

## MÉTODOS DE ANÁLISIS

### DISEÑO E INSTRUMENTACION DE UN ADMINISTRADOR DE ESTUDIOS PARA LA ELECTROENCEFALOGRAFIA DIGITAL

Vladimir Pereira de Amas, Jorge Soler McCook, Jacqueline Tejeda Camot, José Alejandro Fundora Hernández, Jorge Francisco Bosch Bayard

*Centro de Neurociencias de Cuba*

TrackWalker 4.1 es un sistema digital que respeta el análisis convencional en todos sus detalles y además da un salto cualitativamente superior al incorporar novedosas técnicas en el examen del Sistema Nervioso Central y su acercamiento a otras aplicaciones imagenológicas. Permite la recogida y edición de hasta 32 canales de EEG. Ha sido diseñado y orientado al uso clínico, con una interacción muy sencilla.

Cuenta con un entorno centralizado que permite realizar registros, editar trazados de uno o varios pacientes, calcular las medidas para el análisis cuantitativo tomográfico del EEG en lote o de forma independiente para cada estudio, obtener información referida a pacientes y estudios; todo esto sin abandonar dicho entorno. Esta nueva integración convierte a TrackWalker en una herramienta poderosa en el campo de la Electroencefalografía Digital y a la vez garantiza una elevada flexibilidad y facilidad de uso.

#### Diseño e Instrumentación

TrackWalker 4.1 cuenta con una parte central (Administrador de Estudios) que se encarga de controlar todo el conjunto de operaciones que se pueden realizar sobre una base de datos, un paciente, un estudio o un cálculo. El mismo brinda una serie de servicios a los restantes módulos que le permitirán manipular los datos almacenados. Entre estos servicios podemos mencionar:

- Mantener la compatibilidad con las bases de datos creadas por versiones anteriores de TrackWalker.
- Proporcionar una herramienta de interrogación de Bases de Datos de Estudios (BDEs) de alto nivel y mucho más flexible que la existente en versiones anteriores.
- Brindar un mecanismo de compactación que no introduce errores en la señal del EEG y la reduce a un 30% aproximadamente.
- Ofrecer una interfaz para el usuario que permita al médico realizar operaciones complejas de una forma sencilla y que permite distinguir cada uno de los diferentes tipos de objetos (pacientes, estudios y cálculos) con los que se trabaja a diario.

- Alcanzar la integración máxima entre los módulos Registro, Edición y Administrador de Estudios, facilitando el trabajo de los médicos en los centros de estudios.
- Permitir revisar uno o varios trazados de distintos pacientes, facilitando los estudios evolutivos o comparativos.
- Cálculos en lote o individual de las variables para el análisis cuantitativo tomográfico del EEG.

El Administrador de Estudios constituye una aplicación MDI (*Multiple Document Interface*) que puede abrir uno o más documentos. Estos se visualizan en ventanas que comparten un espacio de trabajo común. En general, estas ventanas tienen la misma apariencia y comportamiento.

Para este módulo el concepto de documento es una consulta (interrogación) sobre una BDE. Estas son generadas por medio del *generador de consultas* y los resultados son visualizados en ventanas denominadas *visores de consultas*.

Cuando comienza la ejecución del Administrador de Estudios se activa una ventana, similar a la que muestra el Explorer de Windows 95, donde se visualizan todas las BDEs existentes en cada uno de los discos instalados en la PC.

En la ventana principal se muestran los datos de manera escalonada, es decir, al seleccionar un objeto del árbol (Base de Datos, Paciente, Estudio o Cálculo) se visualiza la información correspondiente al mismo así como la de sus ancestros. Además se agrupan de forma tal que resulte claro a qué tipo de objeto pertenecen los datos visualizados. Por ejemplo, en la figura 1 se muestran los datos del estudio registrado el 28 de agosto de 1996 correspondiente al paciente Abel Arrastría Tejeda quien pertenece a la BDE cuya descripción es Pruebas Beta del TW 4.1 para Windows 95.

Por medio del mecanismo de *drag and drop* se pueden mover o copiar pacientes y estudios entre bases de datos. Cuando se mueve o copia un paciente se mueven o copian respectivamente sus datos así como todos sus estudios y cálculos con sus archivos asociados. Por otra parte, al mover o

copiar un estudio se mueven o copian respectivamente los datos del paciente al que pertenece así como sus archivos

asociados y los cálculos correspondientes al estudio.

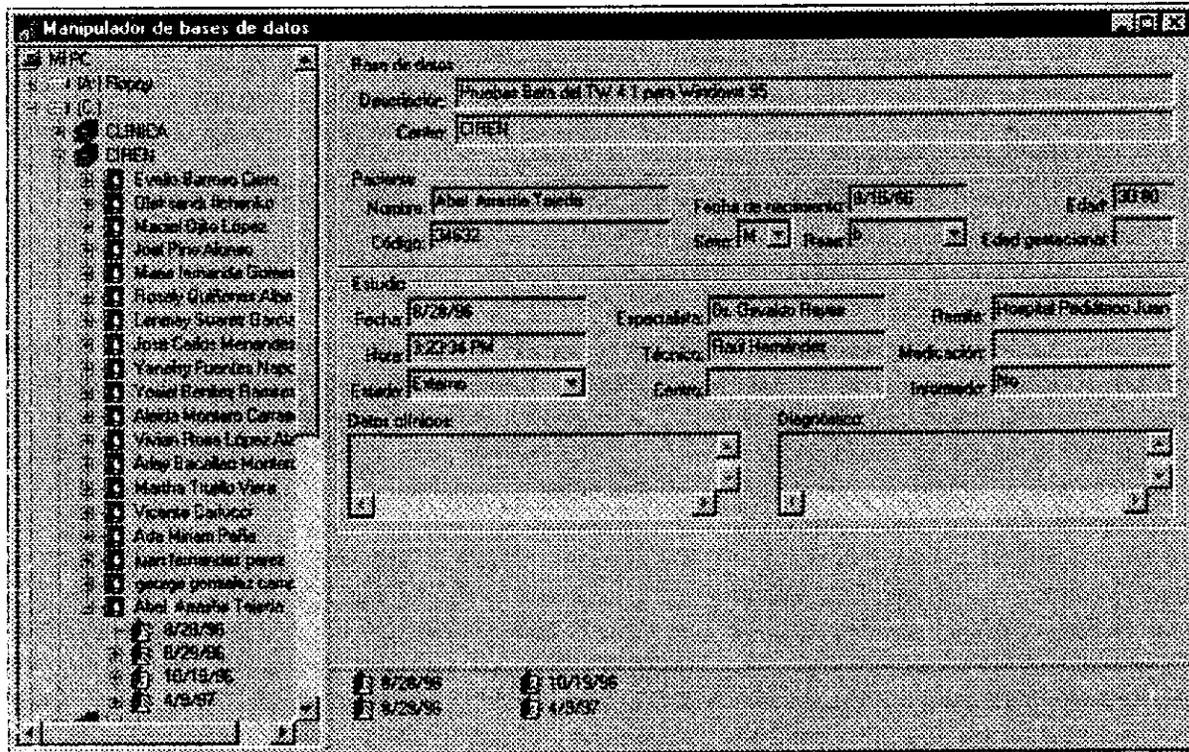


Figura 1: Vista de la ventana principal de Administrador de Estudios

El generador de consultas permite realizar diversas interrogaciones a las BDEs. Lo fundamental en esta novedosa herramienta es el alto nivel con que se realizan las consultas, ya que para ello se utiliza un lenguaje casi natural, satisfaciendo las demandas actuales de los especialistas. Además, cuenta con un mecanismo para hacer persistentes las consultas, que permite:

- Suministrar consultas predefinidas, es decir, las consultas que se realicen con mayor frecuencia pueden ser instrumentadas y brindadas como parte de la instalación del sistema.
- Reducir el tiempo empleado para interrogar una BDE. Si una consulta es frecuentemente empleada, en vez de definirla siempre que se va a usar, basta con definirla sólo una vez, hacerla persistente y a partir de entonces reusarla.

## Conclusiones

La integración alcanzada entre los módulos Administrador de Estudios, Registro y Edición hace mucho más cómodo el trabajo de los especialistas en cada centro de estudios.

Por ser el Administrador de Estudios la componente que ofrece a los restantes módulos los servicios necesarios para la manipulación de BDEs, permite al TrackWalker 4.1 ganar en robustez, eficiencia y confiabilidad, manteniendo consistentes cada una de las vistas de las BDEs. La nueva versión del Administrador constituye un entorno centralizado desde donde pueden ejecutarse transparentemente los restantes módulos del sistema.

# ANALISIS DE LOS METODOS PARA EL ESTUDIO EN LINEA DE LA ACTIVIDAD ELECTRICA CEREBRAL.

Lourdes Díaz-Comas, Vladimir López Hernández, Calixto Machado, Alejandro Riquenes.

*Centro de Neurociencias de Cuba*

El Electroencefalograma (EEG) constituye un medio no invasivo de monitorear objetivamente la función del Sistema Nervioso Central, en específico de la corteza cerebral. El desarrollo alcanzado por la electrónica y de los medios computacionales en los últimos tiempos ha permitido la obtención de equipos más portables y capaces de realizar análisis cada vez más complejos.

Esto ha permitido la introducción del monitoreo electroencefalográfico en situaciones críticas donde se requiere de una respuesta inmediata a contingencias que pueden dar al traste con la vida del paciente o dejar secuelas que luego no pueden ser revertidas. El monitoreo transoperatorio y en las Unidades de Cuidados Intensivos son los ejemplos más ilustrativos<sup>1</sup>. Los métodos tradicionales de presentar e interpretar el EEG, aunque muy útiles en el laboratorio resultan inconvenientes en estas situaciones en que los estudios son de muy larga duración. Dos de las principales razones son: la imposibilidad de identificar los cambios que se producen lentamente en el transcurso del tiempo y que son difíciles de reconocer en el trazado y la necesidad de una cuantificación precisa con relación al tiempo en que ocurren los fenómenos que se monitorean.

En este sentido hemos estado desarrollando diferentes métodos de análisis que permitan el procesamiento en línea de la actividad electroencefalografica y faciliten su interpretación sin que se pierdan las ventajas indudables del análisis cuantitativo (QEEG).

## Desarrollo

Teniendo en cuenta las características que debe tener un sistema de monitoreo, se implementaron diferentes métodos de análisis del EEG.

Primero se calculó en línea el espectro del EEG y las medidas espectrales de banda ancha. El usuario define cada que tiempo debe realizarse el cálculo. Esta combinación del trazado con los mapas neurométricos o los espectros obtenidos en línea constituyen una imagen dinámica de los cambios de la función cerebral que ocurren en el período que se monitorean. La forma en que se muestran los resultados puede variar en dependencia de las necesidades específicas de la aplicación clínica. Por ejemplo, en el salón de operaciones se hace indispensable el cálculo de una autonorma que ajuste las comparaciones durante el acto

quirúrgico a las condiciones previas al mismo pero con el paciente ya anestesiado. Sin embargo, al monitorear en Cuidados Intensivos nos enfrentamos a un paciente con una lesión ya presente (Ej: Coma) y en este caso la visualización de los mapas de medidas neurométricas comparado contra una norma poblacional son de mayor utilidad.

Por otra parte en el monitoreo de procedimientos neuroquirúrgicos en ocasiones resulta imposible ajustar la colocación de electrodos al sistema internacional 10-20 por lo que no se pueden construir los mapas. En esta situación la combinación del trazado con el espectro normado o no resulta la mejor respuesta.

No obstante, aunque este método posee una gran resolución temporal y resulta muy sensible para identificar cualquier cambio en la función cerebral, se hace necesario encontrar mejores formas de mostrar la tendencia global de la evolución de la actividad eléctrica del paciente. Esto se manifiesta especialmente en registros de muy larga duración, por ejemplo, varios días en unidades de cuidados intensivos. En este sentido se implementaron soluciones alternativas muchas de ellas previamente descritas pero que sirven para este propósito. La primera fue permitir en cualquier momento del registro observar la historia de los mapas topográficos obtenidos o de los espectros calculados.

Estas alternativas son solo una respuesta parcial pues se hace necesario un nivel de compactación de la información mucho mayor. El CSA (Compress Spectral Array) permite observar todos los espectros calculados en un arreglo bien compactado. Además, en lugar del espectro crudo se puede graficar el resultado de su comparación con la autonorma o la norma poblacional. Esto facilita su interpretación pero no elimina la necesidad de que el personal que opere el sistema posea amplios conocimientos sobre el análisis espectral del EEG.

Una forma muy sencilla y compactada de mostrar los resultados del análisis del EEG es la graficación en escala semilogarítmica de los valores de amplitud del mismo en un eje comprimido de tiempo<sup>2</sup>. Esto permite evidenciar cual es la tendencia global de la electrogénesis del paciente. Los autores de este método lo denominaron primero CFM ( Cerebral Function Monitor) y luego de varias modificaciones quedo concluido como CFAM ( Cerebral Function Analyzing Monitor).

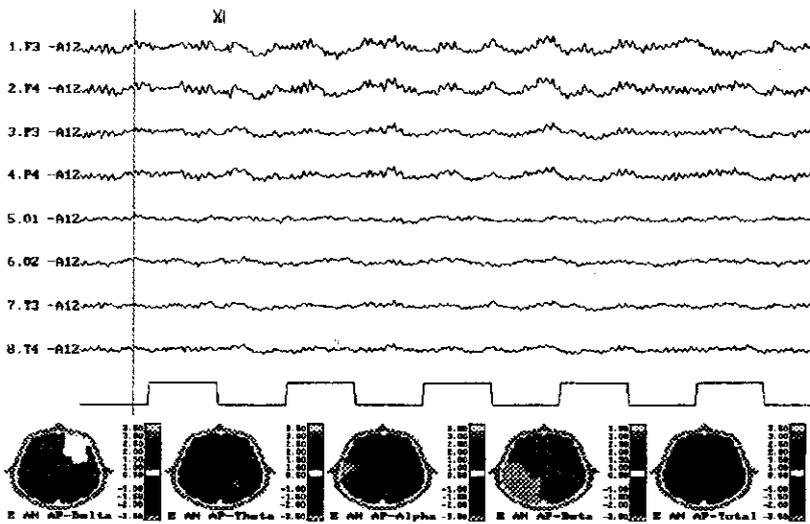


Figura 1. En los mapas se observa una caída de energía importante en región temporal para la banda Beta, probablemente evidencia de una perfusión cerebral insuficiente.

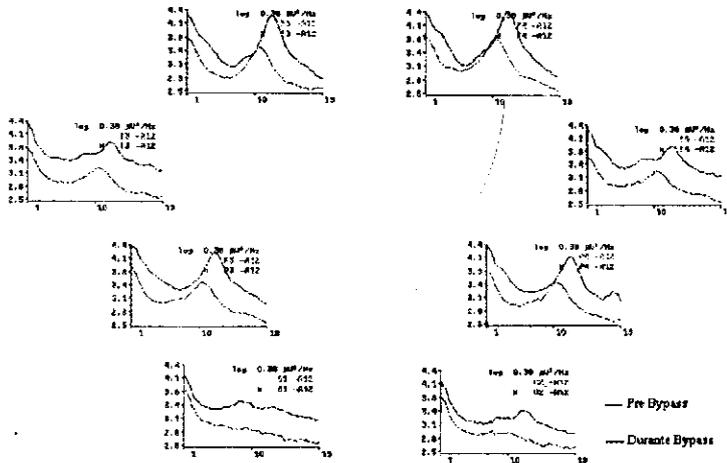


Figura 2. A través del análisis espectral se resume las modificaciones de la actividad eléctrica cerebral en el transcurso de la operación. Se observa una reducción global de la energía del EEG con un corrimiento hacia frecuencias más lentas del pico que produce la actividad rápida por la anestesia.

El CFAM grafica también los valores de amplitud pero desglosados en media, percentiles 90 y 10 y los valores extremos (máximo y mínimo). La información presentada de esta forma fue implementada y permitió un análisis más detallado desde el punto de vista estadístico para cada instante de tiempo, sin perder la posibilidad de una interpretación sencilla. Además puede ser bastante bien comprendida por personal con mínimo entrenamiento sin grandes conocimientos acerca del análisis espectral del EEG. Este método ha demostrado en la práctica clínica que sin tener una gran resolución temporal puede constituir un buen sistema de alarma acerca de las tendencias generales que sigue la actividad eléctrica de un sujeto.

La forma en que se muestran los resultados en el CFAM puede ser extrapolada al análisis de frecuencia del EEG. Así se pudiera graficar el Poder Absoluto total o por bandas clásicas de frecuencia; o además la energía relativa para cada banda, etc. Esto permitiría que el especialista pueda tener una visión general de cual ha sido la evolución general de la función cerebral también desde la perspectiva del análisis de frecuencia.

#### Conclusiones

Para un sistema de monitoreo de EEG es necesario un método que combine dos formas de analizar la información:

una resolución temporal suficientemente amplia que permita observar los cambios en el momento exacto en que ocurren y por otra parte debe tener la posibilidad de compactar la información para hacer más evidentes las tendencias globales y más fácil la interpretación. Estas estrategias las hemos tomado en cuenta en el desarrollo del Sistema Brainside que hoy se aplica en Hospitales de la red de Neurofisiología. Aun cuando no se extrapolen los métodos en forma exacta, esta

filosofía es válida para el estudio longitudinal de cualquier función en el tiempo.

## BIBLIOGRAFIA

1. Pronk R.A.F. Peri-Operative Monitoring.
2. Prior P.F. Monitoring Cerebral Function. Elsevier, Amsterdam. 1986.

---

## VISUALIZACION TRIDIMENSIONAL DE IMAGENES CEREBRALES

Eduardo Aubert Vázquez

*Centro de Neurociencias de Cuba, CNIC*

Existen hoy en día varias modalidades de imágenes tomográficas tales como: tomografía axial computarizada (TAC), resonancia magnética de imágenes (RMI), tomografía de emisión de positrones, etc. que son capaces de generar información del cerebro en forma de cortes. Por otro lado el estudio de la actividad eléctrica cerebral genera imágenes funcionales que al igual que las imágenes generadas por los tomógrafos se han convertido en herramientas de uso cotidiano en la práctica clínica y son usados con resultados significativos en el diagnóstico médico así como en el planeamiento y monitoreo de diversas terapias.

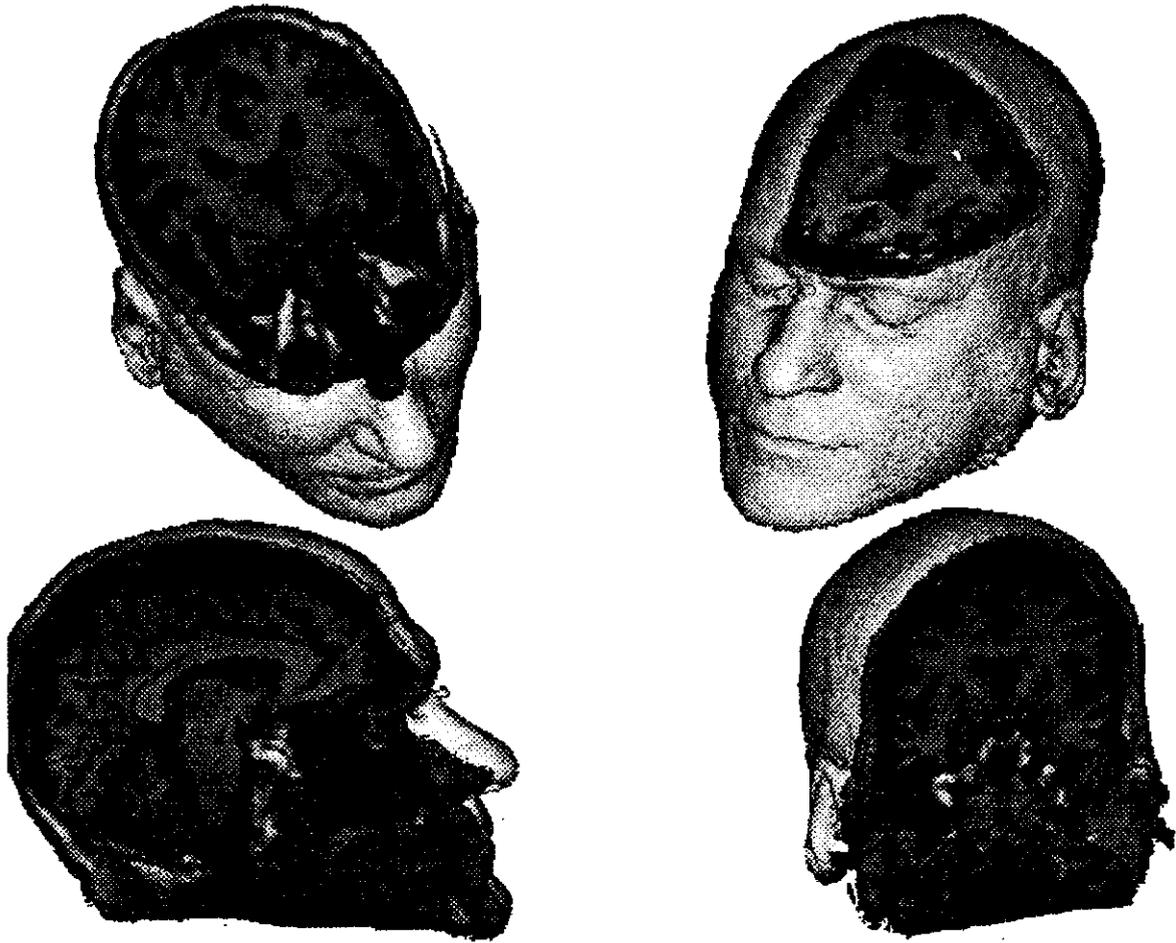
La calidad del diagnóstico o terapia usando estas técnicas depende de las herramientas disponibles para la visualización de los datos generados. En la práctica clínica normal dichos datos son evaluados generalmente mediante inspección visual de las imágenes bidimensionales en tonos de gris o color que representan cortes o vistas desde un ángulo particular del volumen estudiado. De acuerdo con esta estrategia de procesamiento la información contenida en los datos originales no puede ser explotada a plenitud ya que se requiere de entrenamiento y habilidades especiales (como las que poseen los radiólogos especializados) a fin de integrar y comprender la información de naturaleza tridimensional presente en los cortes seleccionados. En el caso de los mapas topográficos la visualización bidimensional no permite realizar inferencias precisas acerca de la localización anatómica de una actividad o componente dado.

En los últimos años se han ido desarrollando técnicas de visualización tridimensional asistidas por computadora con el objetivo de explotar a profundidad la información generada por

los tomógrafos de uso médico. Estas técnicas permiten en general la generación de vistas tridimensionales del volumen estudiado y ya han demostrado su utilidad en la planificación de operaciones quirúrgicas, aunque su uso aún es limitado en aplicaciones restringidas únicamente al diagnóstico.

Este trabajo presenta de forma breve algunos aspectos del diseño e implementación de programas para la visualización tridimensional de imágenes cerebrales.

Un aspecto importante del procesamiento 3D está dado por el preprocesamiento de las imágenes, ya que muchas de estas técnicas deben ser precedidas de una segmentación previa del volumen a fin de extraer las superficies de interés para la visualización. La segmentación de imágenes médicas es un problema que aún no está resuelto de forma satisfactoria y constituye un problema de investigación permanente en la actualidad. Las técnicas de visualización tridimensional orientadas a la proyección de la superficie de un objeto tridimensional en una pantalla pueden ser divididas en 2 grandes categorías: una clase de técnicas en las cuales se genera una descripción explícita de la superficie a partir del volumen de intensidades y posteriormente se usan técnicas standard de computación gráfica a fin de realizar la proyección y el sombreado de la superficie y otra clase de técnicas en las cuales la superficie a visualizar es generada directamente a partir de los voxels del volumen. De ahí el nombre con que se conocen ambos enfoques: orientado a superficie y a volumen respectivamente. Teniendo en cuenta lo anterior han sido implementados programas para la visualización siguiendo ambos enfoques.



Con el objetivo de lograr una apariencia lo más realista posible en el proceso de visualización se utilizan técnicas de visualización que conjugan la posición del volumen y el observador en el espacio así como la luz incidente a fin de reproducir lo más fielmente posible las leyes físicas del mundo real. De la misma manera se pueden realizar extrusiones para revelar estructuras escondidas en el volumen, se puede lograr un efecto cinético de profundidad a través de rotaciones etc. Cuando las imágenes a visualizar hacen uso del color es necesario además realizar una fusión de la imagen en tonos de gris subyacente con la imagen funcional a color como puede ocurrir al procesar imágenes eléctricas cerebrales.

Los programas han sido diseñados para microcomputadoras IBM PC compatibles (386 al menos) con 16 MBytes de RAM y tarjetas gráficas SuperVGA. La interface usuario ha sido diseñada de forma interactiva a través de pop-up menus e incluye varios comandos para manipular el proceso de

visualización como : rotación, escala, cambio de parámetros de iluminación, selección de paletas, extrusiones etc.

## CONCLUSIONES

La implementación actual en microcomputadoras de última generación no permite realizar aún el proceso de visualización en tiempo real, pero esta limitación pudiera ser eliminada con el uso de una plataforma de cómputo más poderosa. Debe destacarse que para lograr una introducción adecuada de estas técnicas en la práctica clínica rutinaria todas las operaciones debieran ser realizadas en tiempo real o en tiempos aceptables para su uso interactivo. Debido al gran volumen de procesamiento inherente a estas técnicas la tendencia actual es el desarrollo de estaciones de trabajo especializadas de gran poder de cómputo para el trabajo tridimensional.

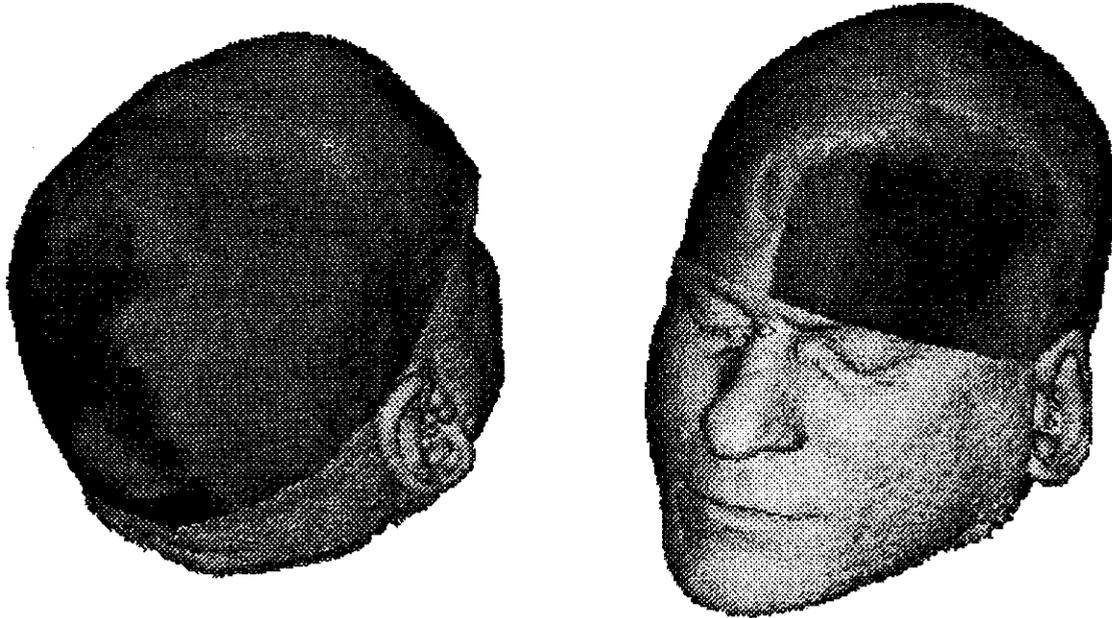


Figura 3: Mapas topográficos cerebrales tridimensionales.

#### BIBLIOGRAFIA

- Volumetric rendering of Computed Tomographic data: Principles and techniques. D.R.Rey, E.K.Fishman, D.Magid and R.A.Drebin. IEEE Computer Graphics & Applications. March 1990.
- Investigation of medical 3D-rendering algorithms. U. Tiede, K.H.Hoehne, M. Bohmans, A. Pommert, M. Riemer and G. Wiebecke. IEEE Computer Graphics & Applications. March 1990.
- 3D Visualization of tomographic volume data using the generalized voxel model. K.H.Hoehne, M. Bommans, A. Pommert, M. Riemer, C.Schiers, U.Tiede and G. Wiebecke. The Visual Computer, 1990, 6, 28-36.
- Volume Graphics. A.Kaufman, D.Cohen and R.Yagel. Computer. 1993, 26, 7, 51-64.
- Discrete ray tracing. R.Yage, D.Cohen and A.Kaufman. IEEE Computer Graphics & Applications. September 1992.

## SISTEMA DE ESTIMULACION, REGISTRO Y PROCESAMIENTO AUTOMATIZADO DE SEÑALES ELECTROFISIOLOGICAS

Esther E. Medina Herrera, Julio C. Peñalver Gonzáles, Luis Blanco Martínez, Arcadio Rodríguez Delgado.  
*ISMM "Dr. Luis Díaz Soto". Ciudad de La Habana.*

El impetuoso desarrollo científico-técnico logrado por las Ciencias Médicas y en particular, la creación de las Unidades de Cuidados Intensivos (UCI) y Centros de Atención al Paciente Traumático, han conducido a mejorar cualitativa y cuantitativamente la evolución de los mismos dada una mayor integración en dicha atención, lo cual se corresponde con la tendencia actual del enfoque multidisciplinario en la búsqueda de marcadores clínicos, electrofisiológicos, imagenológicos, neurobioquímicos y biodinámicos.

Sin embargo, la mayoría de las UCI en el mundo carecen de sistemas capaces de evaluar el estado funcional del SNC y cuentan sólo con la evaluación clínico-neurológica, acerca de la cual Plum y Posner contribuyeron decisivamente con sus investigaciones en pacientes comatosos (1). Por tal razón fue nuestro propósito crear un sistema que permitiera la evaluación del estado funcional del sistema nervioso central en pacientes portadores de traumatismo craneoencefálico severo y desarrollar un nuevo enfoque metodológico en nuestro medio al abordar el estudio de estos pacientes.

El Sistema de Estimulación, Registro y Procesamiento Automatizado de señales electrofisiológicas (SERPA) consta de los siguientes elementos: Electroencefalógrafo 7314 B/F, Estimulador Auditivo, Estimulador Electrónico MS-3, Fotoestimulador, Grabadoras de Biopotenciales de 4 pistas, los 5 elementos son de fabricación japonesa de la Firma Nihon-Kodhen y una microcomputadora IBM-Compatible con disco duro.

El procesamiento de las señales bioeléctricas cerebrales (espontánea y evocada) se realizó fuera de línea (off-line) para lo cual se utilizaron las siguientes variantes:

1. Procesamiento automatizado del EEG utilizando el paquete de programas (soft-ware) del Electroencefalógrafo Digital Medicid 03-M de la firma Neuronic S.A.
2. Procesamiento fuera de línea de los PEV y el ERG utilizando el Sistema de Estimulación Registro y Procesamiento Automatizado del equipo de propósitos específicos Neuropack-8 de fabricación japonesa de la firma Nihon-Kodhen.

Se realizaron 247 evaluaciones electrofisiológicas a 58 pacientes con el SERPA las cuales consistieron en estudios de la actividad bioeléctrica cerebral espontánea (EEG) y evocada. También se realizaron estudios de validación para estas señales bioeléctricas con el equipo EREV-12 de fabricación italiana y con el Neuropack 8 de fabricación japonesa sin que se observaran diferencias significativas entre los registros.

La creación del SERPA, ofreció la posibilidad de realizar registros neurofisiológicos a 58 pacientes en estado de coma postraumático.

La utilidad y eficiencia del SERPA fueron de estimable valor práctico ya que pudimos contar con un sistema en la UCI capaz de contribuir a la evaluación funcional del SNC de forma compleja, integral y repetitiva.

Cuenta con la ventaja de ser una evaluación no invasiva y junto a la cama del paciente.

Desde los primeros intentos en la Neurofisiología por mejorar los métodos de evaluación neurofuncional en pacientes comatosos, ha sido objetivo principal localizar áreas de disfunción encefálica y examinar las relaciones existentes entre el foco de disfunción neuronal y los estados neurofuncionales durante los diferentes estadios que siguen a la lesión traumática. Se ha reportado que dichos focos de disfunción neurológica pueden localizarse y ser expresión tanto de disfunción hemisférica cerebral, como de las diferentes estructuras en el tallo cerebral.

La evaluación de las alteraciones neurológicas es compleja, en especial, por la limitación del examen clínico al no poder contar con la cooperación del paciente en estado de coma postraumático. Ello es debido a dos razones fundamentales:

-La repercusión que sobre el estado de conciencia tiene la propia lesión traumática al producir ésta daño encefálico primario y secundario.

-Los efectos que sobre su estado neurológico tiene la terapéutica medicamentosa con sedantes y paralizantes musculares cuyo uso resulta imprescindible para el mantenimiento del soporte ventilatorio artificial en la fase aguda del TCE severo y disminuir la hiperreactividad paradójica que presentan estos pacientes.

Se añade a ello los constantes cambios en el curso temporal y la variedad de los signos clínicos de su estado neurológico.

Con la creación y utilización del SERPA se logró por primera vez en Cuba, el procesamiento automatizado del EEG cuantitativo fuera de línea con el Electroencefalógrafo Digital Medicid 03-M, por lo que se le adicionó una nueva posibilidad a ese equipo de fabricación nacional.

Se añaden a ello los constantes cambios en el curso temporal y la variedad de los signos clínicos de su estado neurológico.

Si tenemos en cuenta que el progreso en el manejo clínico de los pacientes portadores de TCE severo depende, en parte, de la prontitud y la certeza en la determinación de la severidad, de la extensión de la lesión y de la disfunción del SNC resultante del traumatismo, el neuromonitoreo constituye una necesidad, porque su aplicación ofrece ventajas. Estas radican en la objetividad de las variables registradas, el carácter incruento de las técnicas neurofisiológicas y la posibilidad de su aplicación repetitiva al lado de la cama del paciente (2).

Desde los primeros intentos en la Neurofisiología por mejorar los métodos de evaluación neurofuncional en pacientes comatosos, ha sido objetivo principal localizar áreas de disfunción encefálica y examinar las relaciones existentes entre el foco de disfunción neuronal y los estados funcionales del SNC durante los diferentes estadios que siguen a la lesión traumática y que no son, generalmente, posibles de evaluar objetivamente mediante el examen clínico-neurológico solamente (3). Se ha reportado que dichos focos de disfunción neurológica pueden localizarse y ser expresión, tanto de disfunción hemisférica cerebral, como de las diferentes estructuras en el tallo cerebral.

Por tal razón es que el estudio neurofisiológico incluye no sólo la actividad bioeléctrica cerebral espontánea (EEG), sino también la evocada (PEMM).

## Conclusiones

La aplicación de este novedoso enfoque metodológico contribuyó a una mejor valoración diagnóstica, pronóstica y terapéutica en estos pacientes

## Recomendación

Continuar el desarrollo de equipos de monitoreo neurofisiológico que permitan la evaluación neurofuncional de pacientes comatosos, independientemente de la etiología.

## BIBLIOGRAFIA

1. Plum F, Posner J. Disturbances of Consciousness and Arousal. En: Textbook of Medicine 18va ed. WB Saunders Company, Philadelphia, 1988, p.2056.

2. Moulton R, Kresta P, Ramírez M, Tucker W. Continuous automated monitoring of somatosensory evoked potentials in posttraumatic coma. J Trauma 1991;31(5):676-685.
3. Unwin DH, Giller CA, Kopitnik TA. Central Nervous System monitoring. What help. What does not. Surg Clin North Am 1991;71(4): 733-47.

# PROTOCOLO OPTIMO PARA LA ESTIMULACION MAGNETICA DEL SISTEMA NERVIOSO CENTRAL Y PERIFERICO

J.M. Martínez<sup>1</sup>, D. Díaz, P. Valdés

<sup>1</sup> Centro de Biofísica Médica, Universidad de Oriente  
Centro de Neurociencias de Cuba.

La estimulación magnética cerebral y de nervios periféricos es una novedosa técnica no invasiva, que puede ser utilizada en el diagnóstico de distintas enfermedades del Sistema Nervioso Central (SNC), así como en diversos estudios neurocognitivos. Una de las desventajas reconocida para este tipo de estimulación es la baja focalización o concentración de los campos eléctricos inducidos en la región a estimular, lo que conlleva a ser una estimulación difusa. De gran importancia para el desarrollo de esta técnica, es la evaluación de un protocolo óptimo de estimulación sobre la base de la obtención de los campos electromagnéticos inducidos para las bobinas estimuladoras. En el presente trabajo es evaluado el campo eléctrico inducido causante de la estimulación como función de las orientaciones y posicionamiento de las bobinas, se determina además sobre esta base de los campos inducidos las propiedades fundamentales de las corrientes de 'eddy' inducidas dado un modelo homogéneo infinito y conductor. Los resultados muestran, que la estimulación magnética depende tanto de las propiedades espacio-conductivas del medio así como la orientación y la configuración del estimulador.

La estimulación vía magnética de distintas partes del organismo humano, es definida en la actualidad como una nueva técnica no invasiva, que permite explorar y evaluar las respuestas electrofisiológicas de los tejidos nerviosos cuando estos son sometidos a la presencia de estímulos magnéticos<sup>1,2</sup>.

La estimulación vía magnética hoy en día es comprendida, como la activación nerviosa provocada por los campos eléctricos inducidos en las regiones cercanas a los tejidos, debido a un flujo de corriente variante en el tiempo que circula por la bobina estimuladora. Si bien es conocido que son estos

campos eléctricos inducidos los causantes de la estimulación nerviosa y que a mayor concentración o focalización de los mismos es encontrada la activación de la vía nerviosa<sup>3</sup>, aun no son bien comprendidas las características y propiedades que deben exhibir las corrientes inducidas por estos campos para lograr una estimulación determinada. A pesar de la gran utilidad que ha tenido esta técnica en el diagnóstico clínico, en el estudio de enfermedades del sistema nervioso tales como: esclerosis múltiple<sup>4</sup>, esclerosis lateral miotrófica<sup>5</sup>, y en estudios de conducción nerviosa<sup>6</sup>, sus aplicaciones clínicas hoy en día continúan siendo muy limitadas dado a que no ha sido posible construir un modelo sistemático que permita determinar los parámetros óptimos de la bobina de los cuales depende una estimulación efectiva. En este trabajo determinamos los parámetros óptimos de estimulación como son: configuraciones de bobinas, colocación así como las corrientes inducidas que permitan lograr un protocolo de estimulación que pueda ser eficazmente utilizado durante el tratamiento clínico.

## Campos Inducidos

Para un medio conductor isotrópico como el mostrado en la fig.1, es posible encontrar una relación sencilla para la

corriente inducida  $\vec{J}_{ohm}(\vec{r})$ , conocido el campo eléctrico  $\vec{E}(\vec{r})$ . Para la cual  $\vec{J}_{ohm}(\vec{r}) = \sigma \vec{E}(\vec{r})$ , donde  $\sigma$ , es la conductividad eléctrica de los tejidos<sup>7</sup> De manera que si conozco el campo eléctrico puedo determinar de la misma manera la corriente inducidas por los mismos.

Para  $\vec{E}(\vec{r})$  bajo la aproximación de cuasiestacionaridad<sup>8</sup> y

para frecuencias propias de estimulación magnética (10KHz), no es difícil determinar que el campo eléctrico inducido satisface:

$$\nabla^2 \vec{E}(r, \omega) = j\omega \mu \vec{J}_c(r') \quad (1)$$

donde  $\mu = 4\pi e^{-7}$  es la permeabilidad magnética del vacío,

$\vec{J}_c(r')$  es la corriente que circula por la bobina.

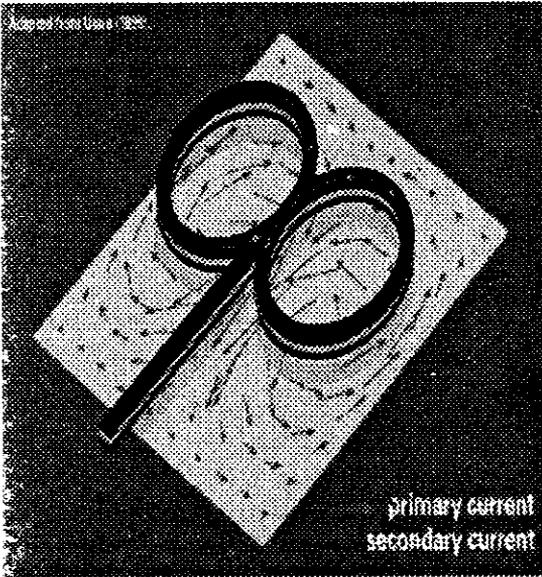


Fig. 1 Bobina de figura de ocho en la cual se muestra las corrientes a lo largo de la bobinas de la bobina estimuladora y corrientes inducidas en sentido opuesto en un plano paralelo al plano de la bobina. Una representación vectorial de estas corrientes es determinado por las saetas, donde la magnitud es representada por el tamaño de la misma y la dirección es mostrada por la dirección relativa que toma respecto al plano.

La solución vectorial para la ecuación de Hemholtz inhomogénea (1), puede ser encontrada desde las componentes longitudinales y transversales de  $\vec{E}(r, \omega)$  y a través del teorema vectorial de Green<sup>9</sup>, estableciéndose para el campo en un medio infinito y homogéneo la solución vectorial:

$$\vec{E}(\vec{r}) = j\omega \mu \int \vec{\Xi}(\vec{r}, \vec{r}') \cdot \vec{J}_c(\vec{r}') d^3 \vec{r}' \quad (2)$$

donde  $\vec{\Xi}(\vec{r}, \vec{r}')$  es la función de Green diádica, solución de la ecuación de Laplace homogénea<sup>6</sup>.

En todas las configuraciones de bobinas analizadas, el pulso de corriente variante en el tiempo es igual 100 [A/ms], con radios que varían desde 3cm hasta 5cm, según sea el tipo de bobina.

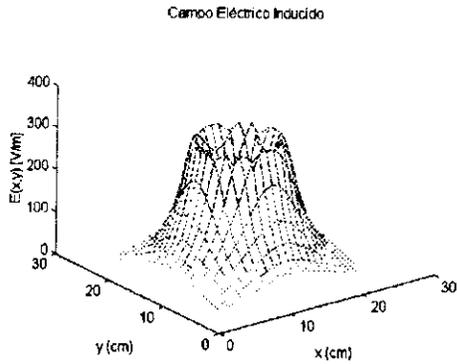
## Conclusiones

El presente análisis nos permite arribar a las siguientes conclusiones fundamentales para lograr un protocolo efectivo de estimulación vía magnética.

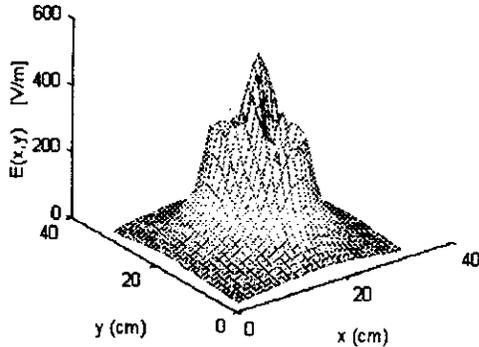
- Los campos eléctricos inducidos son atenuados con el inverso de la distancia desde el plano de estimulación, y las corrientes inducidas por los mismos será proporcional a la conductividad  $\sigma$  de los tejidos. A mayor conductividad del tejido, mayor será el valor de la corriente de estimulación.
- Las bobinas de "figura 8", proporcionan mejor concentración (focalidad) de los campos eléctricos inducidos. Por consiguiente es mucho más efectiva para explorar regiones profundas dentro de la corteza cerebral, así como para la estimulación de miembros inferiores.
- Para estas bobinas la mayor intensidad de estimulación es lograda en un plano paralelo al plano que sustentan las bobinas y en el tope entre las dos bobinas. A medida que nos alejamos del tope la intensidad del campo disminuye considerablemente.
- Para una bobina circular, la mayor intensidad del campo eléctrico es registrada en la proximidades del radio de la bobina y su mayor concentración es lograda cuando el plano de la bobina es perpendicular al plano de estimulación.

Fig.2. (A) Distribución espacial de la magnitud del campo eléctrico inducido para una bobina circular de radio 5 cm, por debajo de un plano paralelo al plano de la bobina como función de 'xy', calculado sobre la base del modelo ecuación (2). (B) Intensidad del campo eléctrico inducido sobre el eje de simetría de la bobina como función de la profundidad. (C) Campo eléctrico inducido para una bobina "figura de ocho" a 1 cm por debajo, de su plano de simetría de radios de 3.5 cm. (D) Magnitud del campo eléctrico inducido como función de la distancia desde el eje de simetría y 1 cm por debajo de su plano, como función de la distancia a su eje de simetría. Las curvas son obtenidas a una distancia desde el centro de la bobina desde 0.5 a 4 cm [ con un paso de 0.5 ].

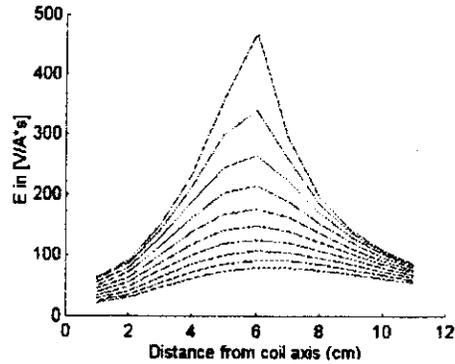
La distancias entre los topes de las bobinas es de 2 cm.



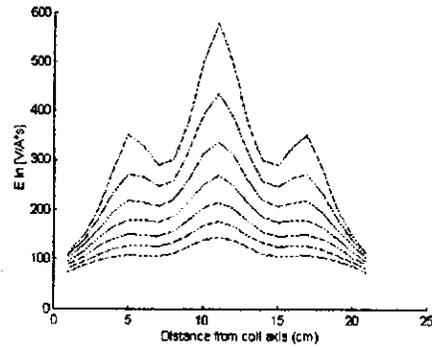
A  
Induced Electric Field



C



B



D

## BIBLIOGRAFIA

- [1] Barker, A.T., Freeston, I.L and Jalino, R. Magnetic stimulation of the human brain and peripheral nervous system: an introduction and results of an initial clinical evaluation. *Neurosurgery*, 1987, 20 100-109.
- [2] Ploson, M.J.R, Baker, A.T ' Stimulation of nerve trunks with time-varying magnetic fields.' *Med. Biol. Eng. Comp.* , vol 20, 1982.
- [3] Barker, A.T., Freeston, I.L and Jalino, R. Clinical evaluation of conduction time measurements in central motor pathways using magnetic stimulation of the human brain. *Lacent*, 1986, I:132501326.
- [4] Barker, A.T., Freeston, I.L and Jalino, R. Clinical evaluation of conduction time measurements in central motor pathways using magnetic stimulation of the human brain. *Lacent*, 1986, I:132501326.
- [5] Hallet, M and Cohen L.G ' Magnetism a new methods for stimulation of nerve and brain ' *J. Am. Med Associ.*, 1989, 262 , 538-541.
- [6] Claus, D Harding A.E. Hess C.W, Mills KR: Central motor conduction in degenerative a taxic disorders: A magnetic stimulation study. *J. Neurol Neurosurg Psychiatry* 1988; 51
- [7] Bardly Roth, S, Momen, Robert Turner. Algorithm for the desing of magnetic stimulation coils. *Med. & Bilog. & Comp.* 1994, 32.
- Grandori F, Ravazzani, P Magnetic stimulation of the motor cortex- Theoretical considerations In: *IEEE Trans. Biom. Eng Vol, 38 No 2*, 1991.
- [8] Foster and Schwan, H, P. Dielectric Properties of tissues and biological materials: a critical Review. *CRC Crit. Rev Biomed. Eng.* 1989, 17.
- [9] Morse and Feshbach. *Methods of theoretical Physics. McGRAW-HILL BOOK COMPANY, INC.* 1953.

# TOPOGRAFIA POR ESTIMULACION MAGNETICA TRANSCRANIAL (EMT).

J.M. Martínez<sup>1</sup>, D. Díaz, P. Valdés

<sup>1</sup> Centro de Biofísica Medica, Universidad de Oriente  
Centro de Neurociencias de Cuba.

Para un eficiente diagnóstico y evaluación clínica de enfermedades del Sistema Nervioso Central (SNC) por medio de la estimulación magnética es necesario obtener los mapas topográficos de las corrientes inducidas en la superficie cortical, que son inyectadas por las bobinas estimuladoras. En el presente trabajo son calculados los mapas topográficos de las corrientes inducidas en la corteza cerebral durante la estimulación magnética, como función de la orientación y la configuración de la bobina. Un modelo de volumen conductor esférico es considerado para representar las propiedades espaciales y conductivas de la cabeza. Los resultados muestran que dos fuentes de corrientes son las causantes de la estimulación: (a) el campo magnético variante en el tiempo que induce un campo eléctrico en el tejido por inducción electromagnética y (b) la distribución de carga que se establece en la superficie del tejido, que genera su propio campo eléctrico.

La estimulación nerviosa vía magnética, es una nueva técnica de estimulación que ha sido muy utilizada para la estimulación no-invasiva de diferentes partes del cuerpo humano. Activaciones motoras y funcionales importantes han sido registradas debido a la presencia de bobinas magnéticas, colocadas cercanas a la superficie de la cabeza<sup>1,2</sup>, así como de nervios periféricos<sup>3</sup>. La estimulación magnética, ocurre por la presencia del campo eléctrico que se induce en los tejidos debido a un pulso de corriente variante en el tiempo que circula por la bobina estimuladora (ver fig.1).

La topografía por su parte de (EMT), es una nueva herramienta muy útil en el diagnóstico y evaluación de enfermedades desmielinizantes del S.N.C tales como: esclerosis múltiple<sup>4</sup>, esclerosis lateral motrofica<sup>5</sup> en las cuales a demostrado ser muy efectiva. Los mapas topográficos de las corrientes inducidas sobre la corteza determinan una correlación exacta entre el tipo de distribución de corriente inyectada por las bobinas y la consiguiente respuesta neurofisiologica registrada por la electromiografía.

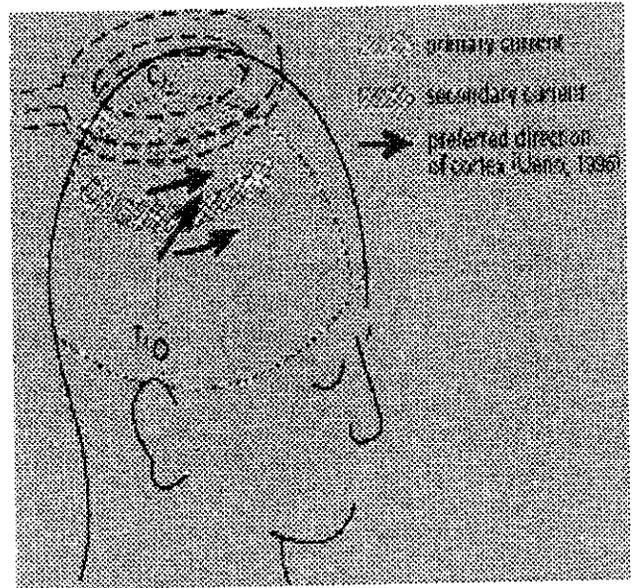


Fig.1 Ensayo experimental de estimulación vía magnética. Se muestra las corrientes primarias que circulan por la bobina y las corrientes inducidas sobre la corteza, así como la orientación preferencial de la misma.

Es reconocido en la actualidad la gran variabilidad entre sujeto y sujeto bajo las mismas condiciones experimentales. Esto en buena medida condiciona a que no sea posible la construcción de un protocolo para la evaluación precisa de esta técnica. Una solución encontrada para salvar este escollo es justamente determinar los mapas topográficos de las corrientes inducidas durante la estimulación, dada la alta correlación que existe entre estos y la respuesta fisiológica. En el presente trabajo presentamos una primera aproximación de los mapas topográficos de las corrientes inducidas, en un volumen conductor esférico e isotrópico<sup>6</sup>; similares modelos han sido utilizados para interpretar los registros del electroencefalograma (EEG), así como del magnetoencefalograma (MEG).

Una formulación escalar es seguida para el cálculo de los mapas topográficos. Los campos electromagnéticos inducidos en la esfera quedan determinados para una corriente

sinusoidal  $\vec{J}_C(r', t) = \vec{J}_C(r')e^{-j\omega t}$  que circula por la bobina

estimuladora como:  $\nabla \times \vec{E}(\vec{r}) = -j\omega \vec{B}_c(\vec{r})$ , lo que

determina finalmente para el campo eléctrico

$$\vec{E}(\vec{r}) = -j\omega \vec{A}(\vec{r}) - \nabla \varphi(\vec{r}) \quad (1)$$

siendo  $\vec{A}(\vec{r})$  y  $\varphi(\vec{r})$  los potenciales vectorial magnético y escalar eléctrico estimados para la esfera<sup>7</sup>

La ecuación (1) muestra la dependencia de las dos fuentes que contribuyen a la estimulación magnética. El primer término es producto del campo magnético variante en el tiempo que circula por la bobina y el segundo es debido a la acumulación de cargas que estos generan sobre la superficie.

En los ejemplos considerados, el pulso de corriente variante en el tiempo que fluye por la bobina es igual 100 A/μs, con radios de las bobinas de 3 cm, con una separación entre las bobinas es de 1cm aproximadamente.

En la fig.2 son mostrados los mapas topográficos de las corrientes estáticas inducidas en la esfera más interna, calculadas sobre la base de la ecuación (1). En la misma se describe el comportamiento de las corrientes inducidas para distintas profundidades, arrojando mayor concentración y por consiguiente estimulación a una distancia no muy alejada del plano de la bobinas estimuladoras.

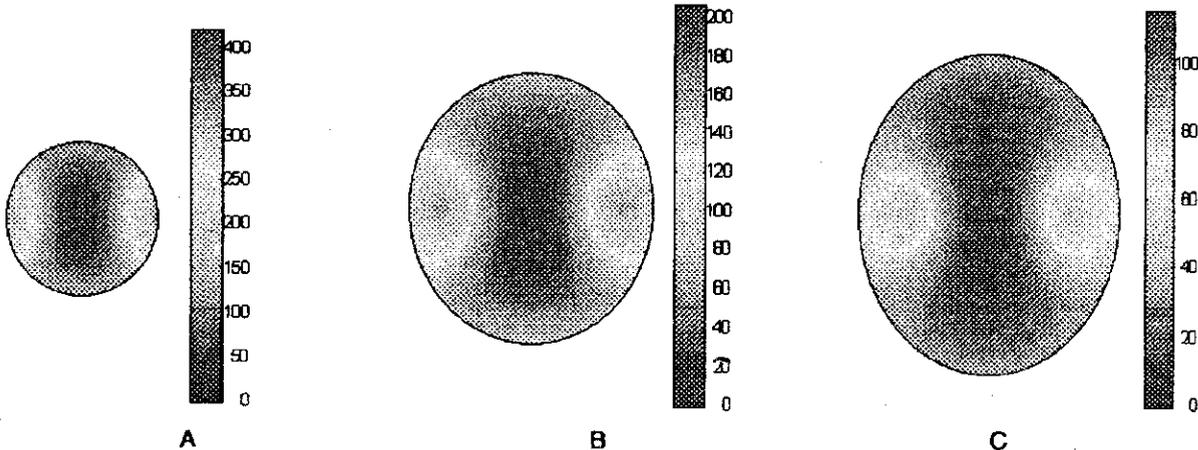


Fig.2 Mapas de isocontornos interpolados a escala de grises para los campos eléctricos inducidos sobre la esfera para una bobina de "figura de 8", el eje de simetría de las bobinas, se encuentra a 1 cm por encima y centrada sobre la esfera. El primer corte se hizo a 2cm por debajo de la bobina (A), a 4cm (B), y a 6cm (C) respectivamente. La máxima concentración se obtiene para el primer corte y la intensidad y la concentración disminuyen considerablemente para distancias más alejadas del eje de simetría de las bobinas.

En las simulaciones realizadas durante este estudio, se demuestra la existencia de dos fuentes fundamentales que contribuyen a la aparición de la estimulación nerviosa vía magnética. Una primera contribución y fundamental en orden de magnitud debido a la bobina estimuladora y una segunda no menos importante debido a las características espacio-conductivas de los tejidos a ser estimulados. Un análisis detallado de la influencia de las configuraciones y orientaciones de los estimuladores sobre los experimentos de estimulación ha sido desarrollado en estudios anteriores<sup>8</sup>, en todo estos casos se analizan los parámetros de los que depende la estimulación, solo en un medio sin frontera, sin introducir las deformaciones que se producen en estos campos cuando son limitados por una región.

El modelo a pesar de ser un modelo esférico, arroja resultados interesantes acerca de como debe de ser la distribución espacial de las corrientes inducidas en la cabeza durante los experimentos de estimulación magnética. Estos primeros

modelos de corrientes inducidas nos permiten establecer una conexión entre el tipo de distribución de corriente que es la necesaria para lograr una estimulación determinada y los correspondientes parámetros de la bobina a estimar para lograr dicha estimulación. De nuestro análisis podemos afirmar que:

- Una mayor latencia es registrada, cuando las corrientes inducidas sobre la región se encuentran paralelas y en el mismo sentido que la dirección relativa a sobre la cual se encuentran orientados los tejidos. Y no es producida o muy difusa en el caso contrario.
- Una mayor selectividad de la zona de estimulación es lograda para configuraciones de bobina de "figura de 8".

#### BIBLIOGRAFIA

- [1] Barker, A.T., Freeston, I.L and Jalino, R. Magnetic stimulation of the human brain and peripheral nervous

- system: an introduction and results of an initial clinical evaluation. *Neurosurgery*, 1987, 20 100-109.
- [2] Ploson, M.J.R, Baker, A.T ' Stimulation of nerve trunks with time-varying magnetic fields.' *Med. Biol. Eng. Comp.*, vol 20, 1982.
- [3] Amassian V.E and Cracco, R.Q ' Focal stimulation of human cerebral cortex with the magnetic coil: A comparison with electrical stimulation.' in : *Electroenceph. clin. Neurophysiol.* vol 74, pp 401-416, 1989.
- [4] Barker, A.T., Freeston, I.L and Jalino, R. Clinical evaluation of conduction time measurements in central motor pathways using magnetic stimulation of the human brain. *Lacent*, 1986, 1:132501326.
- [5] Hallett, M and Cohen L.G ' Magnetism a new methods for stimulation of nerve and brain ' *J. Am. Med Associ.*, 1989, 262, 538-541.
- [6] S. Rush ' eeg Electrode Sensitivity- An Application of Reciprocity' in IEEE Trans on Biomedical Eng. vol BME 16, No 1, January 19699.
- [7] S. Rush ' eeg Electrode Sensitivity- An Application of Reciprocity' in IEEE Trans on Biomedical Eng. vol BME 16, No 1, January 19699.
- [8] Roth B.J., Cohen L.G., Hallett, M., Friauf, ' The electric field Induced during Magnetic stimulation ' in *Magnetic motor Stimulation : Basic Principles and Clinical Experience*, vol 43, 1991.

## APLICACIÓN DE CONCEPTOS DE LOS CONJUNTOS DIFUSOS EN EL PROCESAMIENTO AUTOMÁTICO DEL EEG

Juan L. Rodríguez<sup>1</sup>, Alejandro Riquenes<sup>2</sup>, Eduardo Lazo<sup>3</sup>, Rolando Biscay<sup>1</sup>

1. Centro de Neurociencias de Cuba

2. Instituto de Cibernética, Matemática y Física, CITMA

3. Universidad de La Habana

Los estudios hechos a través de los años, reflejan la existencia de relaciones entre la actividad eléctrica cerebral y los distintos estados funcionales y patológicos; todo esto ha conllevado a un gradual perfeccionamiento de los métodos empleados en el análisis de los registros electroencefalográficos (y poligráficos en general), y a la necesidad de introducir medios computadorizados para el tratamiento de la información contenida en el electroen-cefalograma (EEG).

El trabajo de clasificación y análisis visual de los EEG por parte de especialistas humanos, en general, es tedioso y consume mucho tiempo. Adicionalmente, debido a la complejidad de la tarea, existen diferencias entre las clasificaciones hechas por especialistas de distintos laboratorios e incluso entre las hechas por especialistas del mismo laboratorio, o entre las hechas por un mismo especialista, en un segundo análisis del mismo dato. De ahí la gran importancia de sustituir este trabajo con métodos automáticos que sean más rápidos, objetivos y replicables.

De la teoría de conjuntos, conocemos que para un conjunto ordinario dado, cada elemento del universo, pertenece o no pertenece al conjunto. Los conjuntos difusos, propuestos por Zadeh [1], son una generalización de los conjuntos clásicos donde se considera un grado de pertenencia para cada elemento. Puede asumirse que este grado de pertenencia es un número en el intervalo [0,1]. La Función de Pertenencia (FP) de un conjunto es precisamente el medio de asociar un

valor de pertenencia a cada elemento del universo. El contar con descripciones difusas de los objetos y mecanismos de inferencia difusos, nos permite obtener una representación difusa del conocimiento, lo cual es necesario en la modelación de una serie importante de problemas. Por ejemplo, en la medicina, la mayoría de las decisiones diagnósticas se basan en un conocimiento impreciso o imperfecto del fenómeno. En este caso las fuentes de imprecisión pueden estar en el proceso de medición, al registrar un determinado parámetro, o en la propia definición del parámetro (ej: temperatura "alta"), o en la confianza del especialista al emitir un juicio determinado o una regla (ej: Si la "temperatura es alta" y la "inflamación es severa", entonces es "casi segura" la presencia de una infección). La teoría de los conjuntos difusos y la lógica difusa permiten el tratamiento de estos problemas de manera elegante y eficiente.

La aplicación de técnicas difusas en el análisis automatizado del EEG ha sido reportada en diversos trabajos. El presente trabajo aborda el problema del reconocimiento automático de actividades y patrones en el EEG utilizando conceptos de la teoría de conjuntos difusos. Se exponen los resultados obtenidos con clasificadores automáticos de actividades características de los registros de sueño. Estos resultados demuestran la validez de este enfoque.

## Metodología en las aplicaciones

La metodología seguida en la detección automática de actividades en las aplicaciones que hemos desarrollado se compone de los siguientes pasos:

1. Extracción de rasgos o características típicas de la actividad a detectar. Estos rasgos se extraen siguiendo un enfoque mimético, es decir, imitando el razonamiento de los especialistas humanos. La extracción y selección de los rasgos adecuados es en sí, un problema complejo y que requiere de comprobación práctica. Los rasgos que hemos utilizado son los descriptores de las ondas (fig. 1) o resultantes de análisis espectral de la señal.
2. Lo que realmente se mide es la certidumbre con la que el rasgo alcanza el valor adecuado para el tipo de actividad que se este analizando (según el criterio de especialistas). Cada rasgo se trata como un conjunto difuso, con una función de pertenencia asociada que es la que determina el valor de certidumbre con la que un valor alcanza el valor esperado para ese rasgo.

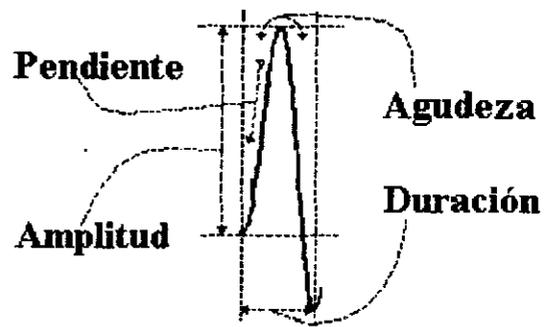


Figura 1. Parámetros fundamentales que describen una onda

Resulta importante resaltar que el valor que debe alcanzar el rasgo puede ser un valor que dependa del registro en particular que se este analizando, como en el caso de amplitud alta o movimientos rápidos de los ojos, lo que hace necesario en la detección de este tipo de actividades una etapa inicial de calibración de estos parámetros. Las funciones de pertenencia de los conjuntos difusos es otro tema de discusión actual, en nuestras aplicaciones se han utilizado funciones del tipo como se ilustra en la figura 2.

$$\mu(X) = \begin{cases} e^{-\left(\frac{\mu-x}{\sigma_1}\right)} & x \leq \mu \\ e^{-\left(\frac{x-\mu}{\sigma_2}\right)} & x \geq \mu \end{cases}$$

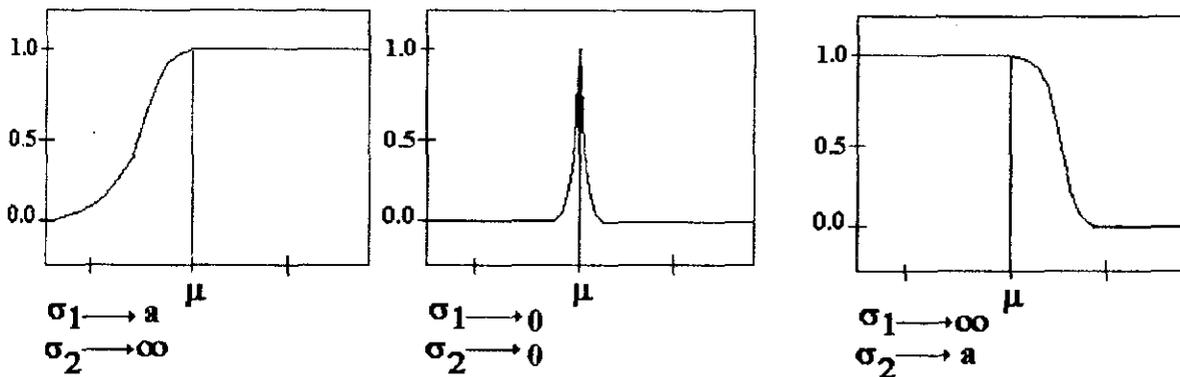


Figura 2. Variantes de funciones de pertenencia al cambiar sus parámetros.

3. En general, la señal se preprocesa con filtrajes [2] y se descompone la señal en ondas [3], acorde con la actividad a detectar, antes de pasar al proceso de detección como tal.
4. Para analizar la detección de la actividad en el registro, este se divide en ventanas de análisis, el tamaño de la ventana, depende de la actividad a detectar, de la localidad que la

caracteriza. La presencia de la actividad en cada ventana se toma como el mínimo de las certidumbres de la presencia de cada rasgo, esto equivale a la intersección de los conjuntos difusos que representan cada rasgo.

5. Se pueden definir formas de integrar la certidumbre de la presencia de las actividades en las ventanas de análisis

para medir la certidumbre de la presencia de actividades en ventanas de tiempo; como es el caso del análisis de los registros de sueño, donde la presencia de las actividades es importante medirla por épocas. Diferentes formas de estas combinaciones pueden verse en [4,5,6].

Detectores automáticos que siguen esta metodología han sido aplicados en la implementación de un clasificador automático de etapas de sueño en registros de adultos [4] y un estudio preliminar en registros de recién nacidos [6]. En ambos casos se reportan concordancias en las clasificaciones automático - experto satisfactorias, 76% en 10 registros en el primer caso y un 78% en sólo 2 registros en el segundo. Además en [5] puede verse la concordancia del clasificador automático con el experto en cuanto a otros métodos de evaluación de la calidad de la clasificación.

Por el tipo de problema que plantea el reconocimiento de actividades en el EEG donde la aseveración acerca de la presencia de la actividad no puede ser absoluta, las ideas de los conjuntos difusos tienen aplicación. Actualmente estamos trabajando en la aplicación de los conceptos de los conjuntos difusos de una manera más flexible, en cuanto a la combinación de las certidumbres de la presencia de los indicadores de cada actividad.

Otros problemas del procesamiento automático del EEG, como la incorporación de análisis contextual en el EEG, también pueden ser abordados con esta óptica.

#### BIBLIOGRAFIA

1. Zadeh, L. A (1965). Fuzzy sets. Inform. and Control, 8, 338-353.
2. Gevins A. S., Remond A. (1986) Handbook of Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, Eds, Revised Ser, Vol.1, Elsevier Science, Amsterdam.
3. Gotman J., Gloor P. Automatic recognition and quantification of interictal epileptic activity in the human scalp EEG. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 41: 513-529. 1976.
4. Riquenes A. (1995). Tesis de Maestría, Instituto de Cibernética, Matemática y Física, CITMA
5. Riquenes A, Barreiro A., Rodriguez J.L. (1997). A fuzzy approach to automatic sleep staging. Enviado a International Journal of Biomedical Computing.
6. Rodriguez J.L., Hernández A., Riquenes A. (1997). Estudio preliminar de clasificación automática de etapas de sueño en neonatos. Memorias del II Taller Iberoamericano de Reconocimiento de Patrones.

---

## METODO COMPUTACIONAL PARA LA CARACTERIZACION DE LA EVOLUCIÓN CLINICA

Frank Morales Aguilera

*Centro de Neurociencias de Cuba*

Se describe un método que posibilita incorporar a las microcomputadoras la información necesaria para dotarlas de la capacidad de analizar, interpretar y aportar la información clínica necesaria acerca de los cambios evolutivos que manifiestan cada una de las variables clínicas seleccionadas para evaluar la evolución clínica en un paciente, o a grupo de estos sometidos a un estudio de seguimiento de un determinado tratamiento médico o ensayo clínico, con una alta precisión y con un ahorro considerable de tiempo.

En el presente trabajo se describe método computacional para la creación de sistemas computadorizados orientados a la caracterización de la evolución clínica, con una eficiencia demostrada en su aplicación para la evaluación y el seguimiento desde el paciente crítico hasta el paciente con patologías crónicas. La implementación del método permite conocer de manera más descriptiva la esencia de todos los cambios evolutivos de cada una de las variables clínicas que se seleccionen para efectuar una investigación biomédica, y a

su vez permite clasificar su estado evolutivo posibilitando de esta manera al investigador o al médico llegar a la toma de decisiones utilizando el comportamiento real de las mismas en el tiempo, y emitir pronósticos con una mayor precisión. El método consiste en la elaboración de varios procedimientos matemático-computacionales y de ingeniería del conocimiento que permitan valorar integralmente el comportamiento evolutivo de las variables clínicas evaluadas en los correspondientes periodos establecidos; con ayuda de estos el investigador o el médico podrá recibir recomendaciones acerca del estado evolutivo con un significativo ahorro considerable de tiempo y con una alta precisión. La representación del conocimiento se basa en la teoría de los conjuntos difusos [Zadeh 65], y las reglas de producción y la máquina de inferencia se basan en la lógica difusa y el razonamiento temporal [Kohane 86] respectivamente.

## Método

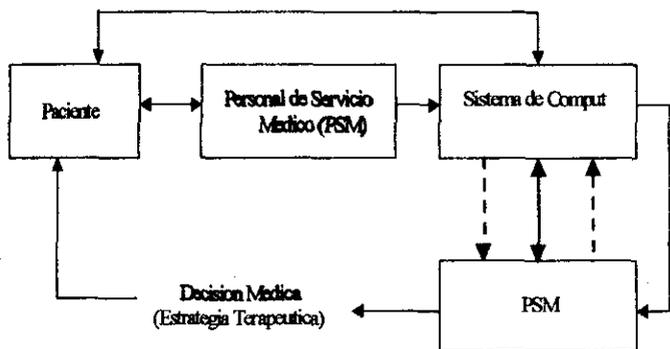


Grafico 1: Estructura del enfoque sistémico-funcional para la toma de decisiones médicas

En el gráfico 1 se ilustra la estructura del enfoque sistémico-funcional para la toma de decisiones medicas que tiene como base metodológica el presente trabajo. Se observan los procederes que realizan el Personal de Servicio Médico(PSM) ya sean investigadores, médicos, enfermeras, medios de diagnósticos, etc., para la obtención de la información acerca de los aspectos clinico-asistenciales de los pacientes. Existen dos modos de obtención de la información off-line(fuera de línea) u on-line(en línea). Para el modo on-line la información se incorpora al Sistema de Computo(SC) a través de sensores o equipos que se conecte directamente al SC, y de esta manera el PSM pueda interactuar con el paciente en tiempo real, y el otro modo es el off-line, primeramente se realiza el procesamiento inicial de la información primaria estructurada y representada a través de variables clínicas, posteriormente todos los valores obtenidos se introducen en el SC que puede ser un Sistema Experto o Sistema Basado en el Conocimiento. El SC posibilita la interpretación automática de los datos clínicos y a su vez su integración para brindar el estado evolutivo, resultado de las comparaciones de los valores con los de periodos anteriores y con valores de normalidad, dichas inferencias permiten de esta manera generar hipótesis acerca del comportamiento de cada uno de los cambios evolutivos sufridos por el paciente. A cada inferencia realizada para cada variable según el estado evolutivo del paciente, se asociara un grado de posibilidad ya sea de mejoría, estabilidad, o de empeoramiento. Después de obtener toda una panorámica acerca de la evolución clínica el PSM puede elaborar nuevas estrategias para el seguimiento ulterior o inmediato del paciente, opción que el SC almacenaría así como otros criterios que estimen necesarios los especialistas para el enriquecimiento del potencial de razonamiento automático del Sistema para futuras consultas, permitiendo a su vez que el SC pueda conjugar el conocimiento heurístico obtenido en cada consulta con el conocimiento formal previamente definido en la representación de la misma variable clínica que

constituye la célula básica del conocimiento formalizado. De esta manera el Sistema de Computo orientado al análisis de la evolución clínica podrá además de resolver problemas como los descritos anteriormente, tener la capacidad de justificar las conclusiones a que llegue, ser capaz de explicar porque hace una determinada pregunta, poder adquirir nuevos conocimientos, perfeccionar los que ya posee y razonar heurísticamente, utilizando reglas que los expertos humanos consideran eficaces.

Para darle solución a todos los procedimientos que se enumeran anteriormente es inevitable concebir un orden que permita una realización computacional con una adecuada eficiencia. En correspondencia con esto el método consta de 7 Etapas o Fases las cuales se enumeran a continuación:

*I Etapa: Identificar la naturaleza de la patología en estudio. Definir la propiedades de las variables clínicas(VC).*

*II Etapa: Diseño y desarrollo de la modelación de la información médica(VC) basado en los conjuntos difusos.*

*III Etapa: Determinar los parámetros evolutivos de las variables clínicas seleccionados.*

*IV Etapa: Diseño de las reglas de clasificación de los estados evolutivos de las variables clínicas.*

*V Etapa: Diseño y desarrollo de los procederes lógico-matemáticos para la interpretación e integración de los cambios evolutivos.*

*VI Etapa: Diseño de la Base de Conocimientos que aportan los Grados Evolutivos de las VC.*

*VII Etapa: Definir la arquitectura funcional del Sistema de Computo. Diseño y desarrollo de los módulos de adquisición y procesamiento de las variables clínicas, así como de los módulos de caracterización de la evolución clínica.*

*VIII Etapa: Implementación y validación del comportamiento del Sistema*

## CONCLUSIONES

En la actualidad se aplica el método en la creación del CLECOS\_FUZZY, que es un Sistema computadorizado orientado a la caracterización evolutiva de pacientes sometidos a monitoreo de EEG intraoperatorio, y se elaboró el Sistema CLECOS\_P[Frank 95], para el control de la evolución clínica en pacientes con enfermedad de Parkinson sometidos a trasplante neural, el cual posibilito evaluar la eficacia del trasplante en la enfermedad de Parkinson así como obtener una mejor caracterización evolutiva. El método se ha puesto a validación por parte de los especialistas médicos recibiendo avales de aceptación, demostrándose de esta manera la eficiencia del mismo.

## BIBLIOGRAFIA

[Zadeh 65]. L. A. Zadeh. Fuzzy sets. *Information and Control*, 8:338-353, 1965.

[Kohabe 86]. Kohabe I. Temporal reasoning in medical expert systems. In: R. Salomon, B. Blum, and J. Jorsequen, eds.

*Proceedings of the 5th World Congress on Medical Informatics. MEDINFO 86. Amsterdam: North-Holland, 1986:170-74.*

[Frank 95]. Morales F. et. al. CLECOS\_P: Clinical Evolution Control System on Parkinsonian Patients Undergoing Neural Trasplantation. In: Greenes RA, Peterson HE, Protti DJ, eds. *Proceedings of the 8th World Congress on Medical Informatics. MEDINFO 95. Amsterdam: North-Holland, 1995:626-30. ISBN 0-9697414-1-3.*

## SISTEMA PARA LA REHABILITACION DE TRASTORNOS DE ATENCION EN ADULTOS.

Ada Miriam Peña García, María Antonieta Bobes León, Yuriem Fernández García

*Centro de Neurociencias de Cuba*

Actualmente uno de los problemas más complejos dentro de la Neuropsicología está relacionado con la rehabilitación de funciones perdidas como consecuencia de daño cerebral. Este problema resulta una emergencia, que surge a partir de la existencia de una amplia población de pacientes con alteraciones en sus funciones psíquicas superiores, a causa de daños en su sistema nervioso central.

Tradicionalmente la rehabilitación de funciones perdidas se ha centrado casi por completo en la rehabilitación física y de lenguaje, y muy pocas veces se han utilizado métodos terapéuticos en casos de amnesias, trastornos espaciales, trastornos de atención, agnosias, etc; sin embargo, en principio y dependiendo de la actividad profesional del paciente, un trastorno de atención resulta igualmente incapacitante para su desempeño adecuado.

La gran difusión que las computadoras han tenido durante los últimos años abre nuevas posibilidades en la rehabilitación de pacientes que sufren trastornos consecuentes a lesiones cerebrales. Con frecuencia las habilidades requeridas para la ejecución satisfactoria de algunos ejercicios y juegos computarizados, son precisamente las mismas que quisiéramos rehabilitar en un paciente con daño cerebral: coordinación viso-motora, atención, tiempos de reacción, etc. Esto ha conducido al diseño de programas computarizados encaminados específicamente a entrenar tal tipo de habilidades, en los cuales es posible graduar el grado de dificultad de las tareas, organizarlas de acuerdo con el defecto particular, conocer los progresos del paciente, etc.

Muchos especialistas llevan sobre sus hombros la difícil tarea de modificar hábitos, habilidades, estilos de enfrentamiento y de rehabilitar y/o estimular capacidades perdidas o deterioradas, sin embargo, carecen de las herramientas necesarias para cumplir su propósito con la eficiencia deseada, a esta situación se suma la necesidad de profundizar aún más en el conocimiento de los mecanismos

implicados en la rehabilitación. Es por eso que se empeñan en la búsqueda de estrategias alternas que permitan, al menos de forma parcial, recuperar el defecto existente.

Es por eso que en el Centro de Neurociencias de Cuba desarrollamos este proyecto, el que tiene como base fundamental el conocimiento básico acumulado por los especialistas de nuestro centro, por una parte, en las diferentes esferas de procesamiento cognitivo (atención, memoria, lenguaje, etc) y por otra parte en el desarrollo de software especializado para su uso en las neurociencias.

Debido a su diseño y flexibilidad, el sistema puede ser empleado con múltiples fines:

- Para la rehabilitación de trastornos de atención como secuela de daño cerebral. Este ha sido el móvil fundamental del proyecto dada la gran necesidad de una herramienta terapéutica con estas características para ser usada preferentemente en adultos.
- Trabajar como objetivos clínicos secundarios, otras estructuras y procesos del sistema cognitivo, Ej: sistemas categoriales y memoria semántica.
- Ser usado por profesionales docentes en procesos educativos con individuos que poseen problemas de atención.
- Para entrenamientos de atención tan específicos como se desee. Ej: entrenamiento a jueces o árbitros de diferentes especialidades deportivas.
- Como una herramienta para la evaluación de la atención, muy necesaria en la selección de personal para ocupar puestos de trabajo que exijan grandes requerimientos de este proceso cognitivo. Ej: radaristas, etc

### Desarrollo

El sistema sugiere una estrategia de rehabilitación dividida en tres módulos fundamentales:



Rehabilitación para atención Sostenida y Dividida: se basa fundamentalmente en la presentación de CPT auditivos y

visuales independientemente (atención sostenida) y la presentación simultánea de ellos (atención dividida).



Rehabilitación para alternancia de atención: consiste en la automatización del test de tachado muy utilizado en la evaluación psicológica tradicional.



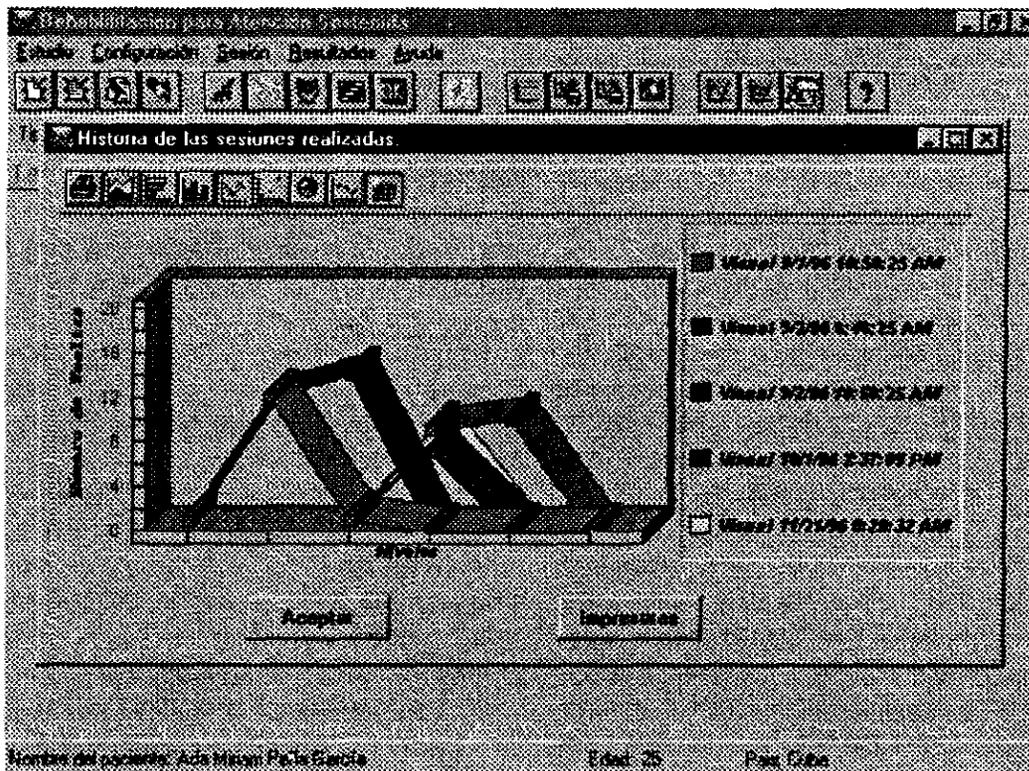
Rehabilitación para atención selectiva: consiste en una tarea donde se involucra la capacidad del sujeto para detectar e indentificar estímulos preestablecidos en medio de un contexto informativo distractil (vigilancia con distractores).

#### Características más generales del sistema.

- Los tres módulos constan de una interface común, de manera que el usuario o rehabilitador no tiene que enfrentarse ante cada módulo a un nuevo medio ambiente.
- Cada módulo posibilita una configuración dinámica de las variables correspondientes a las tareas psicológicas durante la ejecución de las mismas: tiempo de presentación e interestímulo, porcentos de aciertos a evaluar, total de estímulos, frecuencia de aparición del target (estímulo "blanco", el cual exige la respuesta del sujeto), tipo de target, etc.
- Los módulos funcionan de manera similar a los video juegos, donde el proceso de rehabilitación culmina con la llegada al último nivel. Estos niveles han sido previamente

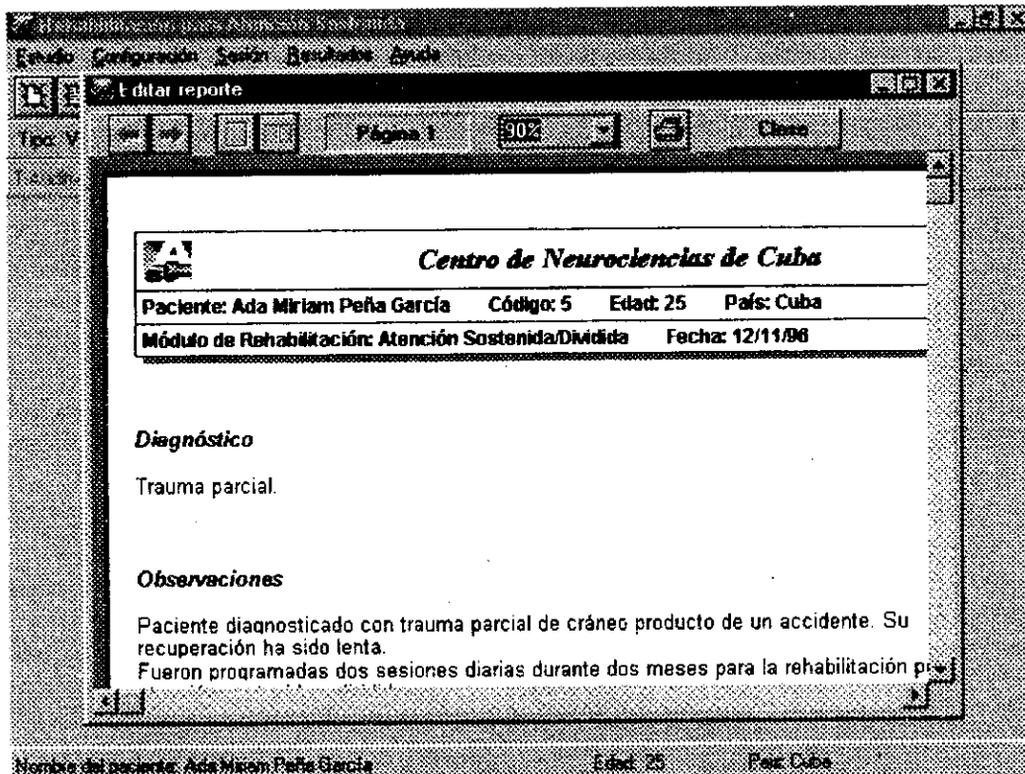
definidos de acuerdo a tipos de target y condiciones. Además cada módulo presenta dos modos de trabajo: uno manual; en el cual el especialista tiene la libertad de imponer un nivel y dentro de este, las variables que desea, logrando con ello un elevado grado de autonomía en el enfrentamiento a múltiples individualidades, además de abrir las puertas a nuevas investigaciones y otro automático; que opera de acuerdo a condiciones preestablecidas por el colectivo que acometió este proyecto, donde le brindamos, a un experimentador no especializado, una estrategia de entrenamiento.

- Los datos de los pacientes, así como los resultados del proceso de rehabilitación, son almacenados y manipulados por el sistema mediante bases de datos. Esto facilitará el procesamiento estadístico de la información almacenada para estudios futuros.
- El sistema, de una ejecución a otra, mantiene la configuración alcanzada por cada sujeto, en cada módulo. Esto permite que el rehabilitador o entrenador no tenga que anotar o memorizar dónde terminó la sesión anterior de el paciente en cuestión.
- El experimentador tiene la posibilidad de ver cómo marcha la ejecución de la sesión que se está realizando, así como la comparación con otras sesiones ya efectuadas, para llevar un correcto seguimiento del paciente.



- Cada módulo presenta una ayuda la cual resulta de vital importancia en tanto brinda toda la información necesaria al usuario en cualquier momento de la ejecución del sistema.
- En cada módulo permitimos la edición de un reporte, donde se puede mostrar la evolución del proceso de

rehabilitación o entrenamiento, así como observaciones complementarias del especialista. En el caso de pacientes, este reporte puede ser anexado a la historia clínica.



## Conclusiones

### Valor científico.

Este resultado constituye un logro científico ya que una nueva estrategia de rehabilitación o entrenamiento de la atención ha sido incluida en este software, basada fundamentalmente en el cambio de material de estimulación y del nivel de procesamiento requerido para la respuesta del sujeto, que hace que este generalice las habilidades adquiridas a diferencia de los métodos automatizados tradicionales que solamente consiguen el entrenamiento de una tarea particular.

### Valor social.

Actualmente en nuestro país la rehabilitación de pacientes con daño cerebral se centra fundamentalmente en la rehabilitación física y de lenguaje, por lo que contar con esta herramienta, integrado en un plan de rehabilitación integral de la esfera cognitiva, resulta novedoso, pues provee al terapeuta cubano de una sólida herramienta para trabajar en la búsqueda del

potencial máximo de recuperación de los pacientes con trastornos de atención.

El uso de este sistema permitirá que la consulta de rehabilitación que hoy brindamos sea mas eficiente pues podremos atender a casi el triple de la cantidad de pacientes que diariamente hoy atendemos, es decir, se beneficiará a un mayor número de pacientes mediante esta asistencia.

El sistema podrá ser empleado para numerosos estudios científicos relativos a la atención debido a la flexibilidad que hemos puesto en su diseño.

En estos momentos esta siendo aplicado en el Centro Internacional de Salud "La Pradera", con pacientes provenientes del CIREN que presentan entre otras secuelas como producto de daño cerebral, alteraciones o déficits en la esfera cognitiva, específicamente en aquellos donde el proceso de atención está deteriorado. Hasta el momento los resultados obtenidos son alentadores.

# CAPA DE ABSTRACCION DEL HARDWARE EN EQUIPOS DE NEUROFISIOLOGIA

José Carballosa

*Centro de Neurociencias de Cuba.*

En la clínica como en la experimentación neurofisiológica el estudio de magnitudes eléctricas o magnéticas que varían rápidamente con el tiempo y que tienen su origen en la actividad de las células del sistema nervioso es una herramienta ineludible. A las variaciones de dichas magnitudes en el tiempo se le conoce como *señales eléctricas o magnéticas*.

Por su naturaleza, estas señales toman valores muy pequeños, del orden de los milivolts, y se encuentran frecuentemente contaminadas con ruido. Por ello, para hacerlas disponibles en la forma apropiada es imprescindible disponer de un *equipo de registro* capaz de amplificarlas y eliminarles el ruido. En estos equipos es importante poder ajustar ciertos parámetros como el factor de amplificación (la ganancia) y las frecuencias del ruido a eliminar (el filtraje).

Las señales de interés pueden provenir de la actividad generada espontáneamente o de la respuesta evocada en el sistema nervioso por un proceso de estimulación. Para hacer posible la segunda variante es imprescindible constar con un *equipo de estimulación* capaz de presentar estímulos de diferente naturaleza (visual, auditiva y sensorial) repitiendolos de manera combinada. En estos equipos es importante poder ajustar parámetros como las características de los distintos estímulos a emplear, las características de la forma en que se repiten y las características de la forma en que se combinan (el paradigma).

La forma en que estas señales deben ser observadas varía mucho entre estudios, requiriendo frecuentemente transformaciones complejas. Para solucionar de manera general este problema se emplean *equipos computadorizados* capaces de muestrear periódicamente en el tiempo las señales y convertirlas en vectores de valores digitales a los que se les puede realizar el procesamiento apropiado en una computadora. En estos equipos es importante poder ajustar parámetros como el período de muestreo, la secuencia de canales a muestrear, el número de muestras a adquirir cada vez y la señalización que permita sincronizar el proceso de adquisición con el comienzo de un estímulo.

A pesar de que los equipos que se han desarrollado están orientados a dar solución a un mismo conjunto de requerimientos, incluso con las mismas técnicas, existe una gran *variedad tecnológica* entre las soluciones empleadas. En particular hay gran variedad en los valores válidos para los diferentes parámetros del hardware (ganancias y filtraje de los

canales, características de los estímulos, paradigma y temporización, período de muestreo, canales a muestrear y sincronización del muestreo, etc.). Así mismo, varían mucho los mecanismos de transferencia de comandos de control y de modificación de los valores de los parámetros, así como los mecanismos de transferencia de los datos.

El control de los equipos de neurofisiología en el software de instrumentación generalmente encuentra en esta variedad un escollo para su portabilidad a otras plataformas de hardware. Aun cuando algunos sistemas son concebidos para trabajar en un solo equipo, nos encontramos ante el mismo problema al realizar mantenimiento debido a mejoras tecnológicas o a adiciones concebidas para acomodar cambios en los requerimientos. La tarea de controlar los equipos se simplifica significativamente si se establece una *capa de abstracción del hardware* responsable de ocultar o abstraer las diferencias del hardware a las capas superiores del sistema.

Una capa de abstracción del hardware o HAL (según sus siglas en Inglés) es una fina capa de software que provee quien factura el equipo y que opera en un nivel intermedio entre el hardware y el software de aplicación. Esta capa provee un juego de *rutinas* que hacen posible y sencillo el desarrollo de los programas de aplicación y que son las responsables de ocultar los detalles dependientes del hardware. Todos los accesos al hardware desde la aplicación pasan a través de la HAL, la cual trata directamente con el hardware del equipo. De esta forma la HAL tiene la oportunidad de limar las diferencias entre los equipos. Las rutinas de la HAL ocultan detalles como interfaces de entrada/salida, controladores de interrupción, mecanismos de comunicación entre procesadores, etc. Dichas rutinas posibilitan que un mismo programa cubra una aplicación en diferentes plataformas de hardware haciendo transparentes las dependencias del hardware para el resto del sistema de aplicación. Por medio de la HAL el hardware de diferentes equipos se ve igual desde el sistema de aplicación, eliminando la necesidad de entallar el programa de aplicación al hardware con que se comunica.

## Diseño e instrumentación

La tarea de definir la interfaz de una HAL para equipos de neurofisiología, como de cualquier otro hardware, necesariamente está regida por los requerimientos de las aplicaciones de este campo. En efecto, es de aquí de donde deben salir las funcionalidades o rutinas que la conforman.

Hemos descrito que para hacer disponible las señales eléctricas del sistema nervioso es necesario el ajuste de parámetros como ganancias y filtraje de los canales, características de los estímulos, paradigma y temporización, período de muestreo, canales a muestrear y sincronización del muestreo. De modo que es evidente que se requiere un juego de funciones que permitan realizar estas tareas. Lo ideal es disponer de una función de este tipo para cada parámetro del hardware; pues así se puede modificar independientemente uno de ellos sin tener que alterar el resto. A manera de complemento conviene tener funciones para preguntar el valor actual del parámetro en el equipo.

```
SetParameter(NewValue);
Value := GetParameter;
```

También hemos dicho que los valores válidos para cada parámetro varían mucho de equipo a equipo. Luego conviene tener en la interfaz funciones para preguntar dichos valores. Estas funciones son útiles en el chequeo, en la preparación de las listas de selección de los valores a escoger e incluso en la determinación de si un equipo en concreto cumple los requerimientos de una aplicación en cuestión.

```
ValidValues := GetValidParameters;
```

Si una funcionalidad puede no estar presente en un equipo, no es responsabilidad de la HAL simular su existencia. Luego, es importante disponer además de funciones que permitan averiguar si estas están presentes o no.

```
CapabilityFlags :=
GetHardwareCapability(CapabilityID);
```

A modo de ejemplo, veamos el juego de funciones para el parámetro *ganacia*.

```
GainValue := GetGain;
SetGain(GainValue);
ValidGainValues := GetValidGains;
GainCapability :=
```

```
GetHardwareCapability(GainCapability);
```

Además de ajustar los parámetros del hardware presentes con valores válidos, es preciso disponer de funciones independientes que comanden los procesos de estimulación y adquisición; dando comienzo o fin a los mismos.

```
StartRecording;
StopRecording;
StartStimulation;
StopStimulation;
```

La adquisición de los datos con las marcas que nos permitirán correlacionar los estímulos dados requiere de funciones para preguntar si hay un dato esperando (muestra o bloque de muestras, según corresponda), para transferir el dato al área de datos de la aplicación y para extraer las marcas de los estímulos.

```
ReadyFlag := GetDataReady;
```

```
Sync := GetDataSync;
GetData(Data);
```

A modo de completamiento, serán necesarias funciones para controlar la ocurrencia de errores; bien sea en el uso de la interfaz (ej. en la violación de los valores válidos) o en la operación interna con el equipo (ej. demora excesiva del hardware para responder a comandos).

```
ErrorFlag := GetError;
```

Así mismo, conviene tener funciones para controlar el acceso simultáneo por más de una aplicación a su interfaz, colocando secciones críticas en el uso de los recursos del equipo.

```
BeginHardware;
EndHardware;
```

Finalmente, veamos un esquema simplificado del uso de estas funciones:

```
BeginHardware;
ErrorFlag := GetError;
if ErrorFlag <> OkFlag then
Exit;
SetParameter(ParameteValue);
...
StartRecording;
StartStimulation;
repeat
ReadyFlag := GetDataReady;
if ReadyFlag then begin
Sync := GetDataSync;
GetData(Data);
DataProcessing(Data);
end
else
IdleProcessing;
until StopCondition;
StopRecording;
StopStimulation;
EndHardware;
```

La instrumentación de la HAL que hemos descrito puede variar mucho, en dependencia de la plataforma de desarrollo de aplicaciones que se trabaja.

Es posible darle cuerpo a estas ideas en forma de un módulo más del sistema, cuya interfaz está compuesta por las rutinas descritas. Debe desarrollarse un módulo de este tipo para cada hardware que se desee considerar.

Es conveniente evitar que el código del módulo forme parte integral del código final del sistema; pues de este modo si se desea que dicho sistema pueda trabajar con varios equipos, hay que incluir el módulo correspondiente a todos ellos, así como código para determinar cuál se debe usar. Además, si fuera necesario portar el sistema a un nuevo hardware, habría que modificar el código del sistema para acomodar un módulo

más. Con este enfoque el tamaño del sistema crece con el número de equipos en los que es capaz de trabajar.

Un enfoque más flexible es el de dar cuerpo independiente al código correspondiente al juego de rutinas de la HAL para un equipo en concreto. El módulo así construido sirve de manipulador (*driver*) para el equipo. Los mismos pueden ser construidos y agregados a la aplicación independientemente de ella y entre sí. En los diferentes sistemas operativos existen conceptos que permiten darle cuerpo a este enfoque. Ejemplo de ellos son los *drivers* de los sistemas operativos, las bibliotecas de enlace dinámico (*DLL*) y los programas residentes en memoria (*TSF*).

#### Conclusiones

Con el uso de esta HAL además de resolver el problema original de la portabilidad, se obtuvieron un conjunto de beneficios adicionales:

- se independizó en gran medida los desarrollos del hardware y de las aplicaciones

- se redujo el tamaño de las aplicaciones
- se simplificó la distribución y actualización del software
- hizo posible realizar demostraciones de las aplicaciones sin necesidad de la presencia física del equipo, haciendo uso de *drivers* simuladores

#### BIBLIOGRAFIA

- [1] Carballosa J. y otros, "Software Development Kit for Electrophysiological Signals Processing", MEDINFO 95 Proceedings, 1995, Vol 1, 723.
- [2] Long D., "Designing DLLs for Multiple Client Applications", Microsoft Development Network, 1993
- [3] Charles Petzold, "Programming Windows 3.1", Microsoft Press, 1992.
- [4] "Microsoft Windows Software Development Kit", Vol-1: Reference, 1990