



XXII Seminario de Ingeniería Biomédica
Núcleo de Ingeniería Biomédica
Facultades de Medicina e Ingeniería
UdelaR

Electroencefalograma Cuantitativo o Mapeo Cerebral

Fernando León Moloney
fmoloney@montevideo.com.uy

Resumen. El electroencefalograma cuantitativo (qEEG), al igual que los EEG convencionales, recogen las señales eléctricas del cerebro mediante electrodos, pero esta vez las ondas amplificadas alimentan una computadora. A partir de un qEEG podemos visualizar las señales de EEG en diferentes perspectivas utilizando la información para producir una representación bidimensional o tridimensional de la actividad eléctrica del cerebro. El interés en ésta técnica se sustenta en su sensibilidad para la detección de patrones anormales de actividad eléctrica, especialmente en ondas de bajo voltaje, además de aportar mejor localización anatómica de lesiones, al compararla con los EEG convencionales.

Debido a que el número de electrodos o puntos de medición es reducido en comparación con la superficie encefálica, la generación de mapas de actividad encefálica requiere calcular un número muy superior de puntos a partir de los puntos medidos, para así obtener una imagen adecuada.

La generación de los mapas cerebrales consiste en asociar a cada uno de los puntos sobre la superficie craneal el valor de voltaje eléctrico que le corresponde según la medición realizada por el EEG. Asociando una escala de color a los voltajes se pueden generar mapas de colores.

Palabras Claves: Electroencefalograma cuantitativo, mapeo cerebral, electroencefalograma digital, cartografía cerebral.

1. Introducción

El electroencefalograma (EEG) es el registro clínico más empleado para la evaluación funcional del cerebro. Es una técnica no invasiva y se emplea desde hace mucho tiempo para la detección rápida de estados disfuncionales del cerebro.

La definición del término electroencefalografía se debe al neuropsiquiatra H. Berger, que fue el primero en efectuar registros de la actividad eléctrica cerebral en el hombre. A lo largo de su investigación describió las características principales del EEG, tal como se interpretan en la actualidad.

La interpretación de los trazos electroencefalográficos requiere de un alto grado de conocimiento y entrenamiento. Para empezar, el electroencefalografista debe poder distinguir entre una actividad que puede presentar desviaciones reales del trazo, tales como una punta epiléptica, o el efecto debido a un artefacto, por ejemplo movimiento o falso contacto de los electrodos.

El análisis de la actividad eléctrica cerebral se lleva a cabo en varias etapas. Las variaciones periódicas se clasifican según su frecuencia y su lugar de aparición; la continuidad de estas variaciones o su modificación según las condiciones de registro deben tomarse en cuenta. Se debe llevar a cabo una proyección espacial, de tal manera que se asocien los fenómenos eléctricos registrados con las distintas regiones corticales.

La trayectoria que siguen los distintos accidentes observados en la superficie se asocia además a su instante de aparición. Estos tres tipos de análisis (espectral, espacial y temporal) deben compararse con registros obtenidos en sujetos normales; es decir, también se efectúa un análisis estadístico.

2. Desarrollo

Adquisición de las Señales

La detección de las señales electroencefalográficas se realiza por medio de electrodos superficiales de plata forrados de cloruro de plata.

Normalmente, los registros superficiales de la actividad eléctrica cerebral se obtienen en forma de diferencias de potencial entre un electrodo activo y otro de referencia (idealmente inactivo), en función del tiempo; esto da como resultado un conjunto de señales tomadas en distintos puntos del cuero cabelludo. A partir de este conjunto se trata de establecer relaciones espaciales o temporales de distintas estructuras que contribuyen a la producción de un fenómeno espontáneo o provocado.

El primer problema que se encuentra es la selección de una configuración o montaje de electrodos que permita el muestreo espacial adecuado.

Cada electrodo es un punto de registro, sin embargo, para que este registro se realice debe disponer de dos terminales, por lo que se debe seleccionar los electrodos que serán la fuente de señal registrada en el EEG, y ello dependerá de la cantidad de canales disponibles y del propósito del registro, por lo que la primera decisión será seleccionar entre registros monopolares y registros bipolares.

En el registro monopolar se toma la señal de cada electrodo independientemente de los demás. Este electrodo debe estar situado a potencial cero, por lo que es ubicado preferentemente en el lóbulo de la oreja, en el mentón o en el mastoides.

En el registro bipolar se toman parejas de electrodos, y se registran las diferencias de tensión entre cada par de puntos. Sin embargo, debido al número enorme de combinaciones posibles el examen no rendiría información interesante, por lo que es más efectivo, realizar combinaciones o montajes.

Los montajes clasificados por la Federación Internacional de EEG y Neurofisiología son los Longitudinales y los Transversales. La figura 1 muestra la disposición de los mencionados montajes:

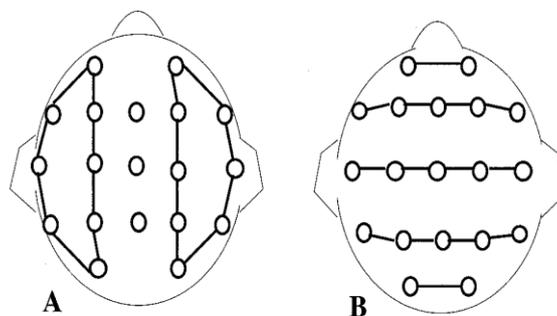


Figura 1 - Tipos de Montaje

A. longitudinal bipolar, B. transversal bipolar. Cada segmento situado entre dos puntos representa un canal de registro.

La selección del montaje y del número de electrodos resulta de un balance entre las consideraciones teóricas y prácticas. El número de electrodos debe ser suficiente para que la interpolación tenga significado, mientras que se debe conservar un conjunto fácilmente manejable por el usuario.

La colocación de los electrodos se efectúa siguiendo el esquema estándar internacional denominado sistema 10-20. El mismo se puede apreciar en la Figura 2.

Referencia de collar. Esta referencia es un conductor circular cerrado, constituido de una trenza metálica envuelta en fieltro empapado de un líquido salino, que se envuelve alrededor del cuello. Esta referencia es fácil de aplicar y no necesita ningún tipo de búsqueda de equilibrio eléctrico.

Estimación de valores intermedios

Para la reconstrucción de la actividad eléctrica sobre toda la superficie del cuero cabelludo se necesita aplicar un algoritmo de interpolación a los trazos. Este algoritmo transforma un número limitado de valores medidos sobre el sitio de los electrodos, en un conjunto uniforme sobre toda la superficie craneana.

La interpretación correcta de las cartografías depende de la calidad del método de interpolación.

Varios métodos de interpolación han sido propuestos para efectuar la reconstrucción de la actividad eléctrica del cerebro.

Interpolación por ponderación o baricéntrica: Consiste en estimar los valores en un punto, tomando una combinación lineal de los potenciales registrados en los electrodos más próximos. A cada potencial se le asigna un valor de ponderación en función de la distancia entre el electrodo y el punto a interpolar. Este método es muy rápido y muy fácil de implantar, pero proporciona resultados mediocres.

Interpolación polinomial: Este método estima el potencial en un punto cualquiera por medio del empleo de una combinación en base a funciones polinomiales, ya sea de un sub-conjunto o de la totalidad de los valores registrados en los electrodos.

Esta técnica tiene la ventaja de ser más precisa que el método baricéntrico, pero es muy sensible a variaciones locales.

Interpolación por funciones "spline": Las funciones spline se forman en base a expresiones polinomiales que presentan una continuidad en los puntos de unión. Los resultados obtenidos son en general superiores a los de los otros métodos.

Las funciones de splines esféricos para la interpolación, se definen de la siguiente forma:

Sea $W(x,y)$ el valor de voltaje interpolado en el punto $P(x,y)$, sea S una proyección esférica de $P(x,y)$, sea E_i la ubicación esférica del electrodo i -ésimo, la fórmula del spline esférico de grado m , para N electrodos es de la siguiente forma:

$$W(x, y) = C_0 + \sum_{i=1}^N C_i * g_m(\cos(S, E_i)) \quad (1)$$

Donde $\cos(S, E_i)$ representa el coseno del ángulo entre los vectores S y E_i y g_m se expresa como:

$$g_m(x) = \frac{1}{4\pi} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{2n+1}{(n(n+1))^m} P_n(x)$$

Con P_n el polinomio de Legendre de grado n . Por su parte, los polinomios de Legendre se definen recursivamente de la siguiente forma:

$$P_n(1) = 1, \forall n$$

$$P_{n+1}(x) = \frac{2n+1}{n+1}xP_n(x) - \frac{n}{n+1}P_{n-1}(x), n \geq 1$$

Dado que conocemos los voltajes en los E_i , correspondientes a las ubicaciones de los electrodos y estableciendo la siguiente condición:

$$\sum_{i=1}^n C_i = 0$$

Podemos construir un sistema de ecuaciones lineales para calcular los C_i de la siguiente forma:

Sea G_m una matriz $N \times N$ tal que $G_m[i,j] = g_m(\cos(E_i, E_j))$.

Sea $C = [c_1, c_2, \dots, c_N]^t$, $U = [1, 1, \dots, 1]^t$ y $W = [W_1, W_2, \dots, W_N]^t$, entonces:

$$G_m * C + c_0 U = W$$

$$U^t C = 0$$

De esta manera, resolvemos el sistema planteado para obtener los coeficientes C_i . Una vez que éstos han sido calculados, la ecuación 1 permite interpolar el voltaje a cualquier punto sobre la superficie semiesférica craneal.

Procesado de la señal.

Las señales del EEG sin procesar son de una magnitud muy pequeña, y son contaminadas por ruido e interferencias. Por ello deben pasar por varias etapas para ser limpiadas.

Mediante amplificadores de instrumentación se aumenta la amplitud de las ondas eléctricas cerebrales, ya que estas van de 10uV a 100uV y son captadas por electrodos ubicados en diferentes zonas de la corteza cerebral: frontal, central y occipital.

La señal pasa por un filtro pasabajo de tercer orden en cada canal. El rango de información de la señal tiene una frecuencia de 1 a 25 Hertzios, por lo que los primeros filtros tendrán ese ancho, lo que permite eliminar cualquier interferencia de la red eléctrica que supere los 50 Hertzios.

Después se aplica un algoritmo para eliminar de la señal los ruidos no deseados provocados por movimientos del paciente, como el parpadear, el movimiento de los ojos, el tragar, y el movimiento de las extremidades.

Para eliminar el ruido provocado por elementos externos al paciente, como el provocado por maquinas, trafico, vibraciones, etc. se emplea un filtro espacial Laplaciano, que detecta las diferencias entre los canales individuales por encima de eventos mayores.

El filtro espacial Laplaciano aplica una operación que le resta a la señal de cada electrodo la media de la señal de sus vecinos más próximos.

Es frecuente que uno o más electrodos produzcan una salida errónea, ya sea por el mal contacto del electrodo con el cuero cabelludo del paciente, a pesar del gel que se utiliza para el examen. Para eliminar esto se utiliza un algoritmo de limitación que elimina aquellos canales que producen señales erróneas para que estas no sean procesadas.

Extracción de características.

Aquí se crea una representación más manejable y significativa de la señal original del EEG. Un método de extracción de características es el de “banda de potencial espectral”, en el que a cada canal se le aplican 4 filtros pasabanda digitales. Estos filtros están basados en las ondas Alfa (8-13 Hz), Beta (>13 Hz), Delta (0-4 Hz) y Theta (4-8 Hz), que son las cuatro bandas de frecuencia mas estudiadas en el EEG(se pueden apreciar en la Figura 3), las mismas representan diferentes formas de actividad cerebral.

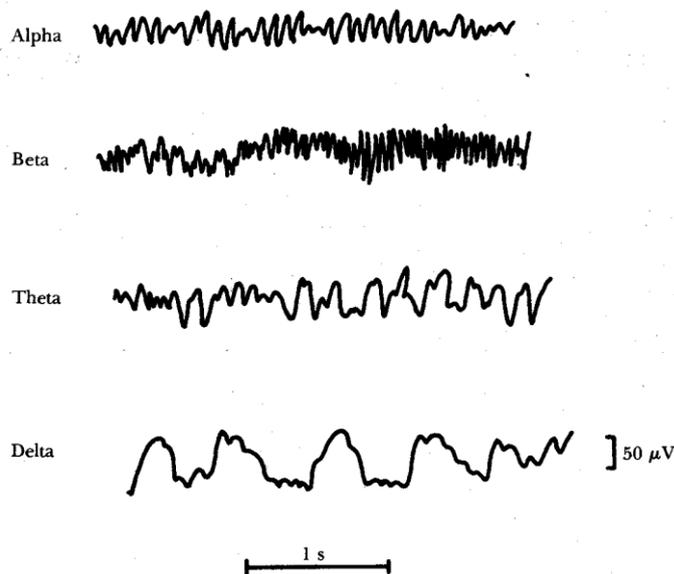


Figura 3 - Ritmos normales en electroencefalografía.

Acondicionamiento de señal.

La última etapa analógica de los canales convierte las señales de entre +12V y -12V a señales entre 0 y 5V para que el microcontrolador las lea sin problemas.

Mediante un microcontrolador se hace la conversión analógica/digital, para transmitir los datos al computador. El microcontrolador realiza la conversión alternando un canal a la vez, así sucesivamente en tiempo continuo.

En el computador mediante un software desarrollado, se reciben los datos, reconstruyendo las señales originales del EEG. Aquí son pasadas por algoritmos de filtrado digital, eliminación de ruidos, análisis espectral y de coherencia.

Codificación de información

Estas paletas permiten la representación de los niveles del potencial y por lo tanto de la distribución de los valores.

La figura 4 muestra mapeos cerebrales con la asignación de colores correspondiente.

Normalmente se asigna el color azul (que se puede considerar como un color "frío") a los potenciales positivos, que corresponden a una "inactividad" de una zona de la corteza. En el otro extremo de la paleta, el color rojo se asigna a las deflexiones negativas que corresponden a una respuesta activa de la región bajo estudio.

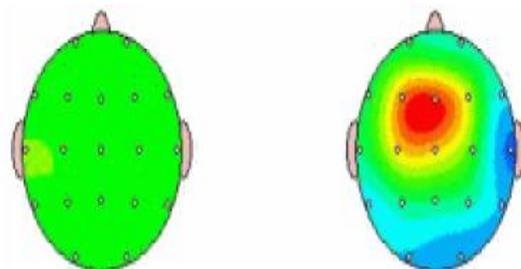


Figura 4 – Mapeos Cerebrales

Presentación de resultados

El mapa obtenido de la codificación en colores de los valores interpolados debe ser proyectado para su presentación al usuario, ya sea en la pantalla de la computadora o en papel. La superficie de la cabeza se lleva a un plano sobre un mapa circular o elíptico, en el caso de una representación bidimensional (Figura 5), o sobre una superficie que simula la forma de la cabeza, en el caso de una representación tridimensional (Figura 6).

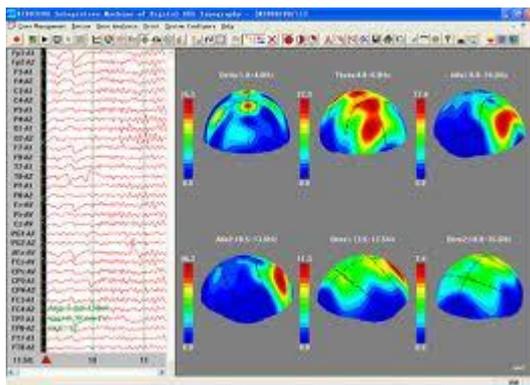


Figura 5 – Mapeo Cerebral 2D

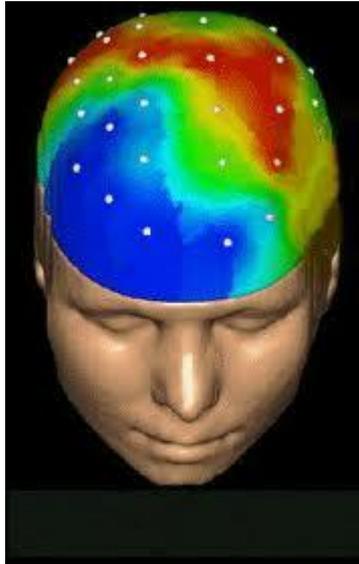


Figura 6 – Mapeo Cerebral 3D

3. Conclusiones

El mapeo cerebral presenta innumerables ventajas en lo que respecta a la adquisición y procesamiento de los potenciales neurológicos. La reducción en el número de componentes, la disminución de las dimensiones físicas, el bajo consumo de potencia y el desarrollo de una interfaz gráfica de usuario de fácil entendimiento y manipulación, constituyen características esenciales del sistema.

El interés principal del mapeo cerebral reside en su capacidad de presentar la información en forma de mapas en dos o tres dimensiones, en donde se sintetiza el contenido de todas las señales registradas en los electrodos. De esta manera, las relaciones espacio-temporales entre las distintas regiones corticales pueden establecerse de una forma mucho más fácil y los fenómenos de muy corta duración, que son difíciles de detectar sobre los trazos, aparecen claramente sobre la cartografía.

La capacidad de las computadoras actuales ha permitido el desarrollo de sistemas cartográficos mucho más sofisticados. Los mapas se presentan en colores sobre una superficie que representa el cuero cabelludo, junto con la posibilidad de efectuar una selección del tipo de montaje, del modo de animación, del rango dinámico de la paleta, etc.

4. Bibliografía

[1] Dr. Rodolfo G.A. Ferrero, Dr. Alejandro R. Ferrero (1995, Mayo 24). Análisis Computado del EEG. 1ª edición.

[2] Ing. Franco Simini (2007, Abril). Ingeniería Biomédica perspectivas desde el Uruguay. 1ª edición.

[3] Jorge Rodríguez, Gerardo Facenda, Antonio Eblen- Zajjur (2011). Cartografía Cerebral 3D obtenida a partir de electroencefalogramas en papel.

[4] Gisella Borja, Tatiana Ortega, Alejandro Romero. Diseño e implementación de un equipo para la adquisición y visualización en pc de señales electroencefalográficas. Prospect. Vol. 8, No. 1, Enero - Junio de 2010, págs. 21-28

[5] Transducción y proceso de señales en el Electroencefalograma.

<http://www.slideshare.net/barbaragonzalezarce/transduccion-de-seales-en-el-eeg>, 25/06/2013

[6] Verónica Medina B., Raquel Valdés C. Mapeo Tridimensional de la actividad eléctrica cerebral. http://itzamna.uam.mx/pdsib/PROYECTOS/WEB_MAPEO3D/INDEX.HTML, 25/06/2013

XXII Seminario de Ingeniería Biomédica
Núcleo de Ingeniería Biomédica
Facultades de Medicina e Ingeniería
UdelaR

[7] Mapeo de ondas cerebrales o Electroencefalografía cuantitativa (QEEG).

<http://www.sicotecnologia.com/mapeo.htm>, 25/06/2013

[8] Z. Huertas, E. Mardones, P. Niño. Diseño e Implementación de un Prototipo de Sistema de EEG Portátil PEP8. <http://www.hab2001.sld.cu/arrepdf/00470.pdf>, 25/06/2013

[9] Victor Zelek, Ph. D. What is Brain Mapping?
http://northeastcenter.com/information_bulletin_what_is_brain_mapping.htm , 25/06/2013

[10] Roberto Pinillos Montenegro(2003, Octubre) . Propuesta para el Diseño de un Sistema de Electroencefalografía Computarizada y Autodiagnóstico Basado en Reconocimiento de Patrones.
http://biblioteca.usac.edu.gt/tesis/08/08_0200_CS.pdf , 25/06/2013