



Casa abierta al tiempo

UNIVERSIDAD AUTONOMA METROPOLITANA-IZTAPALAPA

CBI

PLANTEAMIENTO DE UN ALGORITMO
COMPUTACIONAL EN TIEMPO REAL, PARA
DETECCION DE ARTEFACTOS EN
ELECTROENCEFALOGRAFIA

TESIS QUE, PARA OBTENER EL GRADO DE
MAESTRO EN INGENIERIA, PRESENTA

ENRIQUE SALDIVAR

Octubre, 1987.

Director de Tesis:

M. en C. Caupolicán Muñoz Gamboa.

Sept - Furo-91

A

P E D R O Y A L I C I A

090583

A G R A D E C I M I E N T O S:

Tec. Beatriz Rojas García.

Tec. María Jovita Silva Silva.

Dr. Carlos Martínez Villar.

Dr. Juan José Abreu Marín.

Dr. Noé Saúl Barroso Rodríguez.

Y a todos los que hicieron posible la realización
de este trabajo.

I N D I C E:

	PAGINA
I.- INTRODUCCION	
1.- Antecedentes históricos	1
2.- Panorama de los exámenes de laboratorio y gabinete que se utilizan en neurología	2
3.- Computación del electroencefalograma	3
II.- PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	7
III.- ESTRATEGIAS DE SOLUCION	
1.- Estrategias existentes hasta la fecha	10
2.- Ventajas de una estrategia basada en programación	11
3.- Clasificación tradicional de los artefactos	12
4.- Características de los artefactos	13
5.- Clasificación propuesta	18
IV.- PLANTEAMIENTO DEL ALGORITMO	
1.- Artefactos reconocibles por frecuencia	20
2.- Artefactos generados por un error en el método de adquisición de datos	23

3.- Artefactos que presentan un patrón espacial determinado	25
4.- Estructura del algoritmo	29
5.- Realización del algoritmo	30

V.- VALIDACION

1.- Pacientes estudiados	36
2.- Material y método	36

VI.- RESULTADOS	40
-----------------	----

VII.- CONCLUSIONES	42
--------------------	----

APENDICE

VIII.- REFERENCIAS

ANEXO I

ANEXO II

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

ANTECEDENTES HISTORICOS

**PANORAMA DE LOS EXAMENES DE LABORATORIO
Y GABINETE QUE SE UTILIZAN EN
NEUROLOGIA**

COMPUTACION DEL ELECTROENCEFALOGRAMA

I.-INTRODUCCION

I.1.-Antecedentes históricos

La electroencefalografía, o el conjunto de técnicas para el registro de la actividad eléctrica cerebral, la inició en 1875 el fisiólogo inglés Richard Caton. Los estudios de Caton se llevaban a cabo, debido a lo rudimentario del equipo, en animales de experimentación con el cráneo trepanado. Caton colocaba los electrodos directamente sobre la corteza cerebral, lugar donde se generan los potenciales, y la medición la hacía con un galvanómetro.

La electroencefalografía se mantuvo prácticamente sin cambios hasta el año de 1929, cuando el psiquiatra alemán Hans Berger realizó el primer electroencefalograma (EEG) con el cráneo intacto. Berger aplicaba electrodos sobre distintas partes de la cabeza y registraba ondas eléctricas de naturaleza rítmica. Sin embargo, no fue sino hasta 1934 cuando el fisiólogo inglés Lord Edgar Douglas Adrian, premio Nobel de fisiología y medicina en 1932, reconoció el trabajo de Berger al corroborarlo con un mejor equipo que el del alemán.

Hasta la fecha se sigue utilizando la misma clasificación que dio Berger a las ondas de acuerdo a su frecuencia (1,2):

a) Alfa: de 8 a 13 Hz.

- b) Beta: de 13 a 30 Hz.
- c) Delta: de 0.3 a 4 Hz.
- d) Teta: de 4 a 8 Hz.

Actualmente un estudio electroencefalográfico clínico incluye: El análisis de la frecuencia de las ondas, su amplitud y distribución topográfica (3).

I.2.-Panorama de los exámenes de laboratorio y gabinete que se utilizan en neurología.

En la práctica de la neurología clínica, además de un interrogatorio cuidadoso y un examen físico exhaustivo, frecuentemente es necesario recurrir a algún método de laboratorio o gabinete mediante el cual sea posible llegar al diagnóstico preciso. Estos métodos son los siguientes:

- a) Punción lumbar y examen del líquido cefalorraquídeo.
- b) Examen del cráneo y columna vertebral, que incluye además de las radiografías simples:
 - b.1) Tomografía computada.
 - b.2) Resonancia magnética nuclear.
 - b.3) Angiografía.
 - b.4) Neumoencefalografía y ventriculografía.
 - b.5) Mielografía y ventriculografía con medio de contraste.
 - b.6) Imágenes con isótopos radiactivos.
- c) Tomografía con emisión de positrones.

- d) **Electromiografía.**
- e) **Electroencefalografía.**
- f) **Potenciales evocados, de los cuales tienen importancia clínica:**
 - f.1) **Potenciales evocados visuales.**
 - f.2) **Potenciales evocados auditivos en el tallo cerebral.**
 - f.3) **Potenciales evocados somato-sensoriales.**
- g) **Psicometría, perimetría, audiometría y pruebas de función laberíntica.**
- h) **Exámenes bioquímicos de sangre y suero.**

El EEG es un estudio que forma parte de la evaluación clínica de cualquier paciente en el que se sospeche enfermedad cerebral o en la evaluación del efecto sobre el sistema nervioso central de varias enfermedades sistémicas(4).

I.3.-Computación del EEG.

Existen dos grandes grupos de enfermedades neurológicas, que se manifiestan por tener diferentes tipos básicos de EEG: estados irritativos y estados hipofuncionales.

Se conoce como estado irritativo a aquel en que las descargas eléctricas de la materia gris aumentan tanto en frecuencia como en voltaje. Un ejemplo muy claro de esto es la epilepsia, en la que se presentan patrones o complejos de alta frecuencia, como las "puntas múltiples" o los "complejos

punta-onda" (5).

Los estados hipofuncionales son aquellos que únicamente presentan frecuencias dentro de la banda de los 0.3 a los 30 Hz. Dentro de esta clasificación se encuentra el electroencefalograma del individuo sano.

El análisis computado del EEG de los estados hipofuncionales fue introducido en 1975 por Matousek y colaboradores (6). Para poder efectuar este análisis primero se debe caracterizar la señal que, de acuerdo con los autores Mc Ewen y Anderson, se trata de una señal estacionaria en sentido amplio (7). Debido a que una señal de esta naturaleza es aleatoria, no se le da el mismo tratamiento que a una señal determinística (Véase apéndice).

Las señales determinísticas se representan normalmente en términos de amplitud, fase y densidades del espectro de energía. Aunque estas representaciones son posibles para un proceso aleatorio, se evitan en la práctica por las dificultades asociadas con las señales de energía infinita. Usualmente, los procesos aleatorios se representan en términos del espectro de potencia (8). La densidad de probabilidades del espectro de potencia, o densidad espectral, es la función transformada de Fourier de la secuencia de autocorrelación (Véase apéndice). El área bajo esta función es proporcional a la potencia promedio de la señal (FIGURA 1) (9).

Una manera de efectuar el análisis computarizado del EEG con orientación clínica, es mediante la obtención de la energía para cada banda, a partir de la función de la densidad espectral (10).

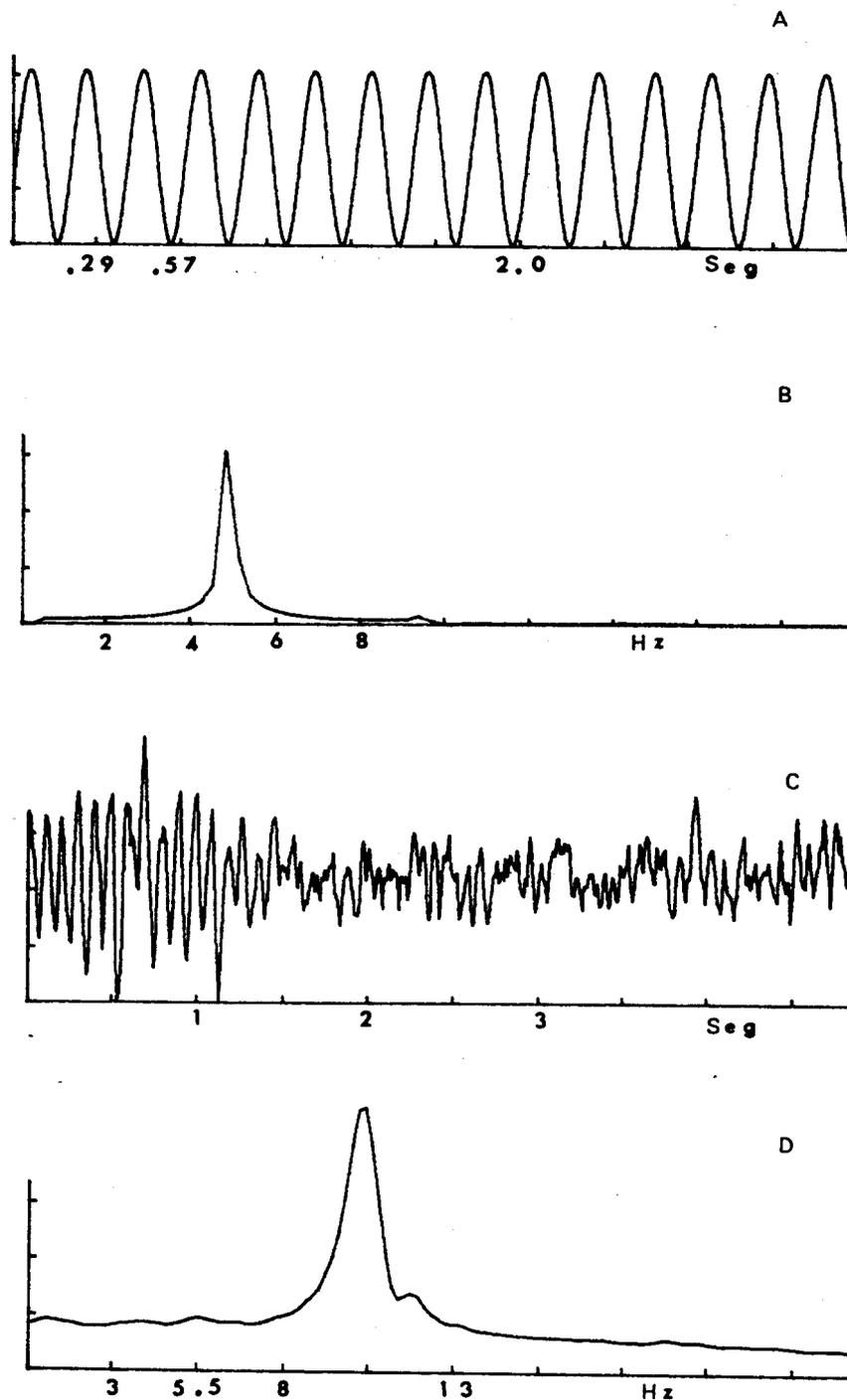


FIGURA 1.

- (A) Señal determinística.
- (B) Representación de la señal (A) mediante la función transformada de Fourier.
- (C) Señal aleatoria (trazo electroencefalografico normal).
- (D) Curva de densidad de probabilidades del espectro de potencia de la señal (C).

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

II.-PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

Un problema frecuente en la práctica de la electroencefalografía clínica es la inscripción de artefactos durante el estudio. Debido a que existen artefactos con frecuencias dentro de la banda de paso del EEG, el resultado del análisis en frecuencia de las señales se verá modificado por la presencia de artefactos.

Para los fines del presente trabajo, un artefacto se define como: Cualquier señal de origen extracerebral que se inscriba durante la toma de un EEG.

En la mayor parte de los casos un artefacto es una señal que se suma a la del EEG, distorsionando la información original. Si se desea tener exclusivamente información de la corteza cerebral, existen dos posibilidades de obtenerla:

- a) La señal que se encuentra sumada a la del EEG se resta de la señal contaminada.
- b) Se elimina la época completa que contenga el artefacto (11).

El primer enfoque, tiene el inconveniente de que hay que considerar la señal del artefacto como una señal determinística para poder restarla. Esto sólo es posible en algún tipo de señales, como el parpadeo, en cuyo caso la señal a eliminar es el

promedio de los parpadeos obtenidos en varios trazos o la señal del electro-oculograma (12,13). La resta de la señal espuria, aunque implica tiempo de cómputo, tiene la ventaja de perder poca información, pero introduce un error que es producto de considerar al parpadeo como señal determinística.

El eliminar todo el bloque que contiene la señal contaminante, como contraparte, tiene la desventaja de perder toda la información contenida en esa época. Este puede ser un problema menor si se considera que la readquisición de la señal es, en este caso, un proceso que se puede llevar a cabo fácilmente. Por otra parte existen artefactos que únicamente pueden ser considerados como señales aleatorias, por ejemplo, el movimiento involuntario de los electrodos.

El éxito global en el desarrollo de un sistema computado para análisis de EEG no depende ni del método que sigue para dicho análisis ni del procedimiento seguido para obtener trazos sin artefactos, sino de los siguientes cuatro factores:

- a) La capacidad del sistema para evitar y/o eliminar artefactos.
- b) El grado de reducción de datos sin distorsionar la información.
- c) El poder de despliegue gráfico de los resultados.
- d) La facilidad y flexibilidad de operación del sistema.

(6).

De acuerdo con lo anterior se plantean los objetivos del presente proyecto: Desarrollar un método de detección de artefactos totalmente automático, lo suficientemente simple como para poder trabajar en tiempo real y compatible con el sistema de análisis desarrollado en la Universidad Autónoma Metropolitana-Iztapalapa (10).

E S T R A T E G I A S D E S O L U C I O N :

ESTRATEGIAS EXISTENTES HASTA LA
FECHA

VENTAJAS DE UNA ESTRATEGIA BASADA
EN PROGRAMACION

CLASIFICACION TRADICIONAL DE LOS
ARTEFACTOS

CARACTERISTICAS DE LOS ARTEFACTOS

CLASIFICACION PROPUESTA

III.-ESTRATEGIAS DE SOLUCION.

III.1.-Estrategias existentes hasta la fecha.

La mayor parte de las estrategias que se mencionan en la literatura están dirigidas al parpadeo, para el que se utilizan recursos de estructura computacional (Hardware) empleando técnicas de medición adicionales al EEG.

La técnica más empleada dentro de este tipo de estrategias es la toma, simultánea al EEG, del electro-oculograma (12,13) con lo cual se obtiene el trazo de parpadeo. A partir de este punto existen dos posibilidades viables: Eliminar todos los trazos de EEG durante la presencia del parpadeo, o restar la señal de parpadeo a los canales que se ven afectados (los frontales).

Sin embargo, no todas las estrategias van dirigidas en el mismo sentido. Existe una estrategia que se reporta como efectiva en la eliminación del parpadeo y movimiento ocular durante la electroencefalografía computada (11). Esta serie de algoritmos se plantearon para eliminar el artefacto dentro del dominio de la frecuencia y se basa en el hecho de que el espectro de potencia generado por el movimiento ocular se concentra en las frecuencias más bajas (0-1.5 Hz). El autor de este método propone entonces que el espectro de potencia del EEG se multiplique por una función de atenuación, que tenga correspondencia con la pendiente

de la curva del espectro en todos sus puntos.

Una descripción de la función de atenuación es la siguiente: El factor de reducción es igual a 1 cuando la pendiente de la curva espectral se encuentra entre los 0 y los 10 microvolts/Hz/Hz. Cuando se encuentra en el intervalo comprendido entre los 10 y 40 microvolts/Hz/Hz la función de atenuación disminuye linealmente, para llegar a 0.1 por arriba de los 40 microvolts/Hz/Hz.

Las técnicas de eliminación de artefactos que aquí se mencionan son las únicas que se encontraron reportadas en el Index Medicus, entre los años de 1970 y 1986, y no son aplicables a los propósitos de este trabajo dado que utilizan métodos adicionales de medición, como el electro-oculograma. Esto indudablemente aumenta la cantidad de datos que es necesario procesar.

El otro grupo de técnicas no sirve tampoco para los propósitos particulares ya mencionados, principalmente por la falta de flexibilidad. Esto se debe a que se trata de un sistema que exclusivamente puede eliminar las señales de parpadeo y de movimiento ocular del EEG.

III.2.-Ventajas de una estrategia basada en programación.

Como ya se mencionó en el punto anterior, existen dos posibles vías para resolver el problema de detección automática de artefactos: Mediante estructura de máquina (Hardware) y

mediante programación (Software).

Los métodos estructurales tienen la gran ventaja de que la eliminación de señales espurias se lleva a cabo en tiempo real y la utilización de memoria es mínima. Como consecuencia de esto, la capacidad de la computadora puede utilizarse para almacenar más información en la memoria volátil (RAM), sin pérdida en la continuidad de los trazos electroencefalográficos.

Como es sabido, la relación que guardan entre sí los electrodos se conoce con el nombre de "montaje" y existe una gran cantidad de éstos en EEG (14), de hecho es posible contar con un montaje diseñado para un fin particular.

Lo anterior hace suponer que, para poder identificar un artefacto, debemos conocer el montaje con el que se está trabajando y para poder manejar todos los montajes, es necesario contar con un sistema flexible.

La flexibilidad es la principal ventaja de un sistema de reconocimiento de artefactos basado en programación. Si este sistema es además sencillo y fácil de programar, y trabaja velozmente, puede competir con las estrategias basadas en estructura de máquina en este campo.

III.3.-Clasificación tradicional de los artefactos.

La información acerca de los artefactos está dirigida

fundamentalmente a médicos y técnicos electroencefalografistas. De esta manera se encuentra que la clasificación tradicional de artefactos los agrupa de acuerdo a la naturaleza de los fenómenos que les dan origen.

Se tiene, por ejemplo, la clasificación que los agrupa como los que tienen origen en el mal funcionamiento o mala aplicación de los electrodos; los que se generan por cualquier tipo de interferencia fisiológica; los de interferencia externa y los que tienen su origen en una mala función mecánica (15).

Otra clasificación es la que incluye a los artefactos provocados por interferencia de corriente alterna; los que tienen origen en el movimiento de electrodos; los generados por fenómenos biológicos y aquellos que se originan en el propio instrumento de medición (16).

Las clasificaciones aquí expuestas tienen el problema de que no dan información explícita acerca de los artefactos como fenómeno, por lo que se hace necesario estudiarlos más a fondo con el fin de reclasificarlos.

III.4.-Características de los artefactos.

Para poder reordenar los artefactos en nuevas clases, se recurrió a la ayuda del personal del Servicio de Neurología del Hospital de Especialidades del Centro Médico "La Raza" del IMSS, México, D. F.

A continuación se enlistan los artefactos que se estudiaron con sus principales características:

Movimiento muscular:

Es un artefacto que presenta una frecuencia mayor a los 30 Hz, tiene un voltaje mayor a los trazos electroencefalográficos limpios y se presenta en todos los canales.

Deglución y movimiento de lengua:

Es un tipo particular del movimiento muscular, pudiendo presentarse solamente en algunos canales.

Sudoración:

Presenta una frecuencia por debajo de los 0.3 Hz, modula a los trazos de EEG. Su voltaje es mayor a los trazos esperados, dado que es una suma de ondas; la de sudoración y la de EEG. Puede presentarse en todos los canales o afectar sólo los frontales por diaforèsis localizada.

Temblor palpebral:

Se presenta en los canales frontales con una frecuencia superior a 30 Hz con aumento de voltaje.

Respiración:

Tiene un voltaje superior a los trazos sin artefactos y presenta una frecuencia por debajo de los 0.3 Hz.

Puede presentarse solamente en algunos canales.

Interferencia por 60 Hz:

Se origina por la interferencia de la línea de alimentación eléctrica del equipo. Presenta la frecuencia de la cual deriva su nombre. Como en el caso de la sudoración presenta un aumento de voltaje por adición y afecta en general a todos los canales.

Parpadeo:

Se presenta solamente en aquellos montajes que utilizan los electrodos frontales con una variación de voltaje. Tiene una frecuencia entre los 0.3 y los 4 Hz.

Falso contacto:

En general tiene una frecuencia superior a los 30 Hz, presenta un aumento de voltaje que afecta únicamente al canal o canales que tienen relación con este electrodo.

Electrodo suelto:

En los montajes bipolares aumenta o disminuye el voltaje dependiendo de si se aleja o se acerca al otro electrodo, presenta frecuencias variables, en general, entre los 0.3 y 30 Hz y modifica exclusivamente a los canales que comparten ese electrodo.

Movimiento ocular:

Este artefacto existe exclusivamente

en los montajes que poseen electrodos frontales, tiene una frecuencia entre los 0.3 y 4 Hz, presenta un cambio de fase que se manifiesta como un aumento de voltaje en un canal frontal y disminución de la misma intensidad en el contralateral.

Recepción del electrocardiograma:

Presenta un aumento de voltaje, únicamente afecta al canal que tenga la interferencia y se debe a que uno o varios electrodos registran la actividad eléctrica del corazón. El artefacto se presenta cada vez que existe un complejo electrocardiográfico.

Electrodos cercanos:

Afecta únicamente al canal que comparte ese par de electrodos, manifestándose por una disminución en el voltaje que llega frecuentemente a 0.

Detección del pulso:

Se detecta en el o los canales para los que sea común el electrodo colocado sobre una arteria, presenta un aumento en voltaje y es sincrónico con el electrocardiograma.

Contacto físico con el paciente:

Se presenta en los canales cercanos a la zona que se toque. Puede presentarse un aumento o una disminución del voltaje; es variable en frecuencia.

Las características de los artefactos se resumen en la siguiente tabla:

TABLA 1

ARTEFACTO	FRECUENCIA		VOLTAJE		PATRON
	BAJA	ALTA	BAJO	ALTO	CONOCIDO
MOVIMIENTO MUSCULAR		X		X	
DEGLUCION		X		X	
SUDORACION	X			X	
TEMBLOR PALPEBRAL		X		X	X
RESPIRACION	X			X	
60 Hz		X		X	
PARPADEO				X	X
CABLE ROTO		X		X	X
ELECTRODO SUELTO				X	X
MOVIMIENTO OCULAR				X	X
RECEPCION DEL ECG				X	
ELECTRODOS CERCANOS			X		
DETECCION DEL PULSO				X	
TOCAR AL PACIENTE			X	X	

NOTA1.-Los cambios de voltaje y frecuencia son valores relativos. Se dice que el valor es alto si está por arriba del máximo

esperado para un trazo electroencefalográfico normal y es bajo si es menor al mínimo normal.

NOTA2.-El caso del contacto físico con el paciente presenta como característica única el cambio en voltaje, que puede tratarse de aumento o disminución del mismo (véase texto).

III.5.-Clasificación propuesta.

Se propone una nueva clasificación con el fin de estructurar una estrategia que cumpla con los requisitos necesarios para los fines de este trabajo: Posibilidad de realizarse mediante programación y rapidez de ejecución con poca utilización de memoria.

La clasificación propuesta tiene como único fin el hacer más evidente cuáles son los puntos que distinguen a las señales espurias de las señales de EEG y realizar un algoritmo computacional que sea capaz de discriminar la existencia de las primeras. Para realizar esta división por clases se tomaron las características que hacen a los artefactos totalmente diferentes de las señales cerebrales y que se mencionan con mayor extensión dentro del capítulo de las características de los artefactos.

En primer término están las señales cuya frecuencia se encuentra por fuera de la banda de paso de las ondas del EEG (alfa, beta, delta y teta). Esta banda es la comprendida entre los 0.3 y los 30 Hz. Los artefactos que entran en este punto son: El movimiento muscular, el temblor palpebral, la deglución, el movimiento de lengua, la sudoración, la respiración y la interferencia por 60 Hz.

Como segundo punto de la clasificación están los artefactos que se generan cuando existe un error en la técnica. Dentro de este grupo se encuentran: La recepción del electrocardiograma, la colocación cercana de los electrodos, la detección del pulso arterial y la interferencia provocada por el contacto físico con el paciente.

Finalmente se encuentran aquéllos que presentan invariablemente el mismo patrón espacial y que dependen del montaje que se esté estudiando. En este tipo, con un montaje, se presenta un solo patrón para el mismo artefacto. Dentro de este tipo de artefacto se encuentran: El parpadeo, el artefacto provocado por un cable roto, el provocado por un electrodo mal ajustado y el movimiento ocular.

PLANTEAMIENTO DEL ALGORITMO:

ARTEFACTOS RECONOCIBLES POR FRECUENCIA

ARTEFACTOS GENERADOS POR UN ERROR EN
EL METODO DE ADQUISICION DE DATOS

ARTEFACTOS QUE PRESENTAN UN PATRON
ESPACIAL DETERMINADO

ESTRUCTURA DEL ALGORITMO

REALIZACION DEL ALGORITMO

IV.-PLANTEAMIENTO DEL ALGORITMO.

Tomando exclusivamente los tres grupos de artefactos de la clasificación propuesta, se plantean estrategias individuales de detección de artefactos electroencefalográficos. Se analizarán por separado cada uno de los diversos grupos, y se propone la estrategia de solución concreta para cada uno de ellos.

IV.1.-Artefactos reconocibles por frecuencia.

Los artefactos que forman parte del primer grupo y que se distinguen por su frecuencia, son susceptibles de ser filtrados, lo cual permite incluso la eliminación total de los mismos. Con un filtrado adecuado los artefactos de frecuencia diferente a la banda de los 0.3 a los 30 Hz dejan de representar un problema en la adquisición de señales electroencefalográficas, para un sistema computado de EEG de estados hipofuncionales. La realización del filtro puede ser analógica o digital.

El filtrado analógico posee la ventaja de llevarse a cabo en tiempo real, es más, se puede utilizar el sistema de filtrado que tiene cualquier sistema comercial de EEG. En términos generales los únicos inconvenientes que tiene son:

a) El interpretador utiliza poco el filtrado del sistema debido a que distorsiona las señales. De esta manera sería difícil que un médico electroencefalografista utilizara

todo el tiempo este sistema de filtrado.

b) El interpretador no detectaría los estados irritativos debido al filtrado.

Existe además la posibilidad de filtrar la señal en la interfaz electroencefalógrafo-computadora sin afectar el desempeño del interpretador. El diseño de un filtro analógico adecuado, con una gran pendiente de corte es difícil de realizar, lo cual es un gran inconveniente.

El diseño de un filtro digital consta de las siguientes cuatro etapas:

- a) Aproximación.
- b) Realización.
- c) Estudio de errores aritméticos.
- d) Instalación.

El primer paso es el que implica la generación de una función de transferencia que satisfaga las especificaciones deseadas. El segundo paso es la conversión de la función de transferencia en una red de filtrado. Debido a que los dispositivos prácticos no tienen la precisión infinita que se les supone teóricamente, es necesario estudiar el error que se introduce, lo cual constituye el tercer paso. La última fase en el diseño puede llevarse a cabo con programación o mediante la instalación de una estructura electrónica digital adecuada (17).

Para fines de este trabajo, se realizó un filtro ideal mediante programación, el cual obtiene en primer término el contenido en frecuencia de la señal de EEG por medio de la función transformada rápida de Fourier, ésta se multiplica entonces por la función de transferencia de un filtro ideal. Se trata de un filtro pasa banda de 0.3-30 Hz, con un 0.3 por ciento de atenuación cosenoidal. Posteriormente se obtiene la función antitransformada de Fourier. El inconveniente principal de este método es el largo tiempo empleado en el cómputo del proceso, que para un registro de cinco segundos fue de un minuto.

Debido a que se desea filtrar la señal de EEG en tiempo real y el resto del algoritmo se basa en el comportamiento de la señal en el tiempo, se considera que lo ideal es el diseño de un filtro digital mediante estructura de máquina con propósito específico.

Sin importar cual sea la naturaleza del filtrado al eliminar las señales de otras frecuencias que afectan al EEG, y de acuerdo a lo mencionado en las características de los artefactos, una señal solo podrá aumentar en voltaje debido a: Un error en la técnica electroencefalográfica; artefactos con un patrón espacial conocido; o cualquier evento que distorsione el trazo, y que no sea un artefacto.

IV.2.-Artefactos generados por un error en el método de adquisición de datos.

Se analizarán en primer término los artefactos cardiovasculares: Para detectar estos artefactos, se podría realizar un seudopletismografía simultánea, para registrar el pulso y verificar si los cambios de voltaje son sincrónicos con él. La seudopletismografía es una manera relativamente simple de detectar el pulso y puede hacerse mediante el llamado pletismógrafo fotoeléctrico. Este dispositivo mide los cambios en la cantidad de luz reflejada hacia una fotocelda por los vasos capilares de la piel. Los cambios en la luz reflejada se miden de manera indirecta, como cambios de resistencia eléctrica, con un puente de Wheatstone en una fotocelda (18). La estrategia anterior representa una técnica diferente y, por lo tanto, un aumento en los datos a ser manejados con el consiguiente aumento en el tiempo de cómputo.

La colocación cercana de los electrodos en los montajes bipolares tiende a dar como resultado una línea isoeleétrica. Este es un problema irresoluble mediante programación, pues es conocido el hecho de que existen lesiones cerebrales que se caracterizan por disminuir o suprimir la actividad eléctrica en un área cerebral determinada.

Es imposible encontrar una solución con un programa de computadora para detectar artefactos que surjan por un problema

durante la adquisición de datos. Lo anterior sucede porque los artefactos que se han expuesto en este apartado son indistinguibles de las señales de origen cerebral, en cuanto a su forma de onda. El técnico electroencefalografista reconoce estas señales como artefactos si encuentra los electrodos mal colocados. Considerando lo anterior, los puntos importantes para los fines particulares del trabajo son:

a) Verificar que no existan complejos electrocardiográficos durante un trazo de prueba. En caso de presentarse, verificar el canal que lo detecta y colocar correctamente los electrodos.

b) Comprobar que no existan trazos que sean sincrónicos con el pulso del paciente y en caso de que esto suceda, al localizar el electrodo que lo hace, se podrá verificar por palpación la presencia del pulso por debajo del electrodo. Si es posible, colocar de nuevo el electrodo en un sitio donde no se detecte el pulso.

c) En caso de registrarse un voltaje que se considere bajo, verificar la distancia entre los electrodos.

d) También se recomienda la precaución de no interferencia: No tocar al paciente ni los cables, además de seguir todas las medidas que se recomiendan para la toma del EEG.

De esta manera se presupone que si se tiene una técnica

adecuada bajo supervisión del especialista y se lleva a cabo un filtrado correcto, los únicos artefactos que restan serán los que presenten un patrón espacial conocido.

IV.3.-Artefactos que presentan un patrón espacial determinado.

Como ya se mencionó, las estrategias anteriores no permiten detectar artefactos provocados por parpadeo, movimiento ocular o movimiento de electrodos. Esto se debe básicamente a que las frecuencias que tienen estos artefactos se encuentran dentro de la banda de paso de electroencefalografía y a que no son consecuencia de una técnica defectuosa.

Este grupo de artefactos puede presentarse en forma aleatoria, o provocada dentro del estudio.

Dentro de la categoría de presentación aleatoria se encuentran el movimiento ocular y el desplazamiento de electrodos. Ninguno de ellos puede evitarse con una técnica correcta y su presentación no puede predecirse.

Aunque el parpadeo puede presentarse al azar, en general forma parte del estudio. Las mediciones electroencefalográficas pueden tomarse si el paciente tiene los ojos cerrados o abiertos.

Debe aclararse que no se interrumpe la adquisición de datos cuando el paciente parpadea. En este caso, el parpadeo adquiere una importancia primordial, ya que es el único artefacto

que se presenta prácticamente en todos los estudios electroencefalográficos.

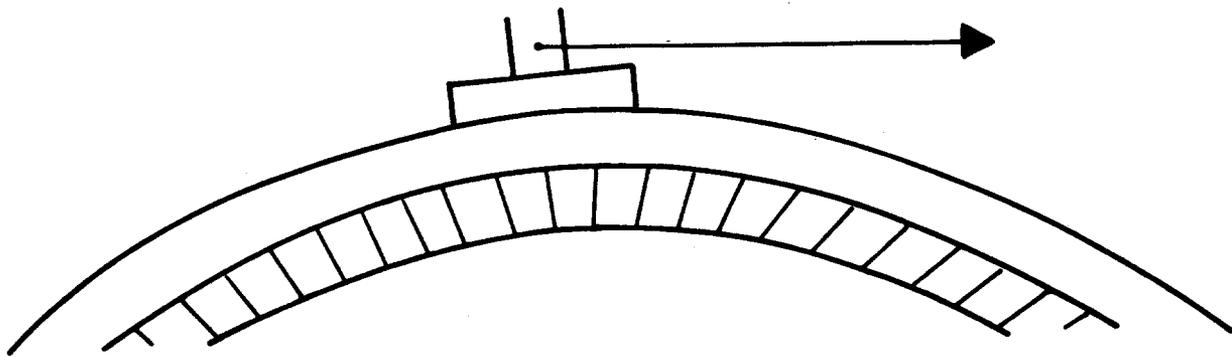
Existen algunas características a considerarse en relación con el tipo de montaje que se está estudiando:

a) En general, un montaje monopolar produce un aumento de voltaje cuando el electrodo pierde contacto con la piel. No así un montaje bipolar, que puede dar un voltaje mayor al alejarse del otro electrodo.

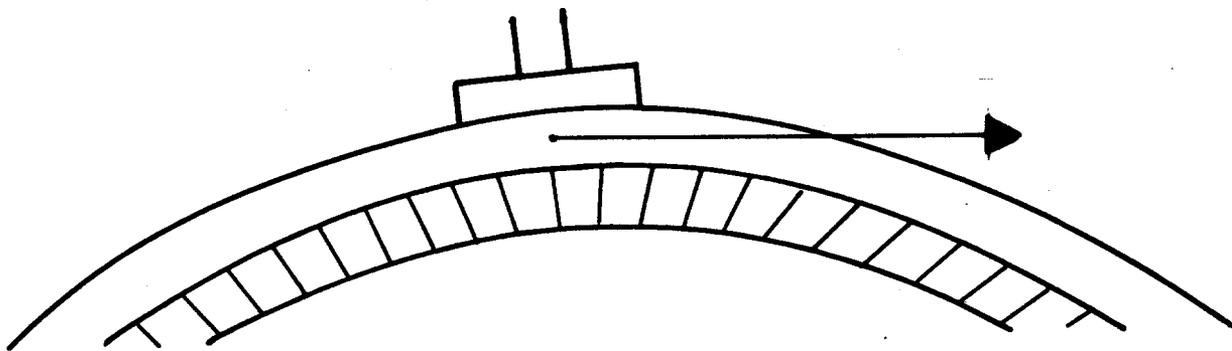
b) El parpadeo solamente se presenta en los montajes que tienen electrodos en la región frontal. Si este no es el caso el detectar parpadeo, se deberá muy probablemente a que el "casco" que sostiene a los electrodos está mal ajustado. Si está apretado, el movimiento de los electrodos frontales afectará al casco completo, desplazando otros electrodos. En el caso de estar sueltos, la piel se desplaza por debajo de los electrodos (FIGURA 2) y afecta a varios canales.

Los artefactos que forman parte de este grupo, se caracterizan por tener una forma de onda particular. De hecho, el especialista en electroencefalografía reconoce esta forma de onda en algunos canales y así determina si se trata de un artefacto.

Las características más importantes de dicha forma de onda son dos: Presenta un voltaje mayor que el esperado para un grupo de señales cerebrales; con una frecuencia que se encuentra alrededor de las ondas delta (0.3-4 Hz).



A



B

FIGURA 2

(A) El electrodo no frontal se desplaza sobre la piel por el arrastre del casco apretado durante el parpadeo.

(B) La piel se mueve por debajo del electrodo por el efecto del parpadeo, el electrodo no sigue este movimiento debido a la soltura del casco.

Nota.-En ambos casos el movimiento relativo piel-electrodo

produce una variación de voltaje en el trazo de EEG.

El cambio en voltaje es absoluto, de tal forma que es posible tener imágenes en espejo (siendo un canal positivo y el otro negativo) o la misma forma de onda en los canales que comparten el mismo electrodo.

Se pueden entonces resumir las cuatro características más importantes de los artefactos que pertenecen a este grupo:

a) Voltaje: El artefacto presenta un cambio en amplitud si se le compara con los trazos de EEG previos o posteriores a su presentación. Este cambio puede ser positivo (más grande que los valores máximos de un trazo limpio) o negativo (menor a los mínimos de las ondas cerebrales).

b) Duración: El cambio de voltaje se presenta con una duración cercana a la de las ondas delta. Esto se debe a la baja frecuencia que caracteriza a estos artefactos.

c) Exclusividad: Con una técnica adecuada la probabilidad de que se presente más de un artefacto a la vez es muy pequeña.

d) Patrón espacial: Los cambios de voltaje se presentan solamente en algunos canales y esto depende del montaje. Por ejemplo, en el montaje IV los cambios de voltaje por parpadeo se presentan en los canales 1 y 4.

NOTA.- Los montajes que se mencionan a todo lo largo de este

trabajo son los que se utilizan en el servicio de neurología del Hospital de Especialidades del Centro Médico "La Raza" del IMSS. Estos montajes pueden variar dependiendo del equipo y técnica que se utilice.

IV.4.-Estructura del algoritmo.

Para detectar si existe un artefacto de EEG en un trazo cualquiera, se propone:

a) Realizar filtrado digital, desechando todas las ondas que no se encuentren dentro de la banda de paso de 0.3 a 30 Hz.

b) Seguir en orden todas las técnicas de la electroencefalografía tradicional, poniendo especial interés en la correcta colocación del casco. El algoritmo permite inclusive verificar la técnica correcta (si se le pide al paciente que parpadee y no se detecta ningún artefacto, el casco está mal colocado).

c) Verificar si un punto del trazo es mayor al máximo o menor al mínimo esperados (umbral en voltaje).

d) Si lo anterior se cumple, verificar si se trata de un patrón espacial conocido.

e) Comprobar si la presentación del patrón ocurre en un tiempo establecido con anterioridad (umbral en tiempo).

f) Si se cumple lo anterior, el trazo tiene un

artefacto.

IV.5.-Realización del algoritmo.

El programa elemental de reconocimiento de patrones, se basa en el hecho de que a cada canal se le supone un máximo y un mínimo particulares. Esto se debe a que los voltajes máximos de cada frecuencia varían de la siguiente manera: Delta (50-100 microvolts), Teta (30-75 microvolts), Alfa (25-100 microvolts) y Beta (menos de 25 microvolts). También se debe considerar el hecho de que la distribución espacial de estas frecuencias varía de la siguiente forma : Delta (difusa durante el sueño III), Teta (temporal o difusa), Alfa (parieto-occipital) y Beta (frontal y central) (5). Debido a lo anterior, se supone que:

a) La distribución de los máximos y mínimos depende del montaje. Cada arreglo de máximos y mínimos sirve exclusivamente para el montaje para el que haya sido determinado.

b) Los máximos y mínimos de un montaje cualquiera, estudiados en la población general, dan una pauta para establecer los valores del umbral en voltaje.

Como ya se mencionó en puntos anteriores el umbral en voltaje es, de acuerdo al planteamiento del algoritmo, el primer parámetro a estudiar. La manera más sencilla de considerar el criterio de este primer parámetro, es simplemente determinar si se cumple, y colocar un señalador o asignarle valor a una

variable booleana.

090583

El siguiente paso, es determinar si se cumple con alguno de los patrones establecidos con anterioridad. Por ejemplo, en el montaje IV, la relación de electrodos se muestra en la FIGURA 3.

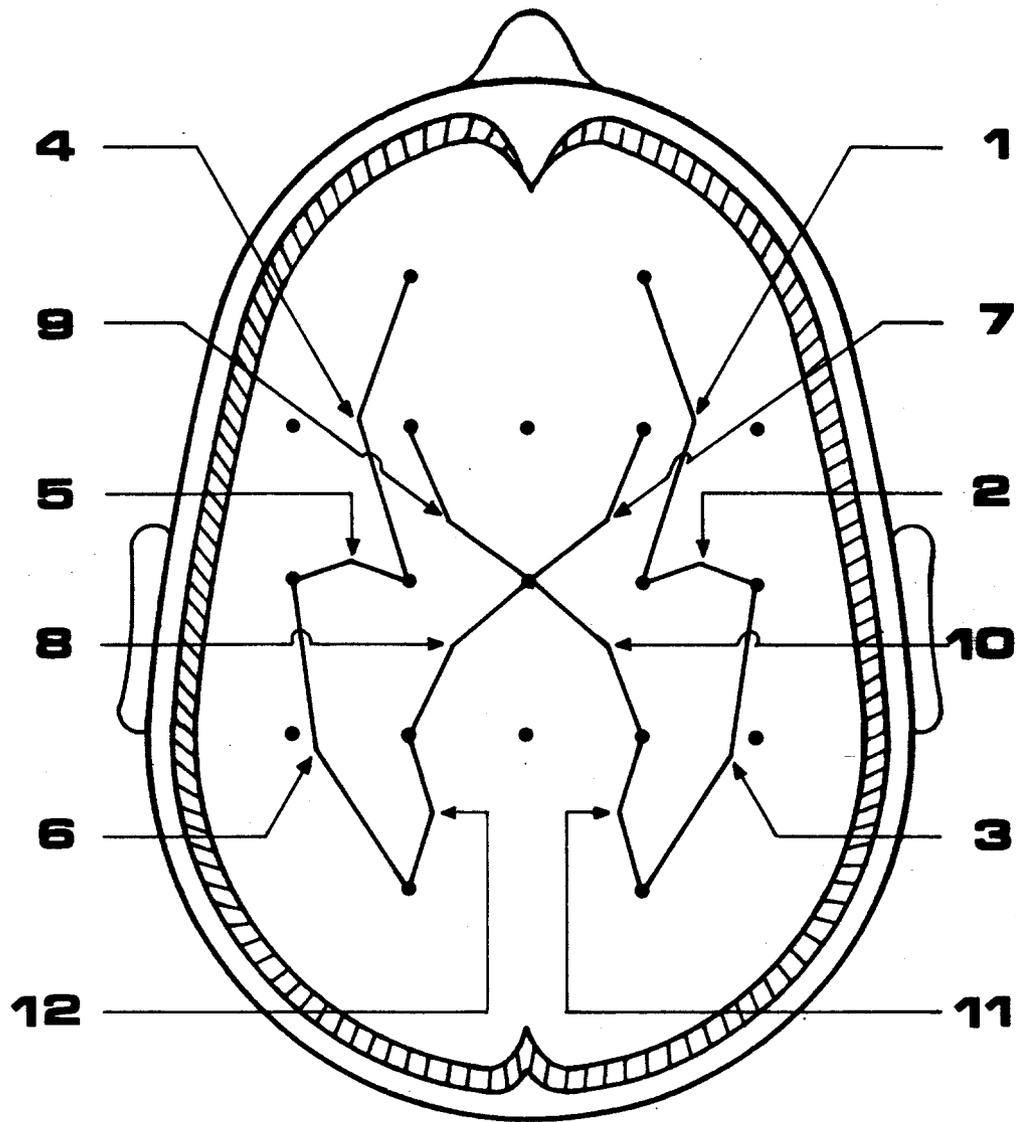


FIGURA 3

Los números representan el canal al que corresponden (montaje bipolar).

De tal manera que si se asigna un 1 en caso de tener un voltaje que sobrepase el umbral y un 0 para un trazo con voltaje normal, los posibles patrones para el mismo montaje IV se muestran en la siguiente tabla:

TABLA 2

CANAL

1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
2	0	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
3	0	0	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
4	1	0	0	0	0	0	1	1	0	0	0	0	0	0
5	0	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	0	0	0
6	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	0	0
7	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	0
8	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0
9	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	1
10	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	1	0	0
11	0	0	0	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
12	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	0

PATRON 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14

Donde, el patrón 1 corresponde a parpadeo y los movimientos de cada electrodo se muestran en la FIGURA 4, con el número de patrón que se les asigna.

Una vez que se identificó si existe correspondencia con alguno de los patrones, se debe verificar cuál es éste. El número de patrón se le asigna a una variable cualquiera, para comprobar si al siguiente juego de muestras le corresponde ese mismo patrón. Si esto se cumple se suma "1" al contador.

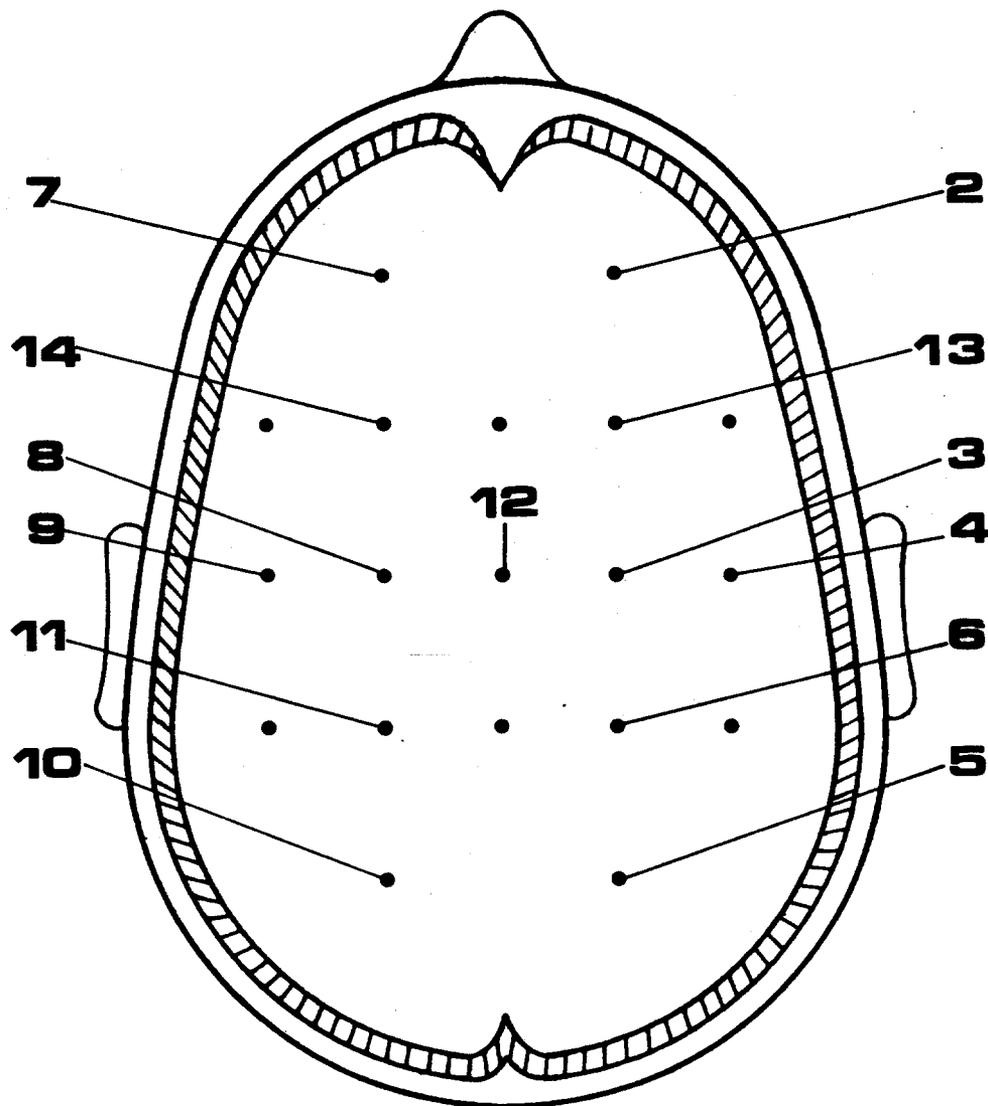


FIGURA 4

Cada uno de los números que señalan a los electrodos corresponde al número de patrón que se muestra en la tabla 1.

El papel del contador es fundamental, debido a que establece el umbral en tiempo. Se presupone que debe existir un umbral óptimo para los propósitos particulares de este trabajo. El valor del este umbral (al igual que el de voltaje) se debe establecer de forma experimental.

La programación de todo lo anterior se llevó a cabo en lenguaje de programación PASCAL (véase anexo I). Esto se hizo con el fin de que el programa tuviera un cien por ciento de compatibilidad con el sistema de análisis computado de EEG (10), realizado también en este lenguaje. Para probar el programa y establecer el valor del umbral en tiempo, se dio la posibilidad de modificar su valor.

V A L I D A C I O N :

PACIENTES ESTUDIADOS

MATERIAL Y METODO

V.-VALIDACION.

V.1.-Pacientes estudiados.

A partir de la fecha de inicio del estudio, se seleccionaron los primeros 10 sujetos que aceptaron participar en él (grupo I); siete de los cuales tenían enfermedad neurológica previamente diagnosticada, con electroencefalograma anormal y eran atendidos en el Centro Neuropsicopedagógico S.C. (lugar donde se llevó a cabo el estudio); los tres individuos restantes fueron voluntarios sanos; el único criterio de exclusión fue el no poder tomar un trazo de EEG con las características deseadas (véase sección de material y método).

El grupo II se formó con ocho voluntarios sanos.

V.2.-Material y método.

Se tomó un trazo electroencefalográfico, con un electroencefalógrafo Toshiba de 13 canales y el sistema de análisis mencionado anteriormente (10), a cada uno de los individuos del grupo I; los trazos tuvieron cinco segundos de duración; el montaje que se utilizó es el que se muestra en la figura 3; se rechazaron todos los trazos que según el criterio de un técnico especialista tuvieran algún artefacto.

Posteriormente se tomó un trazo para determinar el nivel cero de cada canal, esto se hizo colocando los amplificadores del electroencefalógrafo en cortocircuito. Esto se hizo debido a que el nivel cero depende de la calibración del equipo.

A los sujetos del grupo II se les tomaron cuatro trazos de cinco segundos cada uno; durante la adquisición de los datos se provocaron artefactos intencionadamente con parpadeo, movimiento ocular y manipulación de los electrodos.

Como se mencionó anteriormente, la frecuencia máxima de los artefactos que presentan un patron espacial conocido es de cuatro hertz, debido a esto el umbral en tiempo se fijó en 18 puntos. Como el valor de la ventana en tiempo no es critico, el argumento con el que se determina tampoco lo es.

Para fijar los umbrales en voltaje se determinaron siete niveles diferentes de detección. El procedimiento utilizado fue: Se modificó el valor del voltaje y se localizó la frontera en la que se detectan artefactos para cada uno de los trazos del grupo I (sin importar el nivel de detección).

Los siete niveles de detección se plantearon con el fin de dar aún más flexibilidad al algoritmo. La necesidad de plantearlos surge debido a que cuando un artefacto afecta a más de un canal no lo hace en forma sincrónica; a la diferencia de tiempo, en la cual se estabiliza un artefacto se le llamó tiempo

de asentamiento del mismo; además de lo anterior, en la práctica puede existir una suma de dos patrones.

Las diferentes posibilidades que se analizaron (en cuanto a la pureza del patrón conocido) son tres: patrón puro (presenta un patrón espacial conocido); suma de patrones (se trata de la adición de cuando menos un patrón puro con otro fenómeno); patrón desconocido (no contiene ningún patrón considerado previamente), pero cumple con los criterios ya mencionados de voltaje y duración. Las diferentes combinaciones de estos tres grados dan siete niveles de detección y el planteamiento se resume en la siguiente tabla:

NIVEL DE DETECCION	1	2	3	4	5	6	7
PATRON PURO	X	X	X	X			
SUMA DE PATRONES		X	X		X	X	
PATRON DESCONOCIDO			X	X		X	X

Para determinar si el número de la muestra del grupo I es suficiente, se obtuvieron los puntos máximos y mínimos para cada canal (véase anexo II). Se analizaron con el fin de detectar cuál era el número mínimo de muestras para que el error de estimación fuera menor de 105 con una probabilidad de 0.95.

Después de fijar los umbrales de tiempo y voltaje, se procedió a probar el algoritmo. Se tomaron todos los trazos del grupo II determinándose cuantos trazos artefactados aparecían en la pantalla de la computadora, posteriormente se probó el

programa contando de la misma manera el número de trazos que el algoritmo localizaba.

R E S U L T A D O S

VI.-RESULTADOS.

VI.1.-Umbral en voltaje.

Como se mencionó en el apartado de material y método, el umbral en tiempo se fijó previamente en 18 puntos para los cuales y de acuerdo con el método descrito, el umbral en voltaje se encontró en 200.

VI.2.-Tamaño de la muestra.

La media aritmética de cada uno de los voltajes de los pacientes estudiados fue de:

Número de paciente	media aritmética
1	1049.0
2	1339.9
3	497.9
4	514.2
5	557.1
6	917.6
7	855.6
8	440.8
9	379.8
10	438.0
	media 669.99
	desviación típica 322.62

De acuerdo a los datos enunciados, y como se mencionó anteriormente, si se desea una cota de error de 105, el número de pacientes estudiados debe ser 9.42 (es decir 10) o más. Por lo tanto se puede afirmar que la medición se encuentra en el intervalo de 210 alrededor de la media con una probabilidad de 0.95.

De los 32 bloques del grupo II, el algoritmo detectó 31 con artefactos, dando un índice de certeza de 96.8%.

CONCLUSIONES

VII. CONCLUSIONES.

El algoritmo presentado tiene una sencillez que hace posible su instalación en tiempo real, incluso en un lenguaje de programación estructurado, por ejemplo PASCAL.

Como el algoritmo está diseñado únicamente para detectar la presencia de artefactos en un bloque completo de EEG (cinco segundos), la prueba de éste se llevó a cabo de la misma manera.

En un principio el algoritmo se planteó con el fin de detectar artefactos sin importar la naturaleza de éstos; en este sentido el programa computacional presentó una capacidad aún mayor, debido a que utiliza una serie de patrones fijos con los que compara el patrón que está estudiando; es posible (de hecho así se hizo) detectar a que tipo de fenómeno corresponde un patrón a prueba; dando la capacidad de reconocer patrones en tiempo real. En el listado que se presenta en el anexo I puede verse que existen cuatro grupos de artefactos que se reconocen como tales: los patrones oculares, los movimientos de electrodo, los patrones mixtos (suma de patrones) y los de origen indeterminado.

Uno de los principales inconvenientes del algoritmo es la imposibilidad, que presenta actualmente, para ajustar los umbrales de voltaje de manera automática. De hecho esta es una de las mejoras más importantes a las que el programa es

susceptible. La relación que guarda la señal con la ventana en un canal debe conformarse con la potencia que el electroencefalograma tenga en ese canal particular.

El programa también se podría mejorar si se considera no sólo el valor absoluto de la señal, cuando se compara con el umbral, sino el signo que ésta tiene; esto podría dar una mayor sensibilidad al algoritmo; de la misma manera se puede determinar un umbral para el mínimo tiempo permitido entre dos bloques de artefactos, si este tiempo es pequeño podría pensarse que se trata del mismo fenómeno.

Por lo anteriormente expuesto se puede concluir que se cumplieron todos los objetivos planteados al inicio del presente trabajo, e incluso se superaron en algunos aspectos. El hecho de que sea un programa de reconocimiento de patrones ejemplifica este hecho. En cuanto a la velocidad de operación del programa, se probó en una computadora AT y la velocidad de operación fue cercana a un segundo; lo cual sin lugar a dudas da margen suficiente para el procesamiento en tiempo real.

REFERENCIAS

VIII.-REFERENCIAS.

090583

Asimov, Isaac, Introducción a la Ciencia. Plaza & Janes, S.A., 1979.

REFERENCIA	PAGINA
(1)	768-771

Smith, Anthony, La Mente (Vol I). Biblioteca Científica Salvat. Salvat Editores S.A., 1986.

REFERENCIA	PAGINA
(2)	148-153

Farreras. Rozman, Medicina Interna (Vol II). Editorial Marín, 1978.

REFERENCIA	PAGINA
(3)	39

Harrison's Principles of Internal Medicine. McGraw-Hill Inc. 1980.

REFERENCIA	PAGINA
(4)	1908-1910

Rubio Donnadieu, Francisco (Ed), Programa prioritario de epilepsia. 1986.

REFERENCIA	PAGINA
(5)	77

Niedermeyer, Lopes da Silva, Electroencephalography. Basic principles, clinical applications and related fields. Urban & Schwarzenberg. 1982.

REFERENCIA	PAGINA
(6)	724-25
(7)	686
(11)	717
(14)	46

Antoniou, Andreas, Digital filters: analysis and design McGraw-Hill Inc. 1979.

REFERENCIA	PAGINA
(8)	264
(17)	70

Oppenheim, Alan. Schafer, Ronald. Digital signal processing. Prentice Hall Inc. 1975.

REFERENCIA	PAGINA
(9)	390

Medina, Verónica. Azpiroz, Joaquin. Saldívar, Enrique. Análisis espectral del electroencefalograma. Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica. 7(2):67-73. 1986.

REFERENCIA

(10)

Fortgens, C. De Bruin, M.P. Removal of eye movement and ECG artifacts from the non cephalic reference ECG. Electroencephalography and clinical Neurophysiology 56:90-96.

REFERENCIA

(12)

Jervis, B.W, Ifeachor, E.C., Allen, E.M., Morris, E. L., Hudson N.R., Removal of ocular artifacts from human EEG. IEEE Seventh Annual Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society. 1985.

REFERENCIA

(13)

EEG handbook. Beckman Instruments (Ed.).1975.

REFERENCIA

(15)

Hernández Peniche, Julio, Manual de técnicas de EEG. Francisco Méndez Oteo(Ed.). 1975.

REFERENCIA

(16)

Crowell, Leslie. Weibell, Fred. Pfeiffer, Erich. Biomedical Instrumentation and measurements. Prentice-Hall, Inc.1980.

REFERENCIA

PAGINA

(18)

166-167

Papoulis, Athanasious, Signal Analysis. McGraww-Hill Inc. 1984.

REFERENCIA

PAGINA

(19)

300-301

A P E N D I C E

APENDICE

Definición 1.- Un proceso estocástico es una familia de funciones, real o compleja, definida en un espacio de probabilidades. A tiempos específicos t_1, \dots, t_n , las cantidades $X(t_1), \dots, X(t_n)$ son variables aleatorias.

Definición 2.- La media del proceso $X(t)$, denotado por $m(t)$, es el valor esperado de la variable aleatoria $X(t)$:

$$E \{ X(t) \} = m(t)$$

Definición 3.- La autocorrelación del proceso $X(t)$, denotada por $R(t_1, t_2)$, es el valor esperado del producto $X(t_1)X^*(t_2)$:

$$E \{ X(t_1)X^*(t_2) \} = R(t_1, t_2)$$

Definición 4.- Un proceso estocástico se llama estacionario en sentido estricto si todas sus propiedades estadísticas son invariantes a un desplazamiento del tiempo de origen.

Definición 5.- Un proceso estocástico se llama estacionario en sentido amplio si su autocorrelación depende únicamente de la diferencia $\tau = t_1 - t_2$:

$$E \{ X(t) \} = m \text{ (constante)}$$

$$R(t_1, t_2) = R(\tau) = E \{ X(t + \tau)X^*(t) \}$$

ANEXO I

PROGRAM DeteccionDeArtefactos;

090583

CONST

potencia : array[0..11] of integer =
 (1,2,4,8,16,32,64,128,256,512,1024,2048);
zero : array[0..11] of integer =
 (2047,2039,1889,1906,2010,1959,2050,
 2225,1976,1972,1683,1741);

TYPE

arreglote = array[0..11,0..511] of integer;
arreglo = array[0..511] of integer;
maximos = array[0..11] of integer;
numero = integer;
nombre = string[25];

VAR

regdatos : arreglote;
datosocultos : arreglo;
maximo,minimo : maximos;
ventana, tiempo, corrida,
numart, n, cont,
dato_mas_anterior, pp,
claro, variable, prueba
nomex, nombreach : numero;
opcion : char;
archivo : file of integer;
vector, longitud : array[0..11] of integer;

PROCEDURE LecturaDisco(nom: nombre; numcorr: numero;
 VAR datoslectura: arreglote);

VAR

despl, extension : string[2];
lectura, j, i : integer;

BEGIN

Str(numcorr:1, extension);
nomex:='A'+':'+nom+'.'+extension;
writeln;
Assign(archivo, nomex);
(\$I-)Reset(archivo)(\$I+);
FOR i:=0 TO 511 DO
 FOR j:=0 TO 11 DO
 BEGIN
 Read(archivo, lectura);
 datoslectura[j, i]:=lectura;
 END;
 Close(archivo);
END;

```

PROCEDURE Dibuja;
  VAR
    a,b : integer;

  BEGIN
    FOR a:=0 TO 11 DO
      BEGIN
        FOR b:=0 TO 510 DO

          draw(b, round(40 - eegdatos[a,b]#0.015)+a#15, b+1,
            round(40 - eegdatos[a,b+1]#0.015)+a#15, 3);
          draw(1, round(40-(cero[a]+ventana)#0.015)+a#15, 512,
            round(40-(cero[a]+ventana)#0.015)+a#15, 3);
          draw(1, round(40-(cero[a]-ventana)#0.015)+a#15, 512,
            round(40-(cero[a]-ventana)#0.015)+a#15, 3);

        END;
      END;
    END;
  END;

```

```

PROCEDURE RayitaVer(posicion,modo: numero);
  BEGIN
    draw(posicion,190+4#modo,posicion,193+4#modo,3)
  END;

```

```

PROCEDURE RayitaHor(ini,fin,modo: numero);
  BEGIN
    draw(ini,191+4#modo,fin,191+4#modo,3)
  END;

```

```

PROCEDURE inicializa;

```

```

  BEGIN

```

```

    dato_mas_anterior:=0;
    cont:=1;
    prueba:=0;
  END;

```

```
PROCEDURE verifica;
```

```
BEGIN
```

```
gotoxy(67,numart+1);
```

```
BASE prueba of
```

```
0: write('?');
```

```
1: write('nivel 7');
```

```
2: write('nivel 5');
```

```
3: write('nivel 6');
```

```
4: write('nivel 1');
```

```
5: write('nivel 4');
```

```
6: write('nivel 2');
```

```
7: write('nivel 3');
```

```
END;
```

```
inicializa;
```

```
END;
```

```
PROCEDURE desenmascara(n: numero);
```

```
VAR
```

```
dato_anterior,k,g : integer;
```

```
inicio,fin : integer;
```

```
f : char;
```

```
PROCEDURE DibujaHor; (*este procedimiento da el canal*)  
(*que supera al umbral en un *)  
(*instante *)
```

```
BEGIN
```

```
FOR k:=0 TO 11 DO
```

```
BEGIN
```

```
gotoxy(65+k,25);
```

```
IF (dato_anterior AND potencia[k])=potencia[k] THEN
```

```
write('X')
```

```
ELSE
```

```
write('.');
```

```
END;
```

```
read(kbd,f);
```

```
END;
```

```
PROCEDURE Borra;
```

```
BEGIN
```

```
gotoxy(65+pp,numart+1);
```

```
write(' ');
```

```
END;
```

```

PROCEDURE PintaPatrones(manera:numero);
BEGIN
  IF dato_mas_anterior=0 THEN
    BEGIN
      numart:=numart+1;
      inicializa;
    END;
  IF dato_anterior<>dato_mas_anterior THEN
    BEGIN
      numart:=numart+1;
      dato_mas_anterior:=dato_anterior;
      cont:=1;
    END
  ELSE
    cont:=cont+1;
    IF numart>22 THEN numart:=1;
    gotoxy(65+pp,numart);
  CASE manera of
    0: BEGIN
      write(' Patr ',dato_anterior:4,cont:3);
      borra;
      prueba:=prueba OR 4;
      END;
    1: BEGIN
      write(' Ocul ',dato_anterior:4,cont:3);
      borra;
      prueba:=prueba OR 4;
      END;
    2: BEGIN
      write(' Suma ',dato_anterior:4,cont:3);
      borra;
      prueba:=prueba OR 2;
      END;
    3: BEGIN
      write(' Desc ',dato_anterior:4,cont:3);
      borra;
      prueba:=prueba OR 1;
      END;
  END;
END;
END;

```

```
PROCEDURE Descubre(VAR claro,variable:numero);

CONST
patroncitos:array[0..13] of integer=
                (1,3,6,8,24,48,64,128,256,
                960,1028,1536,2080,2176);

VAR
inter:integer;
BEGIN
claro:=0;
FOR inter:=0 to 13 do
    IF dato_anterior AND patroncitos[inter]=
        patroncitos[inter]
        THEN
            begin
            claro:=1;
            variable:=patroncitos[inter];
            end;
END;
```

```

PROCEDURE Artefacto;
  BEGIN
    inicio:=n-tiempo;
    fin:=n;
    CASE dato_anterior of      (*se trata de los patrones de*)
                                (*movimiento de electrodo *)
      1,3,6,8,24,48,64,128,256,
      960,1028,1536,2080,2176,4095:
        BEGIN
          RayitaVer(inicio,1);
          RayitaHor(inicio,fin,1);
          Pintapatrones(0);
        END;
      9,73,265,329:            (*se trata de los patrones *)
                                (* posibles para parpadeo *)

        BEGIN
          RayitaVer(inicio,1);
          RayitaHor(inicio,fin,1);
          Pintapatrones(1);
        END;
      ELSE
        BEGIN
          RayitaVer(inicio,0);
          RayitaHor(inicio,fin,0);
          Descubre(claro,variable); (*desenmascara los *)
                                    (*patrones ocultos *)
                                    (*(suma de patrones) *)

          IF claro=1 THEN
            Pintapatrones(2);
          ELSE
            Pintapatrones(3);      (*patrones desconocidos*)
          END;
        END;
      END;
    END;
  END;

BEGIN                                (***) desenmascara (***)
  dato_anterior:=0;
  FOR g:=0 TO 11 DO
    IF longitud[g]>tiempo THEN
      dato_anterior:=dato_anterior+vector[g]*potencia[g];
    Artefacto;      (*Verifica si el patron que presenta el evento *)
                    (*(dato_anterior) corresponde a un artefacto *)
    DibujaHor;     (*subrutina que dibuja unas lineas en los puntos*)
                    (*donde existe un fenomeno, marcando la duracion*)
                    (*del mismo *)
  END;

```

```
PROCEDURE ComparaIncrementa(n: numero);
```

```
    (*Esta subrutina tiene como entrada *)  
    (*los datos de EEG, a los cuales compa-*)  
    (*ra con el nivel de cero para cada ca-*)  
    (*nal, mas la ventana e incrementa el *)  
    (*valor en un vector en caso de que el *)  
    (*valor estudiado sea mayor *)
```

```
VAR
```

```
k,r : integer;
```

```
BEGIN
```

```
FOR k:=0 TO 11 DO
```

```
  BEGIN
```

```
    IF ABS(eegdatos[k,n]-cero[k])>ventana THEN
```

```
      vector[k]:=1
```

```
    ELSE
```

```
      vector[k]:=0;
```

```
      longitud[k]:=(longitud[k]+vector[k])*vector[k];
```

```
  END;
```

```
r:=0;
```

```
k:=0;
```

```
REPEAT
```

```
  IF longitud[r]>tiempo THEN k:=1;
```

```
  r:=r+1;
```

```
UNTIL (r>11) OR (k=1);
```

```
IF k=1 THEN
```

```
  Desenmascara(n) (*subrutina encargada de verificar si *)
```

```
                  (*el vector (longitud) cumple con un *)
```

```
                  (*patron *)
```

```
ELSE
```

```
  IF dato_mas_anterior<>0 THEN verifica;
```

```
                  (*subrutina que se encarga de coprobar *)
```

```
                  (*el nivel de detccion presentado *)
```

```
END;
```

```
BEGIN {del programa principal}
```

```
Ventana:=200;
```

```
tiempo:=18; (* La variable ventana es el umbral de voltaje *)
```

```
            (* que se encontro como adecuado para el tiempo *)
```

```
            (* previamente fijo en 18 puntos (la frecuencia *)
```

```
            (* de muestreo es de 102.4 Hz) *)
```

```

FOR m:=0 TO 11 DO longitud[m]:=0;          (* entrada *)
write('Cual es el nombre del archivo?   : '); (* " *)
readln(nombrearch);                       (* " *)
write('Cual es el numero de la corrida? : '); (* " *)
readln(corrida);                           (* " *)
LecturaDisco(nombrearch,corrida,eegdatos); (* " *)

```

```

(*Todo el bloque marcado como "entrada" es el *)
(*encargado de leer del disco "A" los datos del *)
(*EEG. El formato que tienen los datos es de un *)
(*solo arreglo. Cada etapa de 12 datos contiene *)
(*los 12 canales de EEG para ese instante *)

```

```

numart:=-1; (*Se dan las condiciones iniciales para que la *)
inicializa; (*columna donde se anotan los diferentes patro- *)
              (*nes la inicie en el renglor 0 (numart) *)

```

```
pp:=0;
```

```
hires;
```

```
Dibujar;
```

```
FOR m:=0 TO 511 DO
```

```
  BEGIN
```

```

  ComparaIncrementa(m); (* Es la subrutina encargada de in- *)
                        (* crementar los contadores y loca- *)
                        (* lizar si existen patrones claros *)
                        (* u ocultos *)

```

```

gotoxy(77,25);          (* Se escribe en la parte inferior *)
write(m);               (* derecha de la pantalla el punto *)
plot(m,0,1);           (* (de los 512) que se estudia en *)
plot(m,198,1);         (* ese instante *)
                        (* y se traza una grafica en la parte*)
                        (* superior e inferior de la pantalla*)
                        (* para detectar en la grafica del *)
                        (* EEG el comportamiento del algo- *)
                        (* en presencia de un artefacto *)

```

```
  END;
```

```
read(kbd,opcion);
```

```
clrscr;
```

```
END.
```

ANEXO II

V O L T A J E

	<u>CANAL</u>	<u>MAXIMO</u>	<u>MINIMO</u>
CASO 1	1	2397	1482
EDAD DEL PACIENTE: 15 AÑOS	2	2326	1732
DIAGNOSTICO: DISRITMIA CEREBRAL	3	2866	930
	4	2260	1199
	5	2281	1750
	6	2857	1145
	7	2553	1581
	8	2618	1750
	9	2326	1619
	10	2523	1451
	11	2237	1052
	12	2262	1226
CASO 2	1	2803	1253
EDAD DEL PACIENTE: 9 AÑOS	2	2591	1586
DIAGNOSTICO: RETRASO PSICOMOTOR	3	3290	692
	4	2363	1495
	5	2642	1543
	6	2850	811
	7	2674	1645
	8	2656	1771
	9	2386	1562
	10	2394	1474
	11	2782	685
	12	2709	821

V O L T A J E

	<u>CANAL</u>	<u>MAXIMO</u>	<u>MINIMO</u>
CASO 3	1	2342	1750
EDAD DEL PACIENTE: 20 AÑOS	2	2284	1813
	3	2198	1541
DIAGNOSTICO: DISRITMIA CEREBRAL	4	2158	1661
	5	2208	1834
	6	2206	1610
	7	2330	1834
	8	2425	1978
	9	2281	1769
	10	2142	1751
	11	1878	1451
	12	1966	1451

CASO 4	1	2251	1748
EDAD DEL PACIENTE: 14 AÑOS	2	2378	1822
	3	2212	1549
DIAGNOSTICO: RETRASO PSICOMOTOR	4	2173	1495
	5	2366	1758
	6	2249	1647
	7	2248	1768
	8	2436	1894
	9	2183	1711
	10	2184	1757
	11	1846	1486
	12	1890	1610

V O L T A J E

	<u>CANAL</u>	<u>MAXIMO</u>	<u>MINIMO</u>
CASO 5	1	2300	1691
EDAD DEL PACIENTE: 51 ANOS	2	2297	1821
DIAGNOSTICO: CONFUSION MENTAL	3	2263	1509
	4	2159	1647
	5	2253	1720
	6	2325	1508
	7	2203	1899
	8	2474	1723
	9	2153	1791
	10	2205	1740
	11	1973	1335
	12	1958	1493

CASO 6	1	2507	1474
EDAD DEL PACIENTE: 32 ANOS	2	2389	1642
DIAGNOSTICO: TRAUMATISMO	3	2469	1067
CRANEOENCEFALICO	4	2265	1509
	5	2469	1591
	6	2506	1320
	7	2357	1686
	8	2504	1798
	9	2365	1536
	10	2457	1237
	11	2061	1179
	12	2089	1387

V O L T A J E

CASO 7
EDAD DEL PACIENTE: 18 AÑOS
DIAGNOSTICO: RETRASO PSICOMOTOR

<u>CANAL</u>	<u>MAXIMO</u>	<u>MINIMO</u>
1	2503	1696
2	2337	1605
3	2521	991
4	2250	1581
5	2384	1744
6	2551	1445
7	2356	1750
8	2506	1851
9	2420	1675
10	2353	1503
11	2142	1042
12	2099	1271

CASO 8
EDAD DEL PACIENTE: 31 AÑOS
DIAGNOSTICO: SANO

1	2250	1757
2	2252	1801
3	2125	1594
4	2093	1675
5	2239	1772
6	2219	1705
7	2265	1768
8	2472	1965
9	2235	1802
10	2177	1722
11	1813	1546
12	1898	1641

V O L T A J E

CANAL MAXIMO MINIMO

CASO 9
 EDAD DEL PACIENTE: 27 ANOS
 DIAGNOSTICO: SANO

1	2191	1755
2	2209	1874
3	2082	1604
4	2020	1757
5	2153	1902
6	2395	1684
7	2365	1878
8	2381	2048
9	2122	1885
10	2176	1828
11	1844	1517
12	1930	1578

CASO 10
 EDAD DEL PACIENTE: 30 ANOS
 DIAGNOSTICO: SANO

1	2310	1770
2	2197	1814
3	2218	1547
4	2154	1707
5	2237	1814
6	2194	1718
7	2234	1791
8	2398	2053
9	2129	1818
10	2216	1774
11	1876	1448
12	1901	1553