

24
57



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE CIENCIAS

“MAPAS DE CAMPO ELECTRICO EN EL
SISTEMA NERVIOSO CENTRAL,
UTILIZANDO UNA MICROCOMPUTADORA”.

TESIS PROFESIONAL

Que para obtener el Título de:

LICENCIADO EN FISICA

Presenta:

FELIPE OJEDA VILLAGOMEZ



MEXICO, D. F.

1989.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN



UNAM – Dirección General de Bibliotecas Tesis Digitales Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS © PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

I N D I C E

INTRODUCCION		1
CAPITULO I	EL PAPEL DE LA COMPUTACION	4
1.1	IMPORTANCIA DE LA COMPUTACION	5
1.2	TIPOS DE COMPUTADORAS	6
1.3	USOS DE LA MICROCOMPUTADORA	8
CAPITULO II	OBTENCION DE CAMPO ELECTRICO	10
2.1	POTENCIAL DE MEMBRANA	11
2.2	POTENCIAL DE ACCION	11
2.3	POTENCIAL EVOCADO. UN METODO DE ANALISIS	12
2.4	VENTAJAS Y DESVENTAJAS DE LOS POTENCIALES EVOCADOS	13
2.5	REGISTRO DE LA ACTIVIDAD ELECTRICA, ELECTRODOS	15
2.6	USO DEL ELECTRODO TETRAPOLAR, CALIBRACION	23
2.7	METODOLOGIA E IMPLEMENTACION	27
CAPITULO III	DOCUMENTACION DEL SISTEMA	30
3.1	DESCRIPCION DEL SISTEMA AUTOMATIZADO	31
3.2	MODULOS PRINCIPALES	38
3.3	ARCHIVOS UTILIZADOS	49
3.4	DESCRIPCION DE PROGRAMAS EXTERNOS AL SISTEMA	52
CAPITULO IV	RESULTADOS Y CONCLUSIONES	55
APENDICE I	MATRIZ DE TRANSFORMADAS	71
BIBLIOGRAFIA		73

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

Los recientes avances en la electrónica digital han tenido como consecuencia la reducción en la inversión necesaria para contar con equipo de cómputo cuya capacidad es comparable a la de antiguos sistemas más complejos. Esto ha permitido la incorporación de sistemas de cómputo baratos y versátiles a las tareas diarias de la docencia y la investigación.

La presente tesis describe la implementación de un sistema estructurado basado en una microcomputadora tipo PC para la captura y procesamiento de señales electrofisiológicas. El proyecto descrito es una colaboración interdisciplinaria entre el Departamento de Fisiología de la Facultad de Medicina y el Laboratorio de Biofísica de la Facultad de Ciencias, lugar donde se realizó este trabajo.

Tradicionalmente los neurofisiólogos obtienen los potenciales eléctricos resultado de la actividad neuronal con la ayuda de osciloscopio, estimuladores y amplificadores. Dado que el despliegue de la información es muy rápido, tienen que fotografiar la pantalla del osciloscopio y seguir un método manual muy tedioso para obtener la información.

Ahora, con la ayuda de las computadoras, el registro de la información es mucho más rápido. Esto deja más tiempo para dedicárselo al análisis de la información.

En el Laboratorio de Biofísica, se hizo un sistema computarizado que registra, procesa y graba la señal

electrofisiológica (11.12.20). Sin embargo la microcomputadora utilizada sólo tiene 64 kb en memoria central y capacidad para manejar dos diskettes.

El objetivo general de la tesis consiste en mejorar este sistema computarizado para la elaboración de mapas de campo eléctrico en el Sistema Nervioso Central (SNC).

Los objetivos particulares son:

- Promover activamente la computación como parte del trabajo cotidiano de un físico.

- Implementar equipos de cómputo de mayor capacidad.

- Mostrar como con una computadora tipo PC y el uso de un electrodo tetrapolar, la técnica de potenciales evocados puede ser extendida, dando al fisiólogo un método de análisis rápido y eficiente.

Lo anterior con la finalidad de que esto pueda servir para relacionar las estructuras anatómicas con las funciones que en ellas intervienen. Para lograr esto se traducen los programas y se crean los faltantes para adaptarlos a una microcomputadora tipo PC, la cuál tiene como ventajas adicionales a la utilizada: una memoria central de 640 kb, un microprocesador 8088, el cuál es más rápido, manejo de dos diskettes de 360 kb cada uno y un disco duro de 10 Mb (en la actualidad este disco es extendible a 80 Mb). memoria suficiente para contener todos los programas y archivos que se requieran para obtener la información, sin tener que introducirlos parcialmente (diskette por diskette), como se hacía anteriormente.

En el capítulo I se discute acerca del uso de las microcomputadoras en los Centros de Enseñanza. Antes, las grandes computadoras eran inaccesibles para un grupo o laboratorio de investigación, por su elevado costo. Ahora, el bajo costo permite su empleo en la docencia y en la investigación.

Las nociones fundamentales acerca de la fisiología de las señales eléctricas (axones, sinapsis, etc), son introducidas en el segundo capítulo, asimismo se esbozan las técnicas que se han utilizado para la determinación de este estudio. Se menciona el electrodo tetrapolar como un instrumento eficiente para registrar señales de salida en tres dimensiones y se describe brevemente el experimento que se utilizó para obtener los datos.

En el tercer capítulo se describe el sistema computarizado que se usó para detectar, controlar, procesar y registrar los potenciales evocados de respuesta ante un estímulo previo. Se documentan también los programas que sirvieron para transformar los archivos utilizados, el sistema que sirvió para generar los campos eléctricos en un sistema ortogonal y finalmente el sistema que origina la representación vectorial del campo eléctrico.

Finalmente en el capítulo cuarto se presentan los resultados obtenidos: primero las componentes unidimensionales del campo eléctrico para los puntos estudiados y después la representación vectorial del campo eléctrico para estos puntos. A partir de aquí se discuten los resultados obtenidos y se sugieren métodos para analizar la información.

CAPITULO I

EL PAPEL DE LA COMPUTACION

1.1. IMPORTANCIA DE LA COMPUTACION

La computación es un poderoso auxiliar para todas las tareas que ejecuta el hombre y como tal, hay que incorporarla a la mayor brevedad a las actividades que se realizan en la vida cotidiana.

En estos últimos años los Laboratorios de la Facultad de Ciencias (y no dudo que también los de otras Facultades) se han visto provistos por equipo de cómputo moderno. Esto con la finalidad de ver incrementada la optimización en sus experimentos y obtener algún ahorro de tiempo en la tediosa manipulación estadística de los datos.

Las grandes ventajas que ofrecen las computadoras, y su vertiginosa utilización en el mercado, nos hace recordar la revolución industrial, en ese momento mucha gente opinó que las máquinas eran negativas, puesto que quitaban el trabajo al obrero, no obstante, eso fue un signo de progreso; en muchos aspectos la computación está absorbiendo la fuerza de trabajo, sin embargo, esto debe ser visto como algo positivo. La fuerza y el intelecto humano deben canalizarse hacia otras esferas más importantes. Como afirma Oettinger, el intelecto de ningún modo tiene porqué atrofiarse. (23)

La utilidad primordial de las computadoras es la de ayudar a efectuar tareas rutinarias, para lo cual se debe programarla. Existen dos pasos importantes en la programación: a) análisis y b) codificación; algunos autores al hablar de este tema citan numerosos pasos en la computación. Creemos que no es necesario

ahondar en tanto detalle y sólo se dirá que el análisis es parte fundamental de la actividad humana: se estudia una situación y se bosqueja una solución intuitiva: en nuestro caso, esta respuesta llega a plasmarse en la forma de un algoritmo. La codificación es el hecho de traducir el algoritmo formado a alguno de los lenguajes existentes.

Actualmente se manejan varios lenguajes de programación, cada lenguaje tiene su particularidad y son usados en áreas específicas de la actividad humana. (14,26) Así pues, vemos que LISP y PROLOG son para sistemas inteligentes; FORTRAN, ALGOL y PASCAL se usan para resolver problemas científicos. La modularidad del PASCAL, por ejemplo, facilita la programación y la codificación. (28)

Cada lenguaje tiene sus ventajas y desventajas. La versión PASCAL para microcomputadoras tipo PC (TURBOPASCAL) ofrece ciertas ventajas que lo hacen preferible a otros, algunas de ellas son: opciones de graficado, programación estructurada, velocidad de procesamiento. Es por estas razones que se utilizó el lenguaje TURBOPASCAL (5) para el trabajo de la presente Tesis.

1.2. TIPOS DE COMPUTADORAS

Las computadoras por su fecha de construcción y los materiales con que fueron construidas se clasifican en máquinas de:

- 1a. Generación: Utilizaron bulbos, surgieron para resolver cálculos de Física e Ingeniería a fin de los 40's y principios de los 50's.
- 2a. Generación: Se usaron transistores., surgen en la década de los 60's.
- 3a. Generación: Revolucionan al mercado al utilizar circuitos integrados, aparecen a fines de los 60's y principios de los 70's.
- 4a. Generación: Gracias a una tecnología más sofisticada introducen un nuevo concepto en electrónica: el microprocesador, cuya aplicación práctica inmediata es el ahorro de espacio, aparecen en el mercado a finales de los 70's y principios de los 80's.
- 5a. Generación: Máquinas inteligentes en desarrollo, constituyen lo que se llama el reto japonés y planean salir en la década de los 90's. (17)

Aréchiga (2), muestra una relación muy completa de los proyectos universitarios que se crearon para dar origen a la aparición de las computadoras, tal como las conocemos hoy;

asimismo, expone una lista de los principales modelos de computadoras de la 1a., 2a., y 3a. generaciones y de las firmas que las produjeron. Recientemente se habla (17), acerca del ambicioso proyecto Japonés, de lanzar al mercado máquinas computadoras inteligentes de la quinta generación hacia la década de los noventa's.

Cada vez que nace una generación de computadoras y esta sale al mercado, la publicidad nos empieza a bombardear copiosamente y una gran cantidad de libros y artículos que abordan el tema son editados, tal fué el caso de hace algunos años cuando salieron las primeras microcomputadoras (4a. generación).

Las máquinas computadoras se dividen por su tamaño y capacidad en microcomputadoras, minicomputadoras y macrocomputadoras (mainframes).

1.3. USOS DE LA MICROCOMPUTADORAS

Como consecuencia de su flexibilidad y facilidad en el uso, las microcomputadoras están invadiendo todo el quehacer humano, esto es, debido a que al avanzar el tiempo la tecnología es cada vez mas y más barata y paradójicamente más y más eficiente. Esto ha hecho posible que cualquier persona, escuela o instituto pueda tener acceso para manejar una computadora tipo PC. En las escuelas y los institutos las microcomputadoras tienen dos usos muy importantes: la enseñanza y la investigación.

Dado el creciente desarrollo de la tecnología, es posible

que los estudiantes cuenten en las escuelas con equipo moderno de cómputo; por ejemplo: equipo PC, las cuales son más económicas y más fáciles de usar que los sistemas de tiempo compartido (minicomputadoras y mainframes). El estudiante se sienta frente a la pantalla y va respondiendo a lo que se le pregunta, obteniendo una evaluación inmediata por el computador. (8)

Los tipos de programas que más se utilizan a este nivel son de material didáctico y de simulación de modelos (24).

También se utiliza para emitir diagnósticos, como en el centro de salud "CLIDDA" del ISSSTE, la computadora es alimentada con la historia clínica del paciente y los síntomas de su enfermedad, es así como la computadora puede hacer un diagnóstico automático si tiene los suficientes datos para ello.

Por lo que respecta a la investigación las ventajas que ofrece la computación son enormes, como controlar un experimento y procesar los datos obtenidos e imprimirlos en la forma deseada, la microcomputadora se utiliza para obtener resultados y desarrollar teorías científicas (24), su principal papel además de ser una poderosa herramienta para hacer el trabajo es la de ser un participante activo en el desarrollo de las teorías científicas (1).

En el experimento que se discute en el presente trabajo, la microcomputadora controla el registro y proceso de señales electrofisiológicas que envía el Sistema Nervioso Central de un gato cuando se le aplica un estímulo eléctrico.

CAPITULO II

OBTENCION DE CAMPO ELECTRICO

2.1. POTENCIAL DE MEMBRANA

Todas las células presentan una diferencia de potencial eléctrico entre su cara interna y su cara externa. Ese potencial de reposo se conoce como potencial de membrana. El potencial de reposo de casi todas las membranas es del mismo orden de magnitud, valores de -60 a -75 mV para las células nerviosas y de -80 a -100 mV para células musculares (27,13,15).

Este fenómeno de naturaleza fisicoquímica es la base para explicar los mecanismos de recepción, integración y transmisión de los impulsos nerviosos en el SNC y receptores sensoriales que se encuentran a lo largo de todo el cuerpo.

2.2. POTENCIALES DE ACCION

El potencial de acción resulta de cambios rápidos en la permeabilidad de la membrana. Cuando se presenta cualquier estímulo; ya sea eléctrico, de presión o de cualquier otro tipo aumenta la permeabilidad de la membrana al sodio y esto provoca que el potencial dentro de aquella se convierta de -85 a +45 mV; sin embargo, casi instantáneamente se incrementa la permeabilidad al potasio originando que el potencial se vuelva a hacer negativo y tienda al valor de -85 mV.

El potencial de acción se presenta en dos etapas separadas, denominadas: depolarización y repolarización. La pérdida repentina del potencial negativo dentro de la membrana a la que se hizo mención anteriormente se le conoce como depolarización y

a la recuperación del mismo como repolarización.

Al generarse un potencial de acción en un punto de la membrana, éste se propagará en todas direcciones alejándose del punto estimulado, incluso a todas las ramas de una fibra nerviosa, hasta que se ha despolarizado toda la membrana.

Si el impulso no estimula adecuadamente a la fibra, no se excitará; esto es, no se producirá un potencial de acción que viaja a través de toda ella, pero estará en un "estado facilitado" para excitarse y entonces poder enviar el impulso. (13)

El registro de la actividad eléctrica se ve más adelante en la sección 2.5.

2.3. POTENCIAL EVOCADO. UN METODO DE ANALISIS

Se entiende por potencial evocado cualquier cambio eléctrico detectable de cualquier parte del cerebro en respuesta a una estimulación natural o artificial de un nervio sensorial en cualquier punto sobre una vía sensorial o estructura relacionada con el sistema sensorial. (4)

Los potenciales evocados presentan a diferencia de los cambios eléctricos espontáneos las siguientes características:
(4)

- Periodo de latencia definido.- Se refiere a que los potenciales evocados presentan una relación temporal definida a la aplicación del estímulo, la cuál es determinada por la

velocidad de conducción de los impulsos nerviosos, la distancia de conducción entre el punto de estimulación y el punto de registro, el retardo sináptico, el número de sinapsis involucradas, etc.

- Patrón de respuesta definido.- Indica que bajo condiciones similares las respuestas a los estímulos son predecibles y reproducibles.

- Circunscrito al SNC.- Generalmente los potenciales evocados aparecen circunscritos al área del Sistema Nervioso Central.

Para identificar plenamente los potenciales evocados se deben tener conocimientos de conexiones anatómicas entre el sitio de estimulación y el punto de registro, así como de las posibles estaciones de relevo donde la señal es amplificada.

La técnica de los potenciales evocados es una herramienta útil para la investigación de vías sensoriales y ha sido particularmente fructífera cuando se ha usado para el estudio de la representación cortical de la audición, visión y varios órganos cutáneos sensoriales.

2.4. VENTAJAS Y DESVENTAJAS DE LOS POTENCIALES EVOCADOS

La técnica de potenciales evocados usada como herramienta para estudios neuroanatómicos presenta algunas limitaciones como son: (4,9)

- La técnica es adecuada para determinar el área de

proyección sensorial sobre el cortex cerebral solamente cuando la observación es hecha bajo condiciones tales que el cortex no se encuentre en un estado de excitación, ya que esto generaría la participación de otras neuronas gracias a las cadenas de conexiones anatómicas.

- La aparición de un cambio eléctrico detectable en una área dada del cortex cerebral no necesariamente indica la presencia de actividad neuronal subyacente al área, debido a que las mediciones del campo externo de la corriente eléctrica sobre la superficie de un tejido vivo no asegura la localización de la fuerza electromotriz interna. Y estos cambios eléctricos podrían deberse al potencial de campo creado por el paso de corriente eléctrica a lo largo de un nervio embebido en un medio conductor. Tal campo es causado por el flujo de corriente eléctrica de la región inactiva a la región despolarizada del nervio.

Algunos factores que alteran a los potenciales evocados son:

- Bloqueo de la transmisión sináptica: Puede ser bloqueada por estimulación repetitiva en rápida sucesión, la respuesta eléctrica, en donde existen sinapsis involucradas, decrece hasta que desaparece totalmente. La neurona no es capaz de responder a los sucesivos impulsos que le llegan hasta que la recuperación de la excitabilidad es completa. Se presenta en sujetos bajo profunda anestesia por barbitúricos.

- Anoxia: La falta de oxígeno provoca que las respuestas sean más lentas o nulas.

- Presión Mecánica: Si la presión es demasiado alta, puede

ocasionar un daño traumático, y con esto eliminar la respuesta.

- Baja Temperatura: La actividad funcional de la dendrita es parcialmente bloqueada abajo de los 28°C y totalmente abajo de los 22°C, esto afecta la función postsináptica.

La técnica de los potenciales evocados ha tenido tres aplicaciones principales:

- Contribuye a revelar actividades específicas del cerebro, en las que distintos canales tratan simultáneamente tipos de información diferentes.

- Ha constituido un indicador objetivo de la función sensorial cuando los tests de información resultaban impracticables o poco confiables.

- Diferencia los trastornos orgánicos de los psicogénicos. La aplicación clínica de los potenciales evocados también está en aumento y un ejemplo es la detección y localización de tumores cerebrales.

Los registros de potenciales evocados se han convertido en un importante instrumento para la investigación, particularmente fructífero como ya se mencionó, para el estudio de la representación cortical de la visión, audición y de los órganos cutáneos sensoriales.

2.5. REGISTRO DE LA ACTIVIDAD ELECTRICA, ELECTRODOS.

En ésta técnica se han empleado electrodos monopolares, bipolares, tetrapolares y multipolares para registrar la

actividad eléctrica.

Al medir el potencial en un punto del espacio con electrodos monopolares (7,9) se debe tomar como referencia otro punto en el infinito donde el potencial sea cero. (o algún punto de referencia donde el límite del potencial tienda a cero), sin embargo, al hacer nuestras mediciones en el cerebro detectaríamos potenciales generados por otras partes del cuerpo; esto es, habría mucho ruido. Para evitarlo, en lugar de medir el potencial se miden diferencias de potencial con electrodos bipolares.

No obstante, estos electrodos bipolares sólo son capaces de registrar una variación de potencial en una dirección dada, por lo tanto son insuficientes para medir un registro tridimensional. Los electrodos multipolares son arreglos laminares de electrodos monopolares y se han utilizado en la elaboración de varios experimentos con las consecuentes desventajas mencionadas arriba. El electrodo tetrapolar a diferencia de los otros, presenta una geometría triangular (ver sección 2.6) que le ayuda a registrar tres diferencias de potencial, cada una de ellas en una dirección diferente. De esta manera, con un electrodo y con una sola medición se registran las componentes tridimensionales de una señal eléctrica.

A continuación señalemos algunas consideraciones físicas acerca del potencial eléctrico.

El potencial en un punto r es el trabajo por unidad de carga requerido para mover una carga eléctrica desde algún punto alejado (infinito) hasta el punto en cuestión.

Dada una carga puntual q y una distancia r , el potencial que produce la carga en esa posición es $\phi = q/4\pi\epsilon_0 r$ Volts, donde Volts es la unidad en el sistema de medidas MKS, ϵ_0 es la permitividad del espacio vacío y es igual a $8.854 \times 10^{-12} \text{C}^2/\text{nm}^2$.

Campo eléctrico es un campo vectorial que se origina de cierta distribución de cargas eléctricas. Para el caso considerado arriba de una carga puntual q a una distancia r el campo eléctrico es $E = q/4\pi\epsilon_0 r^2 \hat{r}$.

La relación entre campo y potencial eléctrico está dada por $E = -\nabla\phi$. El signo menos refleja el hecho físico de que el campo eléctrico está dirigido de una región de potencial positivo hacia otra de potencial negativo, mientras que:

$$\nabla\phi = \frac{\partial\phi}{\partial x} \mathbf{i} + \frac{\partial\phi}{\partial y} \mathbf{j} + \frac{\partial\phi}{\partial z} \mathbf{k} ,$$

se define de manera que se dirija en el sentido de ϕ creciente.

La divergencia es otra función escalar relacionada con el campo eléctrico, la divergencia de E es el flujo saliente por unidad de volumen, en coordenadas cartesianas tenemos:

$$\text{div } E = \nabla \cdot E = \frac{\partial E_x}{\partial x} + \frac{\partial E_y}{\partial y} + \frac{\partial E_z}{\partial z} .$$

Otro concepto que es conveniente tener en cuenta es el de rotacional. Rotacional de un campo eléctrico distinto de cero, implica que el campo tiene circulación o turbulencia; en coordenadas cartesianas: $\text{rot } E = \nabla \times E =$

$$= \left[\frac{\partial E_z}{\partial y} - \frac{\partial E_y}{\partial z} \right] \mathbf{i} + \left[\frac{\partial E_x}{\partial z} - \frac{\partial E_z}{\partial x} \right] \mathbf{j} + \left[\frac{\partial E_y}{\partial x} - \frac{\partial E_x}{\partial y} \right] \mathbf{k} .$$

La ecuación diferencial:

$$\nabla \cdot \mathbf{E} = -\nabla^2 \phi = \frac{\partial^2 \phi}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 \phi}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 \phi}{\partial z^2} = \frac{-\rho}{\epsilon_0} ,$$

es conocida como la ecuación de Poisson, donde ρ es la densidad de carga eléctrica.

Si la densidad de carga es igual a cero:

$$\nabla \cdot \mathbf{E} = -\nabla^2 \phi = 0 ,$$

tenemos la ecuación de Laplace.

A continuación, una manera de analizar la actividad eléctrica que se presenta en la corteza cerebral.

La actividad neuronal se analiza por medio de potenciales extracelulares. Los registros intracelulares podrían dar información pero es casi imposible obtenerlos con la tecnología actual. La densidad de corriente-fuente (CSD) es un método para analizar los potenciales extracelulares (8,16,18,21,22).

Los potenciales dan alguna información fisiológica, sin embargo, para poder obtener más información es necesario trabajar con estos potenciales. Dentro del estudio de la información anatómica es interesante conocer la distribución espacial y temporal de fuentes y sumideros de corriente en el tejido del SNC durante la actividad neuronal.

La CSD es una cantidad escalar que mide la amplitud de la corriente saliente o entrante en algún punto dado. Una fuente es un sitio en el tejido nervioso del cual entra una corriente hacia el medio extracelular. Un sumidero, por lo contrario, es un lugar donde la corriente que fluye en el medio extracelular sale.

Freeman (9) menciona que las dendritas en los axones pueden ser consideradas como fuentes y el soma neuronal un sumidero, esto es si trabajamos con elementos neuronales individuales; sin embargo, se debe considerar un conjunto formado por muchas neuronas y en él distinguir las fuentes y sumideros promediados encontrados.

La CSD representa una distribución espacial continua de fuentes y sumideros, la cual da lugar a un flujo de corriente $J(x)$. (22)

$$\nabla \cdot J = I_m = \text{CSD}. \quad (1)$$

Si las corrientes entrantes dominan en un elemento de volumen, resulta una fuente ($I_m > 0$); si las corrientes salientes dominan, resulta un sumidero ($I_m < 0$).

Dentro del rango de frecuencias de interés fisiológico (0-1 kHz), efectos capacitivos, inductivos y magnéticos de las señales bioeléctricas en el espacio extracelular pueden ser despreciados. Esto permite la descripción cuasi-estática del campo eléctrico E en el espacio extracelular e implica la validez de la ley de Ohm: (18)

$$J = \sigma \cdot E, \quad (2)$$

donde σ es el tensor de conductividad. E puede ser sustituido por el gradiente del potencial escalar ϕ :

$$E = -\nabla\phi, \quad (3)$$

llegando a una relación lineal entre la densidad de corriente y el gradiente del potencial de campo en el espacio extracelular

$$J = -\sigma \cdot \nabla\phi, \quad (4)$$

al eliminar J de las ecuaciones 1) y 4), la ecuación para la

distribución de la fuente continua = Im resulta:

$$\nabla \cdot \sigma \cdot \nabla \rho = -Im, \quad (5)$$

en coordenadas cartesianas la ecuación 5) es:

$$\sum_{i=1}^3 \left[\frac{\partial \sigma_{ii}}{\partial x_i} \cdot \frac{\partial \rho}{\partial x_i} + \sigma_{ii} \frac{\partial^2 \rho}{\partial x_i^2} \right] = -Im, \quad (6)$$

donde $x=x_1$, $y=x_2$, $z=x_3$.

Suponiendo homogeneidad anatómica en la región de estudio, la ecuación 6) se reduce a:

$$\sigma_z \cdot \frac{\partial^2 \rho}{\partial z^2} = -Im. \quad (7)$$

Experimentalmente, las curvas de potencial se obtienen al medir en lugares discretos equidistantes, y la segunda derivada espacial se calcula de acuerdo a la fórmula de diferencias finitas:

$$\frac{\partial^2 \rho}{\partial z^2} \cong \frac{\rho(z+n \cdot \Delta z) - 2\rho(z) + \rho(z-n \cdot \Delta z)}{(n \cdot \Delta z)^2}. \quad (8)$$

donde Δz es la distancia entre sitios de registro adyacentes y $n \Delta z$ es la distancia de diferenciación (usualmente $n = 1$ ó 2).

Mitzdorf (18) utilizó este método en el análisis de potenciales evocados en la corteza visual de un gato. los potenciales evocados por estímulo eléctrico fueron registrados en áreas visuales de la corteza del gato (anestesia: pentobarbital y/o N_2O). Con los conocimientos anatómicos y fisiológicos acerca de la corteza visual del gato, fué posible identificar las fuentes de las corrientes eléctricas, con este método.

La mayoría de los potenciales de campo evocados

eléctricamente fueron registrados con una micropipeta que fué colocada sucesivamente a profundidades corticales diferentes. Los registros fueron hechos equidistantemente a $z = 50$ ó $100 \mu\text{m}$.

Desde estos perfiles las CSD unidimensionales fueron calculadas con una distancia de diferenciación de $\Delta z = 200 \mu\text{m}$ (ver ec. 8), mientras que la conductividad cortical fué supuesta constante. Un ejemplo gráfico de las curvas de potencial y las curvas de las CSD, se muestran en la fig. 2.0.

El problema del método CSD es que requiere de un gran número de registros monopolares que sólo se han llevado a cabo en estructuras muy simétricas como la corteza cerebral.

2. B. USO DEL ELECTRODO TETRAPOLAR. CALIBRACION

González B. C., de la Facultad de Ciencias en colaboración con Guevara A. R. de la Facultad de Medicina introducen el uso de electrodos tetrapolares para el estudio de señales en el bulbo olfatorio.

Freeman (9) obtiene unos resultados que demuestran que para

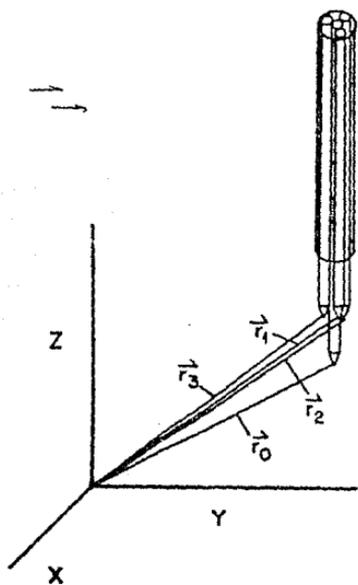


fig. 2.1. Electrodo tetrapolar. La punta central es el común de las tres que se encuentran alrededor de él, de este modo tenemos tres electrodos bipolares en uno.

ciertos olores se activan ciertas neuronas, esto lo logra al registrar la información en algunas partes del bulbo olfatorio. El hace tres tipos de arreglos diferentes que registran la información del núcleo olfatorio anterior, el posterior y el aspecto dorsal o lateral del bulbo. El registro fue con electrodos monopolares.

Siguiendo la idea de que un electrodo bipolar registra la diferencia de potencial en la dirección determinada por las puntas del electrodo. González, et al. (10) construyen un electrodo tetrapolar constituido por 4 puntas, una de las cuales es el común. (fig. 2.1) De tal manera que hay tres diferentes direcciones, del punto común a cada una de las puntas restantes.

Entonces se registran tres diferencias de potencial, las cuáles son determinadas por la punta común y cada una de las tres puntas restantes. Así pues el electrodo tetrapolar es un conjunto de tres electrodos bipolares. Las puntas no deberán ser coplanares para obtener un registro tridimensional. Las puntas se formaron con alambres de plata de 0.2 mm de diámetro cada una.

Para proporcionar rigidez al electrodo, la punta común fué introducida en un tubo de acero de 0.5 mm de diámetro y alrededor de éste se colocaron los demás alambres. La disposición de las puntas fué de tal manera que coincidían con los vértices de un tetraedro. El diámetro exterior del electrodo tetrapolar fué de aproximadamente 0.8 mm. Las puntas se unieron y aislaron utilizando cianoacrilato.(19)

Al medirse la diferencia de potencial con el electrodo tetrapolar, en realidad se está obteniendo el vector campo eléctrico. Veamos porqué: (10)

Sea r_0 el punto común para el registro diferencial. El voltaje en el punto r_j con respecto al punto r_0 , G_j es:

$$G_j = - \int E(r) dr.$$

donde r_j es el vector posición de la punta j , $j = 1, 2, 3$.

Suponemos que la variación espacial del campo eléctrico es muy pequeña, por consiguiente no se nota que cambie apreciablemente durante el intervalo de integración. Entonces por

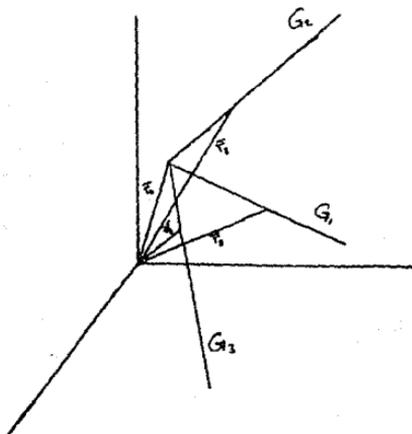


fig. 2.2. Muestra las direcciones determinadas por las puntas del electrodo, a lo largo de las cuales se hicieron las mediciones.

el cálculo podemos sacarlo de la integral y evaluar la misma:

$$\int dr = |r_j - r_0|,$$

de modo que:

$$G_j = E(r_j - r_0) |r_j - r_0|.$$

$G = (G_1, G_2, G_3)$ define un campo eléctrico, el cual está determinado por los vectores posición r_j . Entonces G es un campo eléctrico para un sistema coordenado definido por la geometría del electrodo. (Ver fig. 2.2.)

Mediante G es posible obtener E en un sistema coordenado ortogonal, por medio de un operador T tal que $E = TG$.

Para calcular T , primero medimos S . Donde S es un operador tal que: $G = SE$,

o:

$$\begin{pmatrix} G_1 \\ G_2 \\ G_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} S_{11} & S_{12} & S_{13} \\ S_{21} & S_{22} & S_{23} \\ S_{31} & S_{32} & S_{33} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} E_1 \\ E_2 \\ E_3 \end{pmatrix}$$

La matriz S se obtiene al colocar el electrodo en el aparato estereotáxico y aplicarle campos eléctricos conocidos E_k paralelo a uno de los ejes rectangulares de coordenadas k .

De aquí el operador S es conocido, y la inversión de S nos define T . $S^{-1} = T$.

En el apéndice I se muestran los valores que se obtuvieron para el presente experimento.

CALIBRACION DE LOS ELECTRODOS TETRAPOLARES

El electrodo se colocó en una cajita con suero fisiológico RINGER. Se colocaron electrodos a 90° y de esta manera se representaron las direcciones x, y y z.

Entre cada uno de ellos se enviaba un pulso cuadrado conocido y se veía el registro correspondiente que emitía el electrodo. Así nosotros estamos en facultad de reconocer la magnitud de la señal que proporciona.

Sin embargo, es conveniente señalar algunos problemas con relación a la inestabilidad de los electrodos:

- La misma señal puede ser inestable y esto es un problema de método.

- Inestabilidad mecánica, puede presentarse que al introducir el electrodo en el corte entre en forma diagonal o distinta a la prevista.

- Inestabilidad eléctrica, el electrodo se puede polarizar.

Además los electrodos están contruidos a mano, no hay dos electrodos iguales.

2.7. METODOLOGIA E IMPLEMENTACION

El material y método empleado para la realización del experimento es descrito por Muñoz, C. A. (19). Aquí brevemente se mencionará que se usó equipo estándar para mediciones fisiológicas (Estimuladores, amplificadores, etc.) y se

construyeron interfaces para conectar este equipo a la computadora. Se hizo el procedimiento quirúrgico en gatos y se introdujeron los electrodos de estimulación y de registro, previa calibración de coordenadas estereotáxicas.

Se estimularon tres zonas del hipotálamo con sendos electrodos bipolares paralelos. Las coordenadas estereotáxicas estimuladas fueron: (unidades en mm)

	A	L	H
Hipotálamo anterior:	13.0	3.0	-5.0
Hipotálamo lateral:	11.0	2.0	-3.0
Hipotálamo posterior:	9.0	1.0	-3.0

La estructura registrada con el electrodo tetrapolar fué el tubérculo olfatorio. Se barrió una lástima o red de 4 x 4 x 4 (64 puntos), determinada por la combinación de los siguientes puntos.

A Anteroposterior	L Lateral	H Profundidad
18.5	2.0	-4.5
17.5	3.0	-3.5
16.5	4.0	-2.5
15.5	5.0	-1.5

El tiempo de registro fué de 240 ms, 5ms antes y 235 ms después de la aplicación del pulso de estimulación. Como es de esperarse las primeras componentes registradas varían muy rápido, mientras que las últimas son muy lentas, por lo que la frecuencia

de muestreo varia de 4.0 kHz a 0.5 kHz. Se capturaron 256 valores por cada canal: los primeros 64 fueron registrados a 4 kHz, los siguientes 64 se registraron a 2 kHz, los terceros 64 a 1 kHz y finalmente los últimos 64 se tomaron a 0.5 kHz.

El experimento fué controlado con una microcomputadora Apple adaptada a diferentes interfases con la finalidad de registrar toda la información producida y tener más tiempo para el análisis de la misma.

CAPITULO III

DOCUMENTACION DEL SISTEMA

3.1. DESCRIPCION DEL SISTEMA AUTOMATIZADO

El sistema consta de varios programas que se encargan de procesar y representar los registros de potenciales evocados, los cuales fueron escritos en TurboPascal (versión 3.0) (5) para adaptarlos a una microcomputadora tipo PC. Esta PC opera con el sistema operativo DOS (versión 2.0) (7) y tiene un microprocesador 8088 INTEL, además para acelerar el procesamiento tiene el coprocesador numérico 8087; presenta dos manejadores de diskettes de 360 kb cada uno y un disco duro de 10 Mb.

El sistema computarizado utiliza dos subsistemas, cada uno de los cuales presenta un programa principal: uno denominado Trioi y el otro gato7. Estos subsistemas usan un programa principal que controla a los demás programas.

La función del sistema es la de localizar, abrir y extraer la información del archivo de datos que se requiera estudiar y plasmar la información de varias maneras sobre la pantalla. Los archivos consisten de varios registros, el primero de los cuales es un encabezado que determina el archivo y la matriz de transformación. Los demás registros muestran la respuesta a un estímulo dado en un punto previamente determinado por la láttice de 64 puntos.

En estos registros se encuentran las señales unidimensionales correspondientes a cada una de las puntas del electrodo. El valor de las señales oscila en el rango de 0 a 256,

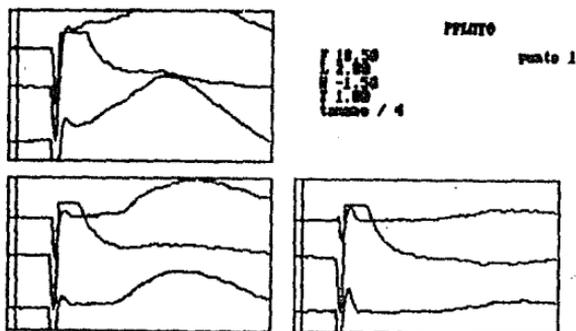


fig. 3.1. Modelo de gráfica. En el eje de las abcisas se representa el tiempo (mseg), y en el eje de las ordenadas el campo eléctrico (mV/mm). La escala en el eje de las ordenadas es la misma para todas las gráficas, no así en el eje de las abcisas, cuya escala estará en función del despliegue del tiempo.

La información que aparece en el borde superior derecho indica el punto de registro, las coordenadas de dicho punto (F.L.H), la escala (Tamaño) y el Tiempo.

El recuadro superior izquierdo representa la respuesta al estímulo del hipotálamo anterior, el inferior izquierdo al estímulo del hipotálamo lateral y por último el recuadro inferior derecho la respuesta al estímulo del hipotálamo posterior. Cada recuadro presenta tres curvas correspondientes al campo eléctrico en tres direcciones diferentes determinadas por la geometría del electrodo.

se toma el valor medio 127 como el cero de las señales y alrededor de él se grafica. De manera que la señal que sobrepase el valor de 127 se representa sobre esa línea y por el contrario si no lo hace se esquematiza debajo de ella.

Después de extraer los registros correspondientes (3 por cada punto), el programa principal se encarga de presentarlos en la pantalla, esta información incluye: el punto, las coordenadas estereotáxicas del punto en cuestión, la escala y el tiempo. (fig. 3.1.)

Una vez que la información está desplegada, el usuario, mediante ordenes sencillas, puede visualizarla de manera diferente seleccionando cualquier opción del menú principal. (Ver Tabla I)

El tamaño de los vectores estará limitado por las ventanas que se definieron, sin embargo, se puede optar por cambiar el valor de la escala y reducir proporcionalmente los vectores bidimensionales obtenidos. Se presentaron problemas al graficar en la pantalla de la CORONA, ya que la posición inicial (0,0) no concuerda con la de la APPLE, además ésta presenta un paquete de graficación con coordenadas turtle y la CORONA maneja dos tipos de coordenadas: simples y turtles; y dependiendo de los comandos utiliza una u otra, por lo que debe tenerse mucha precaución en caso de querer modificar o adaptar un módulo.

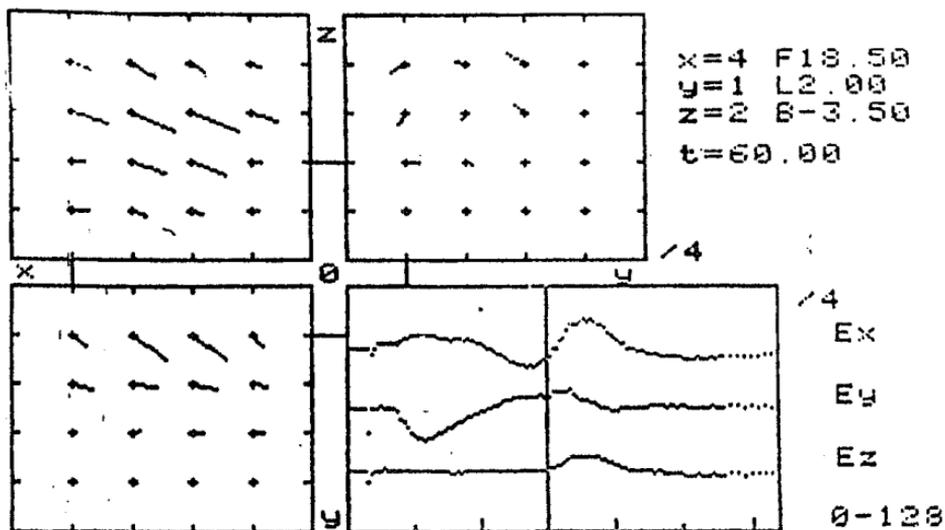


fig. 3.1.b. Gráfica del subsistema Gato7. El recuadro inferior derecho muestra el mismo tipo de gráfica mostrada en el subsistema Triol y el punto de que se trata está claramente indicado en las coordenadas que figuran en el lado superior derecho, se aprecia también la barra indicadora del tiempo.

El recuadro superior izquierdo muestra las componentes de "x" y "z" del campo eléctrico en el plano $y=1$, el recuadro superior derecho muestra las componentes "z" y "y" del campo eléctrico en el plano $x=4$ y en el recuadro inferior izquierdo las componentes de "x" y "y" en el plano $z=2$.

Las componentes que se refieren a la respuesta mostrada en el recuadro inferior derecho, están indicadas por la intersección de las barras en los otros recuadros.

El menú principal del subsistema gato7 es similar al del Triol (Ver Tabla II), con la excepción de que al primero se le añadió una opción adicional para que se pudiera visualizar la respuesta en el punto de la lálice para una sola de las tres áreas estimuladas.

Las opciones "x", "y" y "z" funcionan de la misma manera que las opciones F, L y H del subsistema Triol, con la única salvedad de que estas últimas se hicieron para la captura (alta de la información) y no para la consulta.

El subsistema gato7 representa en la pantalla las proyecciones del vector campo eléctrico, para lo cual utiliza el mismo archivo que el subsistema Triol. (Ver fig. 3.1.b.)

Se toman las señales en las coordenadas del punto que se desea graficar; por ejemplo (x_i, y_i, z_i) , a cada valor restamos 127 que corresponde al voltaje de los valores que pueden tomar estas coordenadas y tomamos los planos correspondientes a $x=x_i$, $y=y_i$ y $z=z_i$. Esto es:

Definimos primero a $x=x_i=$ constante y graficamos las proyecciones de "y" y "z" para todos sus valores. Análogamente se hace para y constante y para z constante.

Los planos que genera el subsistema gato7 y que cubren toda la lálice son 12 (fig. 3.2.). La combinación adecuada de estos puntos nos proporciona información vectorial tridimensional del campo eléctrico que se origina en el cubo registrado.

El algoritmo que era usado en los dos subsistemas para seleccionar el punto deseado fué modificado, pues se detectó que había problemas en la selección del primer registro. Se corrigió el problema y la información se presenta ya sin alteraciones.

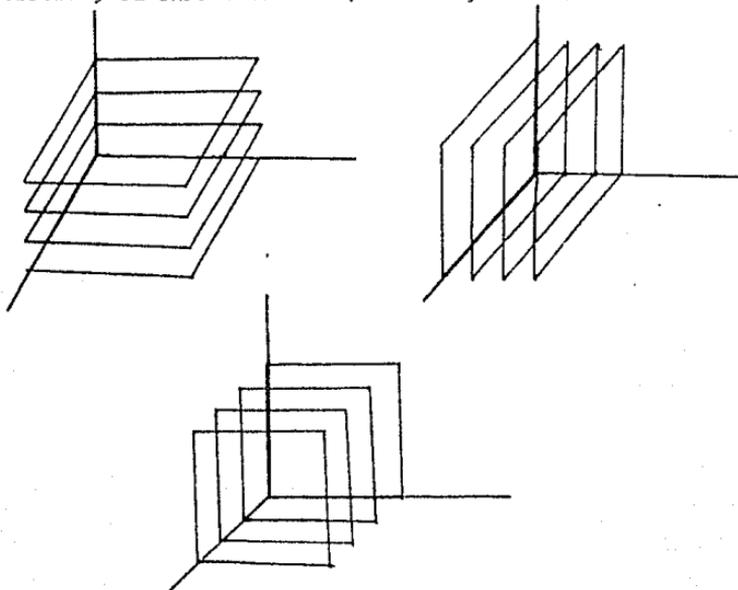


fig.3.2. Planos o caras generadas por el subsistema gato7. En cada cara hay 18 vectores bidi-

3.2. MODULOS PRINCIPALES

Los principales módulos son los que se representan en los diagramas de flujo; (fig. 3.3 a 3.8) básicamente son las opciones

DIAGRAMA DE FLUJO 1
PROGRAMA O PROCESO: MENU PRINCIPAL TPIO 1

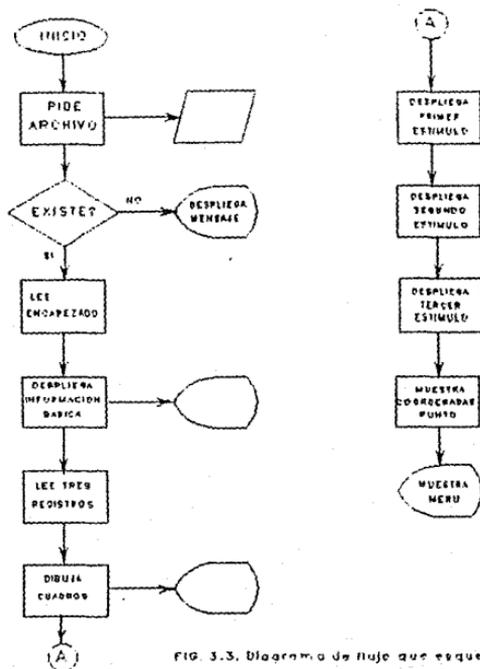


FIG. 3.3. Diagrama de flujo que esquematiza la corrida principal del subsistema TPIO 1

DIAGRAMA DE FLUJO 2
PROCESO: OPCION P "PUNTO"

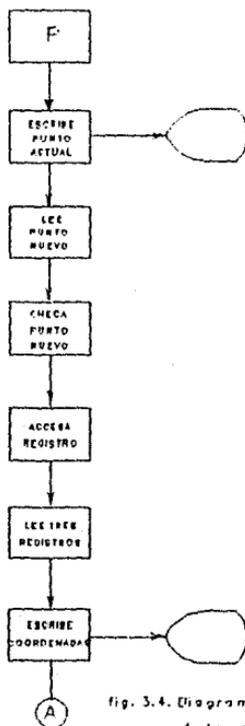


fig. 3.4. Diagrama de flujo
de la opción "P"

DIAGRAMA DE FLUJO 3
PROCESO: OPCION F "FRENTE", L "LATERAL"
H "PROFUNDIDAD"

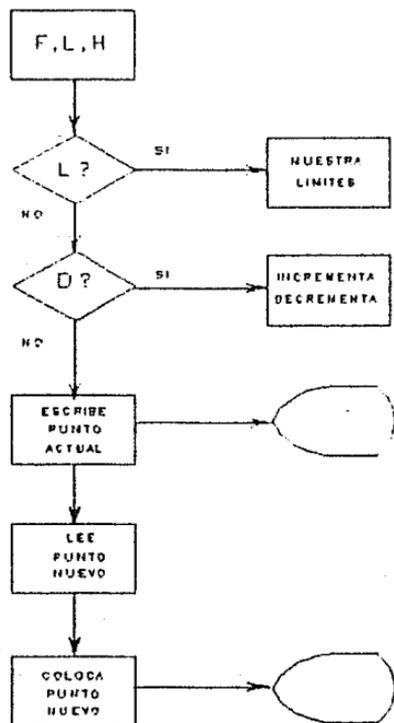


Fig. 3 5. Diagrama de flujo que resulta de seleccionar las opciones "F", "L" o "H"

DIAGRAMA DE FLUJO 4
PROCESO: OPCION T "TIEMPO"

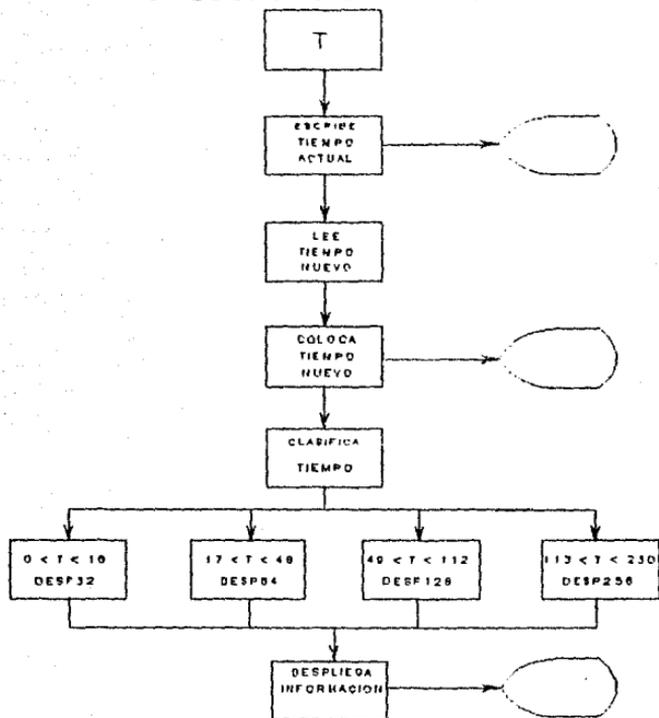


Fig. 3.8. Diagrama de flujo que se obtiene al seleccionar la opción "T".

DIAGRAMA DE FLUJO 5
PROGRAMA: MENU PRINCIPAL GATO7

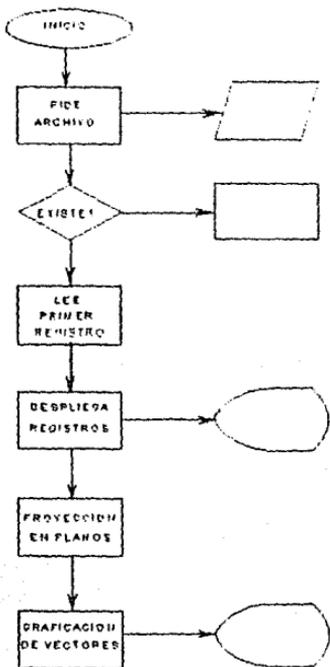


Fig. 5.7. Diagrama de flujo que esquematiza el proceso del sistema gato7

DIAGRAMA DE FLUJO 6
PROCESO: OPCION E "ESTIMULO"

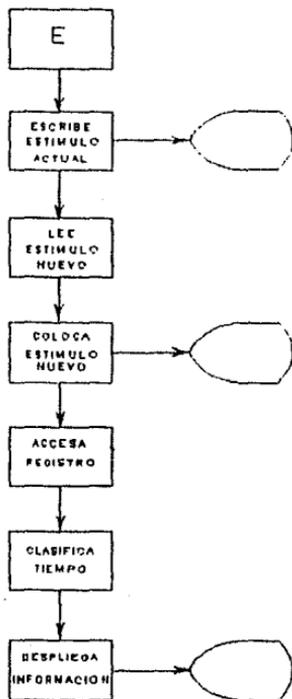


Fig. 3.8. Diagrama de flujo de la opción E
(opción exclusiva del sistema para 7)

que figuran en el menú principal:

- PUNTO: Escribe en la pantalla el punto actual, lee el punto que se introduce por el teclado, hace un chequeo para ver si existe este punto, si ese es el caso, extrae los tres registros correspondientes, los lee y escribe las nuevas coordenadas estereotáxicas en el lugar indicado. Despliega la información de los tres estímulos y finalmente vuelve a mostrar el menú principal.

- FRENTE, LATERAL O PROFUNDIDAD: Estas opciones se utilizan en la captura de información y sólo tiene por objeto escribir en pantalla, las coordenadas que se introducen desde el teclado.

- TIEMPO: Escribe en la pantalla el tiempo actual, representa en la pantalla el tiempo nuevo que se le introduce por medio del teclado. Entra a un módulo que clasifica el tiempo. Si el tiempo está entre 0 y 16 ms va hacia otro módulo que efectúa un tipo de despliegue adecuado a ese rango de tiempo; de la misma manera $17 \text{ ms} < t < 48 \text{ ms}$, $49 \text{ ms} < t < 112 \text{ ms}$ y $113 \text{ ms} < t < 230 \text{ ms}$ son enviados a sendos módulos que despliegan la información adecuada a estos rangos del tiempo.

tiempo	bytes utilizados	puntos graficados
0 < t < 16 ms	primeros 64	64
	siguientes 32	64
total: 96 bytes del registro graficados en 128 puntos de la pantalla		

tiempo	bytes utilizados	puntos graficados
17 ms < t < 48 ms	primeros 64	32
	segundos 64	64
	siguientes 6	12
total: 134 bytes del registro graficados en 108 puntos de la pantalla		

tiempo	bytes utilizados	puntos graficados
49 ms < t < 112 ms	primeros 64	16
	segundos 64	32
	terceros 64	64
	siguientes 6	12
total: 198 bytes del registro graficados en 124 puntos de la pantalla		

tiempo	bytes utilizados	puntos graficados
113 ms < t < 230 ms	primeros 64	8
	segundos 64	16

SISTEMA TR101 ARCHIVO ARNU PAG: 1 DE 1
 REGISTRO_CABE LONG. 118 bytes
 ORGANIZACION secuencial ACCESO directo
 LLAVE _____ LONG. _____

DESCRIPCION	NOMBRE CAMPO	LONGITUD	ESTRUCTURA	TIPO DE DATOS	UBICACION DE	A
No. de lineas	gcuantos	2		integer	1	2
matriz transform.	gmattra	36	array	reales	3	38
arreglo de 3 X 3		4		real	3	6
		4		real	7	10
		4		real	11	14
		4		real	15	18
		4		real	19	22
		4		real	23	26
		4		real	27	30
		4		real	31	34
		4		real	35	38
texto	gtexto	80	string	char	39	118

TABLA III. Descripción del registro de encabezado (primer registro) del archivo utilizado.

terceros 84

32

últimos 58

58

total: 250 bytes del registro graficados
en 114 puntos de la pantalla

- ESTIMULO: Opción que permite al usuario trabajar con el estímulo deseado. Esta selección es sólo válida en el subsistema Gato7 ya que en el subsistema Trioi se presentan los tres estímulos registrados simultáneamente.

3.3. ARCHIVOS UTILIZADOS

Se utiliza un archivo principal que contiene los datos originales, el cual consta de registros de 768 bytes de longitud, cada uno, con excepción del primero que funciona como encabezado. (Ver Tabla III)

Estos registros se dividen en tres partes de 256 bytes.

Se estimuló en tres regiones del hipotálamo, así que tendremos tres registros por cada punto de la lártice grabado. La lártice comprende 84 puntos así que el archivo tendrá un tamaño de 192 registros. El primer registro contendrá la información correspondiente a la respuesta del hipotálamo anterior; el segundo, la correspondiente a la respuesta del hipotálamo lateral; el tercero, la respuesta del hipotálamo posterior y se vuelve a repetir la secuencia, alternando la información por cada

estímulo evocado.

Los primeros 256 bytes proporcionan la información de la dirección en el eje x, con su respectiva coordenada, análogamente al eje y, con los siguientes 256 y con el eje z los últimos 256 bytes. (Tabla IV)

reg1	hip. ant	x'1 ... x'250	F	y'1 ... y'250	L	z'1 ... z'250	H
reg2	hip. lat	x'1 ... x'250	F	y'1 ... y'250	L	z'1 ... z'250	H
reg3	hip. pos	x'1 ... x'250	F	y'1 ... y'250	L	z'1 ... z'250	H
		" "		" "		" "	

Ahora bien, recordemos que las señales grabadas en los registros del archivo obedecen a una geometría determinada por el electrodo y en base a esta geometría se toman las direcciones x', y' y z'. El paso siguiente es la traducción de las señales a un sistema ortogonal definido por los ejes comunes "x", "y" y "z".

Esto se hace al definir una matriz de transformación T tal que: (Ver sección 2.6 y Apéndice I)

$$\begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} = T \begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a & b & c \\ d & e & f \\ g & h & i \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix},$$

donde las coordenadas sin primas se refieren al sistema ortogonal y las primas al sistema medido.

Para encontrar esta matriz, resolvemos el problema inverso;

esto es, buscar la matriz S que transforme a las coordenadas del sistema determinado por la geometría del electrodo tetrapolar cuando se conocen las coordenadas del sistema ortogonal. Por ejemplo, si se conocen las coordenadas (x,0,0), (0,y,0) y (0,0,z); tomando el primer punto:

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} \begin{pmatrix} a' & b' & c' \\ d' & e' & f' \\ g' & h' & i' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \Rightarrow \begin{matrix} x' = a'x \\ y' = d'x \\ z' = g'x \end{matrix} \Rightarrow \begin{matrix} a' = x'/x \\ d' = y'/x \\ g' = z'/x \end{matrix}$$

de la misma manera si tomamos los otros puntos obtenemos:

$$\begin{matrix} b' = x'/y & c' = x'/z \\ e' = y'/y & f' = y'/z \\ h' = z'/y & i' = z'/z \end{matrix} ;$$

con esto obtenemos todos los coeficientes de la matriz, y por ende conocemos la matriz de transformación T, al tomar la inversa de S. Regresando a la forma en que se constituye el archivo tenemos que:

$$\begin{pmatrix} a & b & c \\ d & e & f \\ g & h & i \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x'i \\ y'i \\ z'i \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} xi \\ yi \\ zi \end{pmatrix}$$

donde x'i, y'i y z'i son las primeras coordenadas del juego de 256 bytes en el registro del archivo utilizado.

Entonces:

$$x_i = ax'_i + by'_i + cz'_i$$

$$y_i = dx'_i + ey'_i + fz'_i$$

$$z_i = gx'_i + hy'_i + iz'_i ;$$

y así sucesivamente con las siguientes coordenadas de cada juego de 256 bytes en el registro. De este modo se genera el siguiente archivo:

reg1	hip. ant	x ₁ ... x ₂₅₀	F	y ₁ ... y ₂₅₀	L	z ₁ ... z ₂₅₀	H
reg2	hip. lat	x ₁ ... x ₂₅₀	F	y ₁ ... y ₂₅₀	L	z ₁ ... z ₂₅₀	H
reg3	hip. pos	x ₁ ... x ₂₅₀	F	y ₁ ... y ₂₅₀	L	z ₁ ... z ₂₅₀	H

puede observarse que este archivo ya presenta las coordenadas del sistema ortogonal.

El archivo utilizado por Turbopascal tiene diferente estructura que el original empleado por programas escritos en Apple-Pascal debido a que los números reales son representados por 6 bytes en el primer caso y por 4 en el segundo.

3.4. DESCRIPCION DE PROGRAMAS EXTERNOS AL SISTEMA

PROGRAMA GENTRIO: Se utiliza para generar un archivo. Este es creado con blancos y se emplea para probar los módulos del sistema. Funciona de la siguiente manera:

- La pantalla pide el nombre con el que ha de llamarse el

archivo y le adiciona la extensión ".TRI".

- Carga la línea de encabezado o primer registro
- A continuación carga los siguientes registros, las coordenadas del punto se cargan con el número -11000 y las señales con blancos.

PROGRAMA PASATRIO: Programa realizado en Apple-Pascal, es utilizado para leer un archivo de datos, procesar esta información y a base de ella crear un archivo de texto, el cual es transferido a una PC mediante el Perfect-Link. El archivo de texto es transferido por comodidad en cadenas de 16 caracteres. El programa consiste de dos procedimientos:

-El primero extrae datos del archivo original y crea el archivo de salida (texto) para contener la información. Aquí también se escribe la línea del encabezado, registro cero del archivo.

- El segundo efectúa la manipulación de los registros en los dos lados del diskette, transforma esta información en caracteres y las coloca en cadenas de 16 caracteres en el archivo de salida.

PROGRAMA RECITRIO: Transforma un archivo tipo texto generado por el programa PASATRIO, en un archivo secuencial, con el cual trabaja el sistema (arnu).

Su funcionamiento consiste de:

- Preparar el archivo de texto que va a extraerse así como el archivo arnu que va a crearse.

- Se transforma la línea de encabezado y se graba en el archivo arnu.

- Leer triadas de 250 bytes y un real correspondientes a las señales registradas y a la coordenada de la ubicación del electrodo tetrapolar. Repite el proceso 198 veces y por último cierra los archivos.

PROGRAM PFORMATIRA: Este programa forma la matriz de transformación por la que han de multiplicarse las señales registradas para conseguir las componentes del campo eléctrico en un sistema coordenado cartesiano.

- Pide el nombre del electrodo que se va a calibrar y se forma un archivo con la extensión ".mat" que contendrá el operador de transformación para este electrodo.

- Se introducen los valores del campo conocido E, y los valores obtenidos para G (Ver sección 2.8 y Apéndice I).

- Calculados los S_{ik} , se toma la inversa de esta matriz, obteniéndose el operador que nos interesa. En caso de no tener inversa se graba la matriz unitaria y se envía un mensaje a la pantalla.

CAPITULO IV

RESULTADOS Y CONCLUSIONES



Los potenciales registrados y el campo eléctrico derivado se grafica empleando una impresora. En las figuras 4.1 a la 4.8 se muestran algunos de los registros de un experimento, la barra indicadora de tiempo está en los 150 ms en todos los casos. Mediante las opciones del menú principal, estos registros pueden ser desplegados con diferentes escalas en el eje de tiempo.

Esta facilidad permite al fisiólogo el estudio detallado de cada registro y la comparación entre registros de parámetros como la amplitud y duración, así como las variaciones entre los pares estímulo-respuesta evocada obtenidos en un experimento o conjunto de experimentos.

Como otra ayuda al fisiólogo en el estudio de la dinámica neuronal, el sistema aquí descrito le permite estudiar la variación del vector de campo eléctrico en sucesivos tiempos t de observación. La información se presenta desplegando las proyecciones bidimensionales del vector de campo eléctrico.

En primer lugar podemos apreciar la relación espacial del vector campo eléctrico, antes de que se produzca cualquier estímulo en el hipotálamo anterior (fig. 4.23); la relación espacial antes de que se produzca estimulación en el hipotálamo lateral (fig. 4.30); y la correspondiente al hipotálamo posterior (fig. 4.37).

El neurofisiólogo puede seleccionar cualquier opción dentro del menú para poder analizar apropiadamente la información. En algunas de estas gráficas se puede detectar que existe cierta divergencia y cierto rotacional; lo cual indica para el caso de

la divergencia, que el campo eléctrico entra (fuentes) o sale (sumideros), y para el rotacional, que el campo eléctrico fluye de manera circular. Por ejemplo en la fig. 4.23 cuadro superior izquierdo se nota que existe divergencia en cierto grado. El campo eléctrico nace cerca de los puntos $x=4$ y $z=4$ en lo que respecta al plano xz . Y en esa misma figura cuadro superior derecho se visualiza al campo eléctrico fluyendo en el sentido de las manecillas del reloj.

El análisis detallado de estas figuras permitirá comprender un poco más acerca de la actividad eléctrica generada y relacionar las fuentes de dicha actividad con la estructura anatómica de que se trate. En las figs. 4.44 a 4.46 se aprecia la historia casi completa de las respuestas a un estímulo en el hipotálamo anterior, aquí se puede apreciar como varía el vector en el punto en cuestión (18.5, 2.0, -4.5) a lo largo del tiempo en el cual se detectó el registro, así como el de los puntos que se encuentran en los planos de intersección.

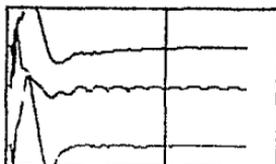
El sistema aquí presentado puede ser empleado en otras estructuras neuronales prácticamente sin modificaciones o podría servir como sistema estándar a partir del cual hacer sistemas más complejos.

La implementación particular descrita en el presente trabajo muestra el poder que la computadora le da al fisiólogo. Pensar en la captura y procesamiento manual del volumen de datos generados en un experimento presenta problemas formidables. Además la necesidad de desplegar la información de manera concisa y

estándar se facilita con el uso de la computadora.

Por otro lado, a pesar de que los electrodos tetrapolares son construidos a mano y presentan inestabilidad mecánica y eléctrica, los resultados obtenidos son satisfactorios. Y si es así ahora cabe preguntarnos que pasará después, si gracias a la tecnología es posible crear electrodos tetrapolares mas pequeños; si la colocación de los electrodos es hecha en forma automática; si se verifica también en forma automática el buen funcionamiento de los electrodos sobre la marcha; si es posible crear un buen número de electrodos tetrapolares iguales y así poder repetir un experimento bajo las mismas condiciones.

Indudablemente la tecnología avanza a pasos agigantados en cada ramo de la ciencia y no es difícil que en un futuro no muy lejano se puedan construir electrodos tetrapolares con estas características. De ser así, se podrán hacer estudios para la determinación de conjuntos neuronales en forma precisa que funcionen como fuentes o sumideros de corriente eléctrica y se podrán hacer estudios interesantes promediando estos resultados y dilucidando el porqué de este comportamiento.

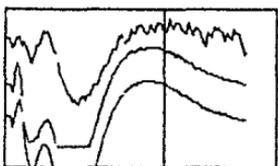
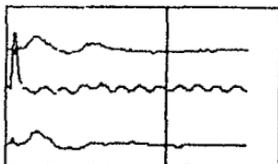
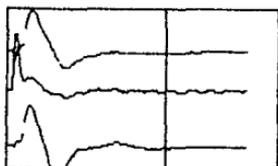


PFLATO

punto 1

F 18.50
L 2.00
H -1.50
Y 150.00
canal 7 / 4

(238.00)

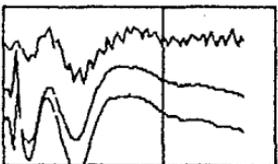
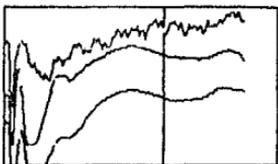


PFLATO

punto 2

F 18.50
L 2.00
H -1.50
Y 150.00
canal 7 / 4

(239.00)



PFLATO

punto 3

F 18.50
L 2.00
H -1.50
Y 150.00
canal 7 / 4

(239.00)

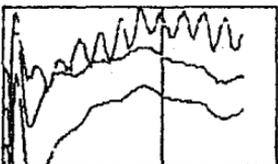
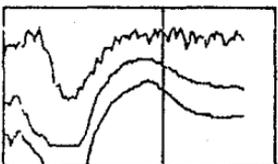
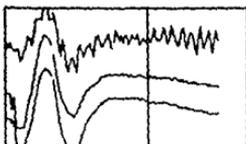
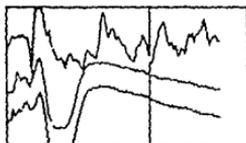
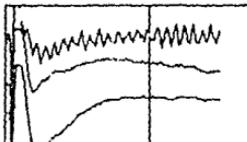
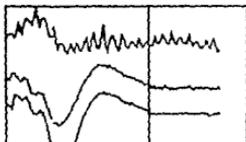


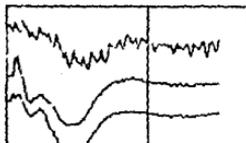
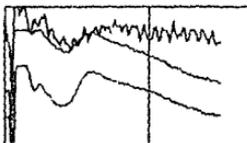
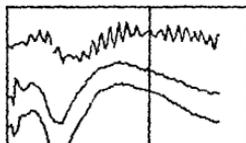
fig. 4.1



PFLATO
 punto 4
 F 10.50
 L 2.00
 H -1.50
 Y 150.00
 tamaño / 4
 (230.00)



PFLATO
 punto 5
 F 10.50
 L 3.00
 H -1.50
 Y 150.00
 tamaño / 4
 (230.00)



PFLATO
 punto 6
 F 10.50
 L 3.00
 H -1.50
 Y 150.00
 tamaño / 4
 (230.00)

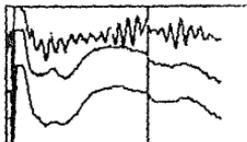
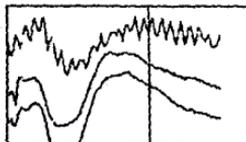
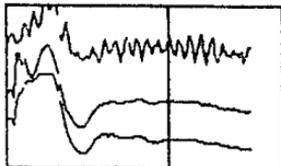


fig. 4.2.

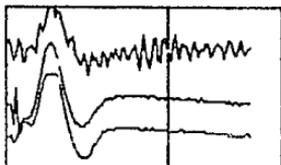
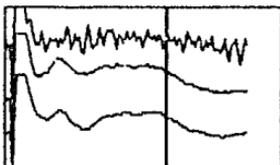
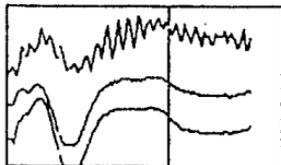


PTLATO

punto 7

F 18.50
L 3.00
M -4.50
T 150.00
canale / 4

(230.00)

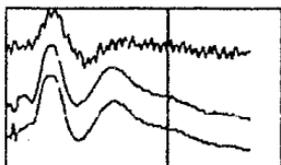
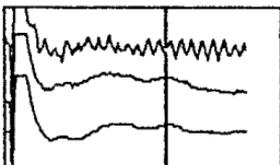
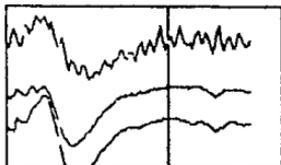


PTLATO

punto 8

F 18.50
L 3.00
M -4.50
T 150.00
canale / 4

(230.00)



PTLATO

punto 9

F 18.50
L 3.00
M -4.50
T 150.00
canale / 2

(230.00)

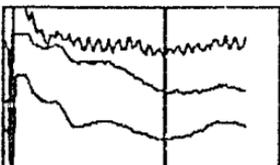
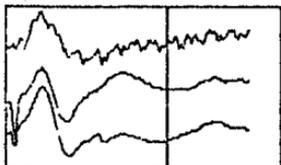
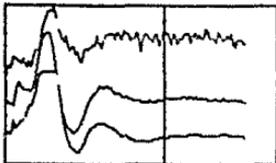


fig. 4.3.

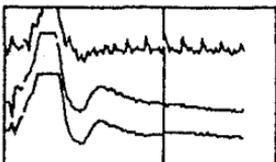
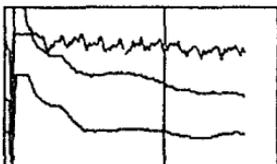
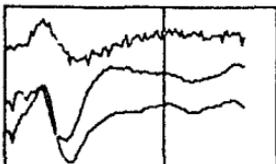


F 18.50
L 4.00
H -1.50
T 150.00
tamano / 4

FFLMT0

punto 10

(230.00)

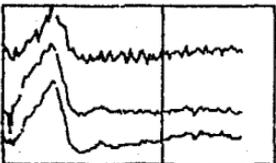
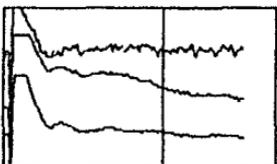
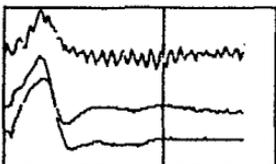


F 18.50
L 4.00
H -1.50
T 150.00
tamano / 4

FFLMT0

punto 11

(230.00)



F 18.50
L 4.00
H -1.50
T 150.00
tamano / 4

FFLMT0

punto 12

(230.00)

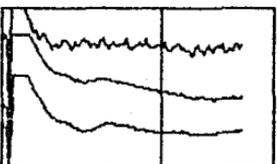
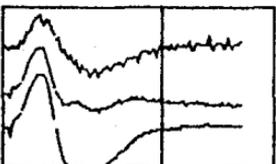
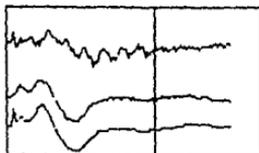


fig. 4.4.

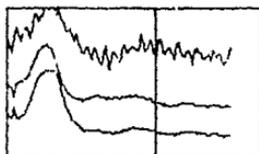
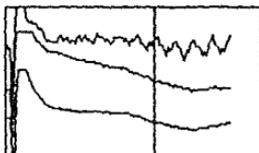
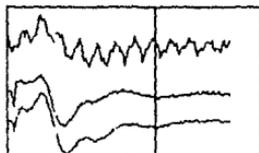


F 18.50
L 3.00
H -3.50
T 150.00
tanano / 4

PFLATO

Page 13

(220.00)

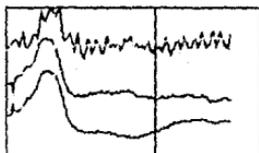
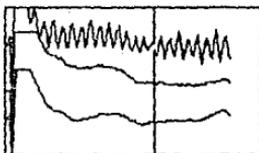
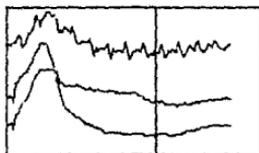


F 18.50
L 3.00
H -3.50
T 150.00
tanano / 4

PFLATO

Page 14

(220.00)



F 18.50
L 3.00
H -3.50
T 150.00
tanano / 4

PFLATO

Page 15

(220.00)

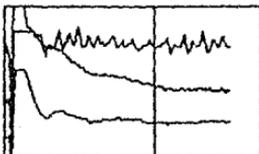
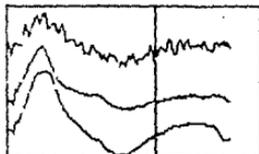
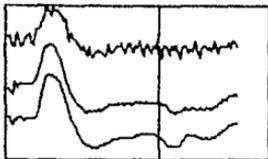
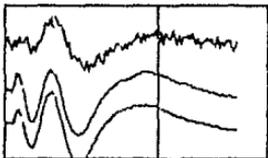
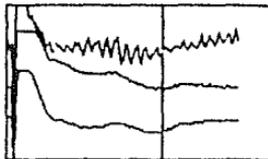
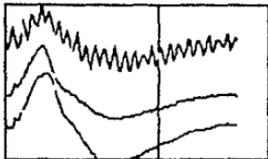


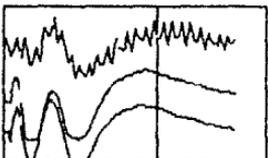
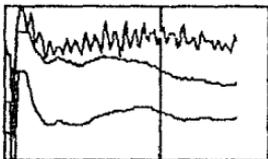
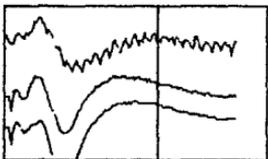
Fig. 4.5.



PFLATO
 punto 16
 F 10.50
 L 3.00
 H -4.50
 T 150.00 (230.00)
 tamaño / 4



PFLATO
 punto 17
 F 17.50
 L 2.00
 H -1.50
 T 150.00 (230.00)
 tamaño / 4



PFLATO
 punto 18
 F 17.50
 L 2.00
 H -3.20
 T 150.00 (230.00)
 tamaño / 4

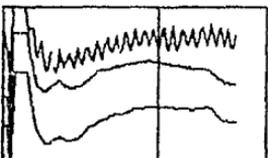
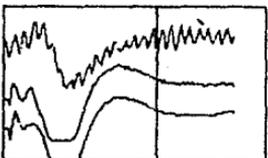


fig. 4.6.

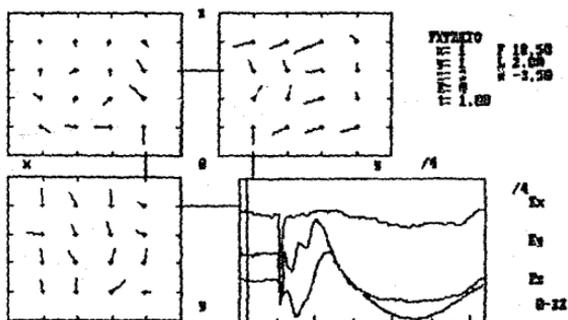
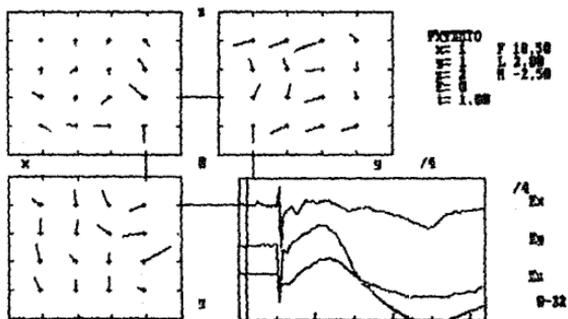
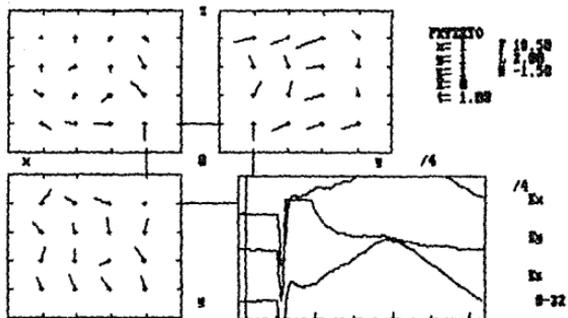


Fig. 4.25.

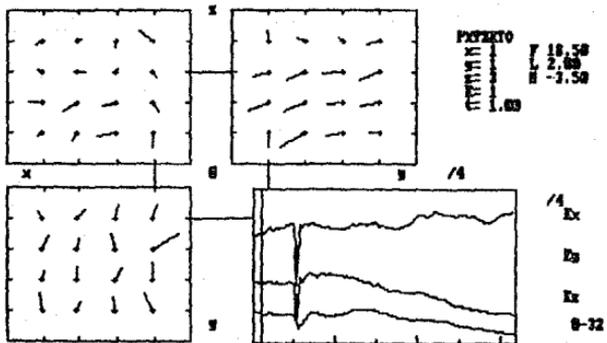
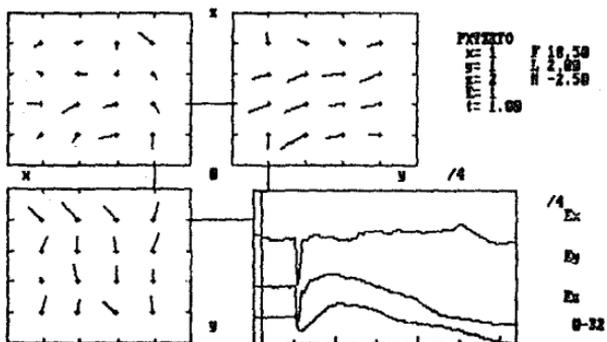
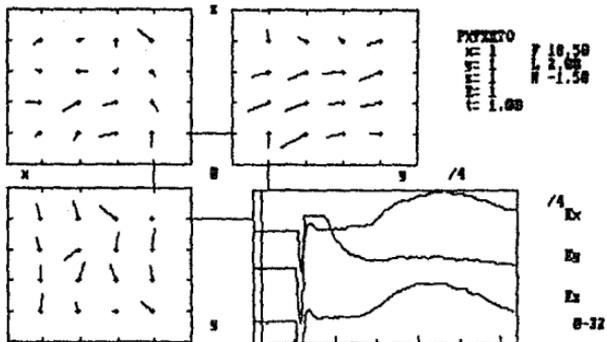


Fig. 4.30.

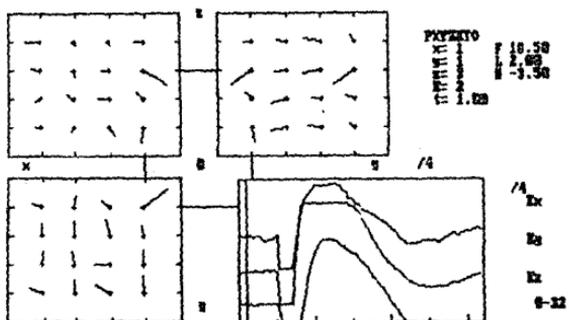
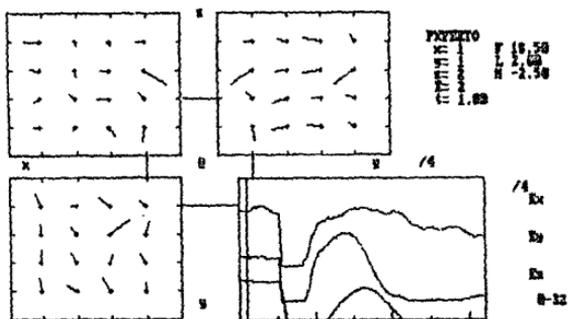
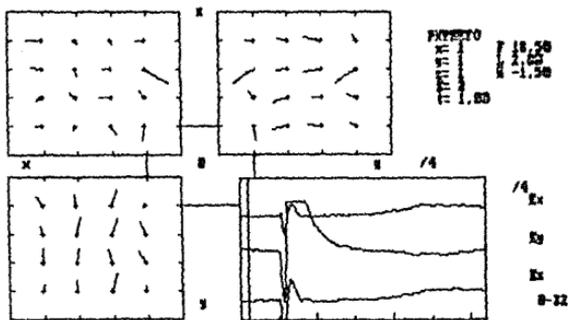
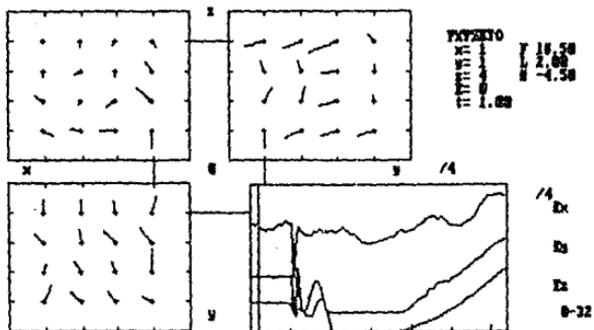
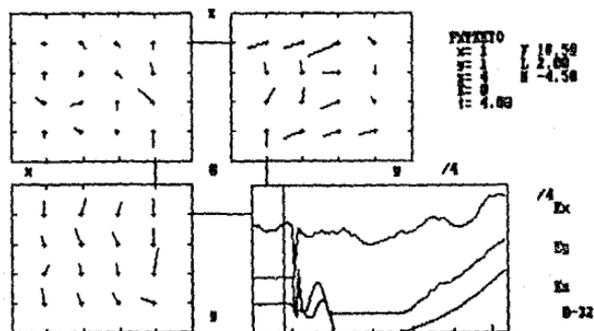


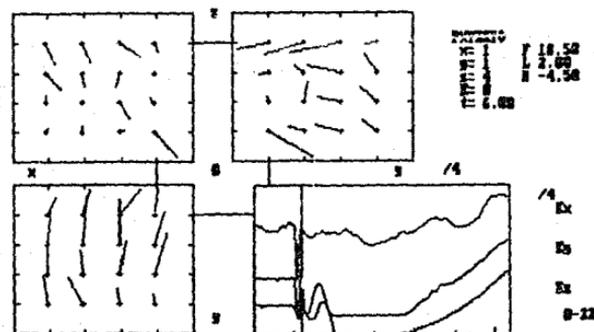
fig. 4.51.



PARAMETER
 λ 10.50
 λ_c 2.00
 λ_s -4.50
 λ_e 1.00



PARAMETER
 λ 10.50
 λ_c 2.00
 λ_s -4.50
 λ_e 4.00



PARAMETER
 λ 10.50
 λ_c 2.00
 λ_s -4.50
 λ_e 0.00

fig. 4.44.

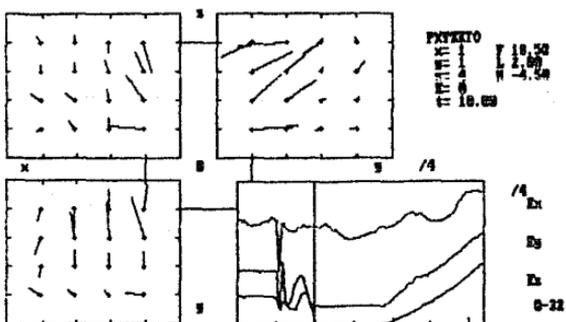
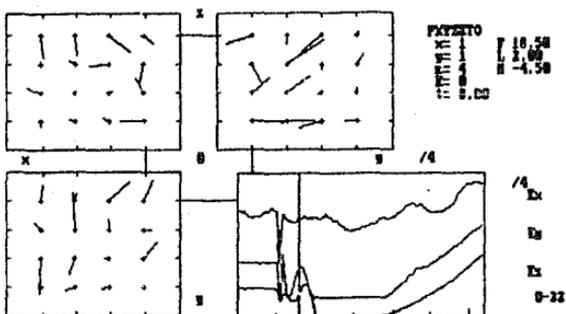
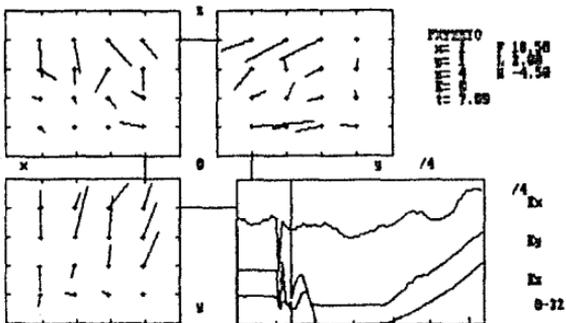


Fig. 4.45.

ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA

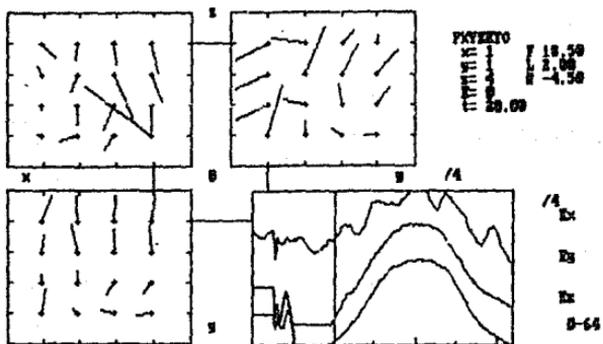
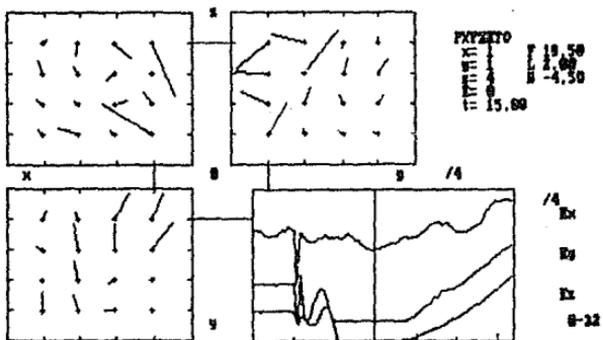
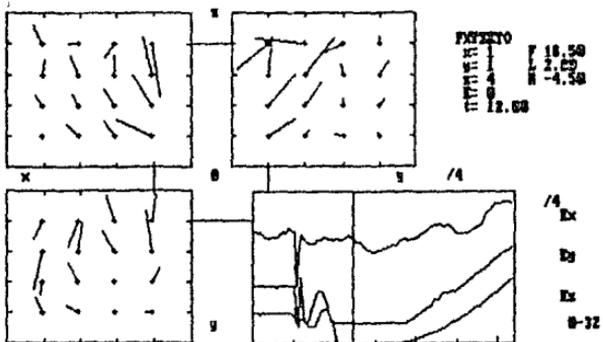


fig. 4.46.

APENDICE I. MATRIZ DE TRANSFORMADAS

Para calibrar los electrodos, se envi6 un pulso cuadrado conocido y se observ6 el registro que producia el electrodo. Las coordenadas obtenidas en las direcciones dadas por el electrodo fueron:

Primer caso: (ND)

$$U_1 = (-0.5, 1.5, -3.5),$$

$$U_2 = (-1.0, -1.5, -2.0),$$

$$U_3 = (2.5, -0.25, -2.0);$$

entonces:

$$(x, y, z) = x'U_1 + y'U_2 + z'U_3$$

$$= x'(-0.5, 1.5, -3.5) + y'(-1, -1.5, -2) + z'(2.5, -0.25, -2)$$

$$= (-0.5x' - y' + 2.5z', 1.5x' - 1.5y' - 0.25z', -3.5x' - 2y' - 2z')$$

o

$$\begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -0.5 & -1 & 2.5 \\ 1.5 & -1.5 & -0.25 \\ -3.5 & -2 & -2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix}$$

Segundo caso: (ND)

$$U_1 = (0.5, -1.5, 2.5),$$

$$U_2 = (1.0, 1.5, 2.0),$$

$$U_3 = (-2.5, 0.5, 2.0);$$

entonces:

$$\begin{aligned}(x, y, z) &= x'U_1 + y'U_2 + z'U_3 \\ &= x'(0.5, -1.5, 2.5) + y'(1, 1.5, 2) + z'(-2.5, 0.5, 2) \\ &= (0.5x' + y' - 2.5z', -1.5x' + 1.5y' + 0.5z', 2.5x' + 2y' + 2z')\end{aligned}$$

o

$$\begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.5 & 1 & -2.5 \\ -1.5 & 1.5 & 0.5 \\ 2.5 & 2 & 2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix}.$$

Tomamos el promedio de los dos casos para obtener la matriz de transformadas:

$$(P-N)/2 = \begin{bmatrix} 0.5 & 1.0 & -2.5 \\ -1.5 & 1.5 & 0.36 \\ 3.0 & 2.0 & 2.0 \end{bmatrix}.$$

Este es el operador S tal que $G = SE$, para obtener T tal que $E = TG$, simplemente sacamos la inversa de S:

$$T = \begin{bmatrix} 0.0951 & -0.2920 & 0.1715 \\ 0.1702 & 0.3548 & 0.1489 \\ -0.3129 & 0.0834 & 0.0939 \end{bmatrix}$$

B I B L I O G R A F I A

- 1.- Anson Coons Steven, "The Uses of Computers in Technology", Scientific American, pp. 161-172, Sept. 1986.
- 2.- Aréchiga, "Fundamentos de Computación", Edit. Limusa, 2a. Ed., México 1978.
- 3.- Borland International Inc., "Manual de TurboPascal" (versión 3.0), 1985.
- 4.- Chang, H. T., "The evoked potentials" Amer. Physiol. Soc., Washington, I, pp. 299-313, 1959.
- 5.- Corona Data Systems, Inc. "Manual de DOS 2.0", April 1985.
- 6.- Donna Osgood, "A computer on every desk", Byte, pp. 182-184 June 1984.
- 7.- Freeman, W. J. "Spatial properties of an EEG event in the olfactory bulb and cortex". Electroencephalograph Clin. Neurophysiol. 44, pp. 586-605, 1978.
- 8.- Freeman, J. A. and Nicholson, C. "Experimental optimization of current source-density technique for anuran cerebellum". J. Neurophysiol. 38, pp. 369-392, 1975.
- 9.- Freeman, Walter J. "Mass Action in the Nervous System". Academic Press Inc., New York 1975.
- 10.- González, B.C. "Use of tetrapolar electrodes for electric field mapping in central nervous system nuclei. Lab. de Biofísica, Facultad de Ciencias, UNAM. México, D. F.
- 11.- González, B. C., Guevara, R. A., Zarzosa, P. A., Buzo, C. E., y García, M. C. "Sistema computarizado para la

- construcción tridimensional de campos eléctricos en el sistema nervioso central. Congreso Latincom, 1984.
- 12.- González, B. C., Guevara, A. R., Buzo, C. E., Muñoz C. A., Zarzosa, P. A. "Registro de campos eléctricos en Sistemas Nerviosos", 1986.
 - 13.- Guyton, A. C. "Tratado de Fisiología Médica". Edit. Interamericana, 5a. Ed., México 1977.
 - 14.- Horowitz, E. "Fundamentals of Programming Languages". Computer Science Press, Maryland 1984.
 - 15.- Kats, Bernard. "Nervs, muscle and synapse". Ed. Mc Graw Hill.
 - 16.- Kwan H. C. and Murphy, J. T. " A basis for extracelular current density analysis in cerebellar cortex. J. Neurophysiol. 37, pp. 170-180. 1974.
 - 17.- Leyva, J. A. " Los Samurais de la Quinta Generación". Información Científica y Tecnológica, Vol. 7, no. 109. pp. 10 -22 oct. 1985.
 - 18.- Mitzdorf, U. "Current source-density method and application in cat cerebral cortex: investigation of evoked potentials and EEG phenomena". Phisiol. Revs. 65, pp. 37-100. 1985.
 - 19.- Muñoz, C. A. Tesis Profesional: "Correlación Morfológica con el campo eléctrico en el tubérculo olfatorio empleando electrodos tetrapolares". UNAM, 1986.
 - 20.- Muñoz, C. A., Zarzosa, P. A., Buzo, C. E., González, B. C. y Guevara, A. R. "Campos eléctricos en el Tubérculo Olfatorio".

1986.

- 21.- Nicholson, C. "Theoretical analysis of field potential in anisotropic ensembles of neuronal elements". IEEE Trans Biomed Eng. 20, pp. 278-288. 1975.
- 22.- Nicholson, C. and Freeman, J. A. "Theory of current source density and determination of conductivity tensor for anuran cerebellum". J. Neurophysiol. 38, pp. 356-368. 1975.
- 23.- Oettinger, A. G. "The uses of computers in Science", Scientific American, pp. 161-172, Sept. 1966.
- 24.- Remolina L. M. T. "El uso de las microcomputadoras en la Enseñanza". Información Científica y Tecnológica, Vol. 7, no. 109, pp 36-37, Octubre 1985.
- 25.- Ridenour, L. N. "The role of the computer", Scientific American, pp 116-131, September 1952.
- 26.- Tucker, A. B. "Programming Languages", Mc. Graw Hill, New York 1986.
- 27.- Volkenshton M. V., "Biofísica", Edit. Mir, Moscú 1985.
- 28.- Wirth, N. "Algorithms + Data Structures = Programs". Prentice-Hall, Englewood-Cliffs, New Jersey 1976.