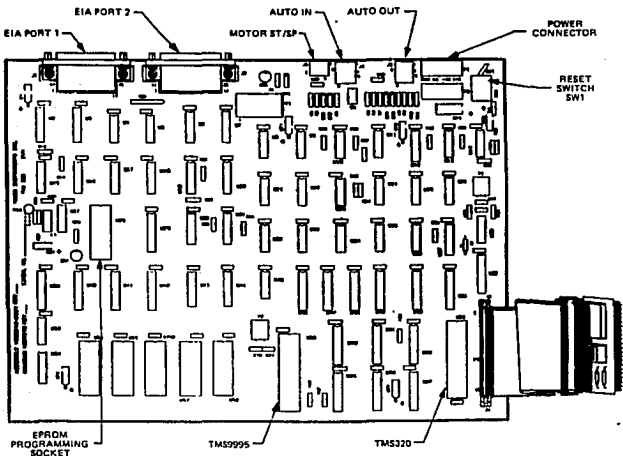


Figure 1-1. TMS32010 Evaluation Module

INSTALLATION AND OPERATION

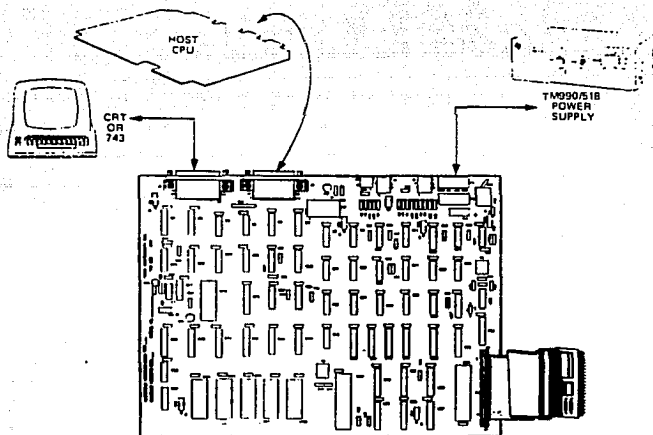


FIGURE 2-2 - EVM CONFIGURED TO USE HOST CPU AS MASS STORAGE

2.2 INSTALLATION

The following paragraphs describe connections and procedures for setting up the EVM board. The basic equipment required, along with appropriate options, is also explained.

INSTALLATION AND OPERATION

2.2.1 Power Supply

The power supply must be UL approved, with current limitations on all outputs. A ± 5 volt and a ± 12 volt power supply capable of well-regulated and noise-free output is recommended. Additionally, the power supply should have a minimum current capability of +5 volts at 3 amps, -12 volts at 0.1 amps, and +12 volts at 0.1 amps. An additional connector (P2) is provided for daisy chain power connection to a target system. AMP-type connectors 1-480702-0 join to Pins P1 and P2 (pins are 350550-1). The power connectors are wired as follows:

P1/P2 PIN:	1	2	3	4
	GND	+5V	-12V	+12V

An on-board chopper circuit produces +21 V from +12 V for use during EPROM programming operations.

2.2.2 Terminal, Cables, and Tape Recorder

Any standard RS-232C-compatible terminal with a 25-pin RS-232C male plug (type DB25P) will work. For using the audio tape facility, two standard mini-to-mini cables and one sub-mini-to-sub-mini cable are required. The recommended tape recorder is a Radio Shack CTR-41 or its equivalent.

2.2.3 I/O Connections

The EVM has two EIA RS-232C port connections (labeled J1 and J2 in Figure 1-1), and a connection for attaching an audio tape recorder to be used as a mass storage device (labeled J3 in Figure 1-1).

The Evaluation Module does not support a 20mA current loop interface, but adapters can be purchased from outside vendors to perform the conversion.

The EVM supports both hardware and software handshaking protocols for terminals operating in the full-duplex mode. Section 2.7 details the EVM EIA hardware.

2.2.3.1 Terminal Connection

The user's terminal is connected to the EVM at connector J1, hereafter referred to throughout the manual as Port 1 (see Figure 1-1).

2.2.3.2 Host/Printer Connection

The EVM uplink/downlink or line printer connection is made at connector J2, hereafter referred to throughout the manual as Port 2 (see Figure 1-1). The connections for host and printer are illustrated in Figures 2-1 and 2-2.

**APENDICE H
ESPECIFICACIONES AIB**

1.3 GENERAL SPECIFICATIONS

Analog-to-Digital Converter

Resolution : 12 bits
Analog Input : -18 V to +18 V
Digital Output : 16 bit two's complement *
Conversion time: 25 microseconds (maximum)

Sample and Hold

Acquisition Time to 8.18 : 4 microseconds ($\Delta V_{out}=18V$)
Output Droop Rate : 8.3 V/sec (25C)
Hold Slope : 18 mV (25C)

Digital-to-Analog Converter

Resolution : 12 bits
Analog Output : -18 V to +18 V
Digital Input : 16 bit two's complement *
Settling Time : 258 nanoseconds (maximum)

Sample Rate Clock

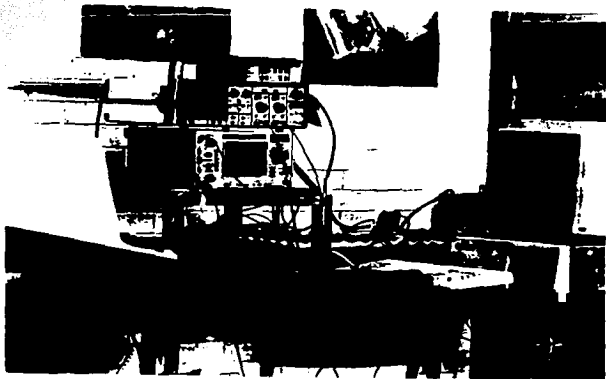
Range : 76.29 Hz to 5.88 MHz

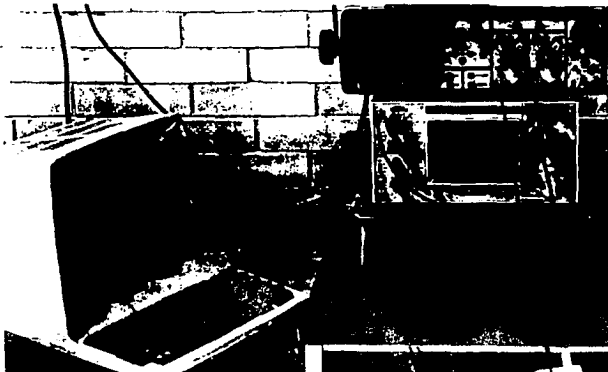
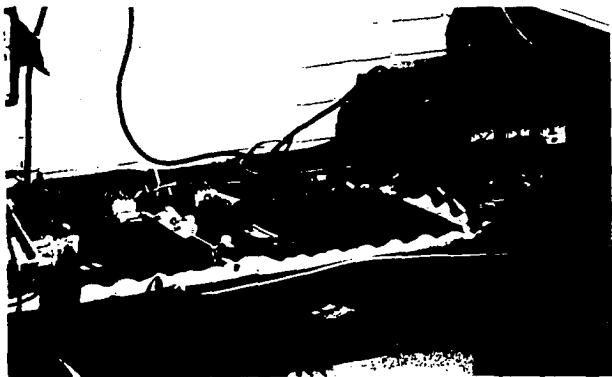
Extended Data Memory

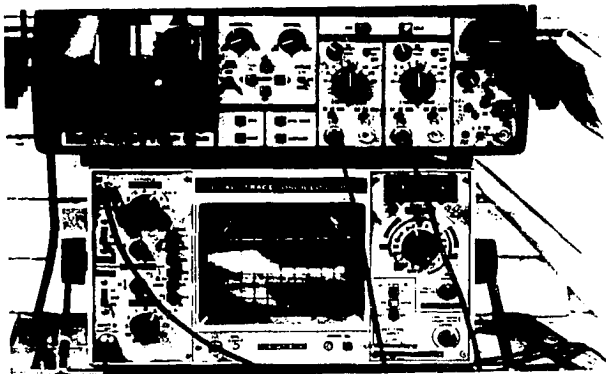
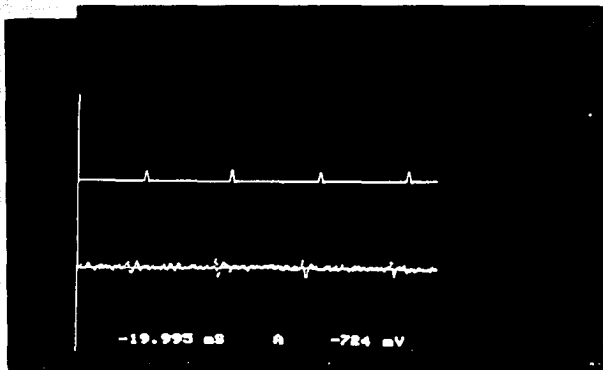
On board capacity : 8192 x 16 bits
(user must supply two 8M6264P-12 RAM chips)

* The 12 bit converter data is latched to the most significant 12 bits of the 16 bit data bus (compatible with Q15 format).

APENDICE I
FOTOGRAFIAS DEL SISTEMA







BIBLIOGRAFIA

LIBROS

- [ACOSTA] Acosta, V., Cowan, C.L y Graham, B.J., "Física Moderna", Ed. Harla, México 1977.
- [AHMED] Ahmed, N y Rao K.R., "Orthogonal Transforms for Digital Signal Processing", Ed. Springer-Verlag 1975.
- [BURDEN] Burden, R., "Análisis Numérico", Ed. Interamericana., 1985.
- [CASTRILLON] Castrillon, L.V. "Memoria natural y memoria artificial", La Ciencia desde México Ed. FCE, No. 88, 1987.
- [CHATFIELD] Chatfield, C., "Statistics for Technology", Ed. Penguin Books. England, 1970.
- [CRICK] Crick, F.H.C., "Reflexiones en torno al Cerebro", Scientific American, Ed. Labor 1981.
- [ELLIOT] Elliot, F.D. y Ramamohan, R.K., "Fast Transforms Algorithms, Analyses, Applications", Ed. Academic Press 1982.
- [FRIEDMAN] Friedman, D.H., "Detection of Signals by Template Matching", Ed. The John Hopkins Press, Baltimore, 1968.
- [GESZTI] Geszti, T. "Physical Models of Neural Networks", Ed. World Scientific, 1990.
- [HUBEL] Hubel, D.H., "El Cerebro", Scientific American; Ed. Labor, 1981.
- [SCHWAN] Schwan, H.P., "Biological Engineering", Inter-University Electronic Series, Vol. 9, Ed. McGraw-Hill 1969.
- [SHEPHERD] Shepherd, G.M., "The synaptic Organization of the Brain", Oxford Univ. Press, 1974.
- [STEVENS] Stevens, C.F., "La Neurona", Scientific American, Ed. Labor, 1981.
- [TAPIA] Tapia, R. "Las células de la mente", La Ciencia desde México Ed. FCE. No. 30, 1987.

TESIS Y REVISTAS

- [ABELES] Abeles, M. y Goldstein, M.H., "Multispike train analysis", IEEE Proceedings, vol. 65. No. 5 May 1977, pp.762-773.
- [AVALOS] Avalos V., M., " Estudio Comparativo entre métodos estadísticos y fundamentados en la interacción newtoniana entre partículas, para detectar conectividad en redes neuronales simuladas por computadora", tesis de licenciatura en Física, Fac. de Ciencias, UNAM, 1992.
- [AYHLLON] Ayhlón M., A. y Espinosa E., I., "Resultados preliminares para un sistema de detección de señales neuroeléctricas"; Rev.Mex.Ing.Biom., vol.11, 1990, pp.169-182.
- [COTA] Cota, G., "Canales para iones en las membranas neuronales"; Revista Ciencias, Especial N.5, 1991, pp. 10-22.
- [ESPINOSA-1] Espinosa E., I., Quiza T.J., Ayhlón M.A., "Detection and Classification of Neuronal Spikes Using a DSP chip and a Neural Network", Proceedings of the 13th Annual International Conference IEEE Engineering in Medicine and Biology Society St Louis Missouri, 1991.
- [ESPINOSA-2] Espinosa E., I., "La Tecnología de las Redes Neuronales", Notas para el curso: Computación Aplicada a la Medicina, IEEE, MEXICON 89, pp.1-16.
- [FRIESEN] Friesen G., M. y Jannett, T.M., Jadallah, M.A., Yates, S.L., Quint, S.R. y Nagle, H.T., "A Comparison of the Noise Sensitivity of Nine QRS Detection Algorithms", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol.37 No.1, January 1990 pp.85-98.
- [GERSTEIN-1] Gerstein, G.L., Bloom M.J., Espinosa E., I., Evanczuk S. y Turner, M., "Design of a laboratory for multineuron studies". IEEE Transactions on Systems Man and Cybernetics., No.5, September/October 1983. V.13, pp.668-676.
- [GERSTEIN-2] Gerstein, G.L. y Clark, W.A., "Simultaneous Studies of firing patterns in several neurons", Science V.143 (1964), pp.1325-1327.

- [GOMEZ] Gómez G., J.M., "Montaje de un laboratorio de Neurofisiología para el estudio de redes neuronales en cerebros de animales pequeños", Tesis de licenciatura en Ingeniería Mecánica y Eléctrica, Fac. de Ingeniería, UNAM, 1992.
- [HEREDIA] Heredia L., F.J., "Diseño y construcción de un laboratorio piloto para registro extracelular en la corteza cerebral de la rata y el conejo", Tesis de Maestría en Ingeniería Biomédica, UAM Iztapalapa, 1990.
- [KUN-SHAN] Kun-Shan, y L. Frantz, G.A. "The TMS Family of digital signal processing chips"; Proceedings of the IEEE, vol. 75, N. 9, Sept. 1987, pp. 1143-1159.
- [LEE-1] Lee, E., "Programmable DSP architectures: part I"; IEEE ASSP Magazine, October 1988, pp. 4-19.
- [LEE-2] Lee, E., "Programmable DSP architectures: part II"; IEEE ASSP Magazine, Vol. 6, No. 1, January 1989, pp. 4-14.
- [LITTLE] Little, W.A., "The Evolution of Non-Newtonian Views of Brain Function", concepts in Neuroscience, Vol 1 No. 1; World Scientific Publishing Company 1990, pp. 149-164.
- [AMNON] Amnon, A.J. y Kurzweil F., "The versatility of digital signal processing chips", IEEE Spectrum, June 1987, pp. 246-256.
- [MAHOUDEAUX] Mahoudeaux, P.M., "Simple microprocessor-based system for on-line ECG analysis", Medicine Biology Engineering Computation, vol. 19, 1981, pp. 497-500.
- [MINDELL] Mindell, D., "Dealing with a digital world", Byte August 1989, pp. 246-256.
- [PALM] Palm G., Aersten, A.M., Gerstein, G.L., "On the significance of correlations among neuronal spike trains", Biological Cybernetics 59, 1988 Springer Verlag, 1988, pp. 1-11.
- [QUIZA] Quiza T.J., "Clasificación de potenciales de acción con una red neuronal que emplea retropropagación", Tesis de Maestría en Ing. Biomédica, UAM Iztapalapa, 1991.
- [SCHMIDT-1] Schmidt, E.M., "Computer separation of multi-unit neuroelectric data: a review", Journal of Neuroscience Methods, Vol. 12, 1984, pp. 96-108.

- [SCHMIDT-2] Schmit, E.M., "Instruments for sorting neuroelectric data: a review", Journal of Neuroscience Methods, Vol. 12, 1984, pp. 2-11.
- [VIBERT] Vibert, J.F., Costa, A.J., "Intelligent software for spike separation in multiunit recordings", Medical & Biological Engineering & Computing, July 1987 pp. 366-372.
- [WHEELER-1] Wheeler, B. y Smith, S.R., "A real-time multiprocessor system of multichannel neural data", IEEE Transactions on biomedical engineering. Vol. 35. No.10 October 1988, pp. 875-877.
- [WHEELER-2] Wheeler, B. y Heetderks, W.J., "A Comparison of Techniques for Classification of Multiple Neural Signals", IEEE Biomedical Engineering, December 1982, Vol. BME-29, No. 12, pp. 752-760.
- [WHITE] White, S., "Applications of distributed arithmetic to digital signal processing: a tutorial review"; IEEE ASSP Magazine, Vol. 6, No. 3, July 1989, pp. 4-19.
- [YANG] Yang, X. y Shamma, S., "A totally automated system for the detection and classification of neural spikes", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 35, No. 10, October. 1988 pp. 806-815.

MANUALES

- [1] First-Generation TMS320 User's Guide; Digital Signal Products; Texas Instruments, 1987.
- [2] Digital Signal Processing Applications with the TMS32010 Family Vol. I; Prentice Hall, 1988.
- [3] TMS32010 ANALOG INTERFASE BOARD User's Guide, Digital Signal Processor Products, Texas Instruments, 1987.
- [4] TMS320 EVM EVALUATION MODULE User's Guide, Digital Signal Processor Products, Texas Instruments, 1987.

INDICE

activación	13, 44
AIB	3, 63, 123, 124, 126, 131, 132, 161
amplitud	3, 6, 19, 21, 22, 26, 27, 30, 40, 41, 47, 54, 56, 57, 63, 66, 69, 71, 74-77, 114, 115, 135
analógico	24, 124
antecedentes	2, 5, 7, 18, 34
arquitectura	62, 91, 92, 95, 96
cerebro	5, 9, 16, 17, 19, 20, 84, 167
circuito	13, 24, 96
clasificación	1, 5, 18, 20, 30-35, 42, 43, 56, 58-60, 80, 85-87, 124, 169
componentes principales	3, 31, 32, 87
configuración	68, 123, 131
detección	1-3, 5, 18-20, 23, 24, 28, 30-35, 40, 42, 43, 56, 58, 59, 61-63, 65, 68, 72, 76, 79-83, 85-87, 116, 124, 125, 131, 135, 137, 168
digitales	2, 30, 31, 35, 85, 88, 94, 95, 115
dispositivo	11, 12, 18, 69, 82
DSP	3, 5, 32, 60-62, 81, 83, 85, 86, 88, 91-97, 119, 124, 153, 168, 169
especificaciones	61-63, 153, 157, 161
espigas	1, 7, 21, 31, 35, 56-58, 61-63, 68, 71, 72, 74-78, 81, 111, 115, 123, 134
EVM	3, 5, 61-63, 81, 123, 125, 131, 157, 170
filtraje	46, 51, 53, 66, 80, 91-94, 100
Física	3, 7, 8, 15, 16, 18, 22, 73, 123, 167, 168
formas de onda	1, 3, 5, 18, 21, 27-32, 56, 72, 79, 81, 85, 87, 99, 111, 128
frecuencia	3, 14, 15, 61, 67-69, 74, 75, 132, 135
funciones	1, 31, 37, 38, 40, 86, 88, 92, 107, 127
media	3, 31, 63, 65, 68, 69, 102, 104, 105, 134, 138
membrana	7-10, 12-15
memoria	17, 34, 37, 46, 59, 63, 65, 68, 69, 80, 81, 86, 91, 94-96, 119, 124, 125-127, 131, 133, 134, 167
método	22, 24, 33, 58, 59, 61, 62, 79-81, 84, 85
metodología	6, 35, 85
microprocesador	5, 58, 91, 119, 124
muestras	3, 35-38, 40, 43-48, 50, 52, 57, 59, 63, 65, 66, 68, 69, 72, 75, 77, 80, 82, 101, 109, 124, 128
muestreo	30, 35, 56, 58, 61, 67, 69, 74, 75, 91, 131, 132, 134-136
neurona	1, 7-9, 11, 14-16, 19, 32, 36, 41, 78, 167
parámetro	29, 80
polarización	10, 12
potencia	40, 68, 69, 134, 138
potencial de acción	3, 9-14, 36, 69
procesamiento	1, 2, 5, 6, 43, 58, 65, 87-89, 91-94, 96
programas	68, 91, 99, 131
pulsos	15, 18, 20, 22, 24, 25, 30, 31, 35-37, 40-42, 44, 46, 54, 56, 59, 72, 73-76, 80, 85, 86, 99, 111, 115, 123
registro	3, 1, 2, 5-7, 14, 19, 22, 29, 34, 37, 46, 71, 72, 83,

	85, 86, 95, 115, 128, 169
resultados	. 2, 3, 5, 6, 15, 19, 35, 43, 46, 58, 61, 72, 73, 77, 79, 81, 87, 89, 99, 123, 128, 131, 168
segregador 1, 3, 14
señales artificiales 72, 79, 81, 111
señales bioeléctricas 5, 19
señales naturales 77
simulador 59, 119, 120
sinapsis 9, 15
tiempo real 2, 5, 29, 34, 42, 62, 80-82, 85-87, 91
transformada	. 3, 2, 35, 37-40, 44, 46, 58, 59, 62, 79, 80, 85, 99, 100, 106, 109, 117
transformada de Haar	, 35, 37-40, 44, 58, 62, 79, 85, 99, 106, 109
transformada inversa de Haar 3, 39
tren de pulsos 37, 123
umbral	3, 10, 11, 13, 18, 21-26, 30, 32, 40, 49, 53, 63, 65, 66, 69, 80, 100, 106, 108-110, 134
voltaje 10, 18, 21, 25-27, 67, 128