



Potenciales evocados I: Introducción

Caupolicán Muñoz Gamboa,*
Joel Jiménez Cruz*

* Departamento de Ingeniería Eléctrica
División de Ciencias Básicas e
Ingeniería - UAM Iztapalapa
E-mail: cmg@xanum.uam.mx
Tel: 5804 4630 Ext: 230, Fax: 5804 4631

Artículo recibido: 23/julio/2001
Artículo aceptado: 19/agosto/2001

RESUMEN

En este artículo se presentan en forma introductoria las respuestas eléctricas cerebrales conocidas como potenciales evocados (PE), las que se obtienen como parte de las señales del electroencefalograma (EEG) a partir de estímulos sensoriales controlados. Los PE permiten comprender el procesamiento de la información que realiza el sistema nervioso, por lo que es conveniente conocer y destacar algunas de sus propiedades más importantes.

Palabras clave:

Potenciales evocados, adquisición de bioseñales, estimulación sensorial, EEG, características morfológicas del PE, extracción del PE.

ABSTRACT

Brain electrical responses known as evoked potentials (PE), which are obtained from controlled sensorial stimulation as a component part of the electroencephalograph signals (EEG), are presented in an introductory manner in this paper. PE's permit to understand the way the information processing is carried out by the nervous system, reason by what it is convenient to know and emphasize some of their most important properties.

Key words:

Evoked potential, biosignal acquisition, sensorial stimulation, EEG, morphological characteristics of EP, extraction of EP.

INTRODUCCIÓN

Para el estudio del funcionamiento cerebral existen muchas técnicas y procedimientos que pueden utilizarse con el propósito de obtener resultados útiles para su evaluación clínica. Por un lado se encuentran las técnicas basadas en imágenes, como la tomografía por emisión de positrones (PET) y las imágenes de resonancia magnética (MRI). Por otro lado, se tienen las técnicas basadas en el estudio de las señales bioeléctricas, como la magnetoencefalografía y el EEG, dentro de la cual se encuentran los PE.

Los PE son una herramienta que permite conocer y estudiar el procesamiento de la información que realiza el sistema nervioso, teniendo como referencia las variaciones que experimentan en las escalas de tiempo del orden de los milisegundos. Es una metodología principalmente no invasiva que muestra al observador una visión panorámica general del funcionamiento cerebral vinculado con el comportamiento de una vía sensorial específica y frente a un suceso o estímulo determinado (Schmidt, 1978).

Puesto que los PE son oscilaciones variables de voltaje producidas en el cerebro que se relacio-

nan temporalmente con un evento conocido, representan claramente la respuesta del cerebro a dicho estímulo. Esta circunstancia hace que pueda suponerse una estrecha relación entre los patrones de las señales eléctricas, los tiempos en que ocurren los máximos y mínimos de sus oscilaciones, las magnitudes de éstos y la actividad fisiológica que se dispara con el estímulo a lo largo de toda la trayectoria sensorial. Por ello, los PE se han empleado tradicionalmente para evaluar fisiológicamente la vía sensorial que se estimula y para estudiar los procesos cognoscitivos, perceptuales, sensoriales y motores vinculados al estímulo (John, 1977). También se han utilizado para el diagnóstico de diversos desórdenes neurológicos, para observar el efecto de fármacos y drogas sobre la percepción y el estado de un paciente, para valorar la evolución de una intervención quirúrgica, para realizar un estudio objetivo de los cambios que sufre la vía sensorial a largo plazo, para el diagnóstico de muerte cerebral y para evaluar el estado emocional del sujeto.

Por otro lado, en otras áreas del conocimiento, las señales del EEG y PE son actualmente motivo de gran interés por parte de los investigadores ya que a través de ellas pueden controlarse aparatos externos como sillas de ruedas, computadoras o prótesis (Lusted y Knapp, 1996). También pueden utilizarse como una señal de realimentación con fines de rehabilitación (Jiménez et al., 1993). Por tales razones los PE se han convertido en una herramienta muy valiosa desde mediados de los años setenta. Por ejemplo, en investigación son útiles para conocer diferentes aspectos del funcionamiento cerebral y en la clínica son esenciales para el diagnóstico de lesiones del sistema nervioso central (SNC), puesto que reflejan la integridad funcional de una trayectoria anatómica. En resumen, los PE hacen posible la medición objetiva de algunas funciones sensoriales como por ejemplo la audición, la vista y el tacto.

OBTENCIÓN DEL PE A PARTIR DE LA SEÑAL DEL EEG

El registro de las señales del cerebro comienza con los experimentos realizados por el médico inglés Richard Caton, el cual observó por primera vez, tanto la señal del EEG como los PE en cerebros abiertos de conejos y changos en 1875. En 1929, Hans Berger, un psiquiatra alemán registra señales del EEG en humanos (Childers, 1977).

Las señales eléctricas que se registran en la superficie del cuero cabelludo de acuerdo al siste-

ma internacional de registro 10-20 (Anónimo, 1974), están compuestas por la actividad eléctrica espontánea o EEG, las señales de origen no cerebral que incluyen el ruido debido a la instrumentación, como son los artefactos mecánicos y electrónicos de todo tipo, y los PE que se encuentran embebidos en estas señales y que forman parte de éstas. Con el fin de comprender los métodos que se utilizan actualmente para la extracción o estimación de los PE es muy importante conocer las características más destacadas de estas señales.

La señal del EEG es el resultado de la interacción de un sinnúmero de procesos entre cientos de millones de neuronas organizadas en determinados grupos neuronales. Teóricamente, la forma de onda que se observa en un registro del EEG se explica por medio de dos modelos. Uno es la teoría de campo y el otro es la teoría de la conexión cortical compleja (Childers, 1977). La primera considera que las señales eléctricas son conducidas por el volumen cerebral, mientras que la segunda supone que éstas se propagan a través de trayectorias específicas.

El EEG siempre ha sido representado como el registro continuo de las fluctuaciones espontáneas de voltaje generadas por el cerebro (un ejemplo de un registro de 16 canales de EEG se muestra en la figura 1) y observadas en el cuero cabelludo, por lo que es considerado como un indicador indirecto de la actividad funcional del SNC. Desde su descubrimiento el EEG se ha utilizado en el diagnóstico de epilepsia, en la evaluación de traumas, en la investigación del sueño y en el estudio de ciertas funciones corticales complejas. El EEG se registra normalmente con electrodos colocados en la superficie del cuero cabelludo de una persona que se conectan a un conjunto de amplificadores bioeléctricos de ganancia elevada, los cuales presentan una alta relación de rechazo al ruido y tienen facilidades para seleccionar intervalos de frecuencia (Low et al., 1975). Las señales así obtenidas reflejan realmente un promedio de la actividad eléctrica cortical debido a que la corteza cerebral y el cráneo pueden ser considerados como filtros de tipo paso bajas distribuidos espacialmente, ya que atenúan las altas frecuencias. A través de un circuito convertidor analógico digital con resolución de 10, 12 o 16 bits, al cual son alimentadas las señales del EEG, una computadora adquiere y digitaliza la señal de los amplificadores, la almacena, puede desplegarla, procesarla y clasificarla (Figura 1).



Figura 1. Registro típico de la actividad eléctrica cerebral de 16 canales. Los símbolos de la izquierda representan los puntos específicos de la cabeza donde se colocaron los electrodos.

Las señales del EEG tienen un margen de frecuencias amplio, el cual puede dividirse en ciertas bandas claramente reconocibles, las cuales son: menor de 4 Hz (banda delta - δ), de 4 a 8 Hz (banda teta - θ), de 8 a 13 Hz (banda alfa - α), de 13 a 20 Hz (banda beta - β) y hasta alrededor de 40 Hz (banda gama - γ), como se destaca en la figura 2. Dependiendo de su forma de variación, la señal del EEG puede ser rítmica o aleatoria. También puede clasificarse en espontánea (sin paroxismo) y transitoria (con paroxismo). Las amplitudes de esta señal son normalmente del orden de 30 a 100 μ V y los componentes de frecuencia varían dependiendo de las condiciones del sujeto, de la medición y del sitio de registro. Puesto que los PE son parte del EEG, consisten en señales de voltaje cuyas amplitudes van desde décimas a decenas de microvolts, por lo que la señal del EEG tiene amplitudes mayores que el PE, aunque su contenido de frecuencias es similar (Jervis et al, 1989) (Figura 2).

En algunos casos la relación del voltaje del PE con respecto al voltaje del EEG puede ser de 1:100 (McGuillen y Auñón, 1981), lo cual corresponde a una relación señal a ruido (RSR) de unos -40 dB. Esta circunstancia tan extrema hace que la detección y la estimación del PE sean muy difíciles. Por otra parte, cuando se presentan enfermedades y durante el progreso de éstas, la RSR antes mencionada disminuye todavía más. Por ello es esencial que el equipo y la metodología utilizados

Figura 2. Espectros de frecuencia de las señales del EEG de la figura 1 donde se muestran las bandas de frecuencia delta, theta, alfa y beta.

cumplan con las más estrictas normas técnicas para su operación.

La característica principal de los PE es que para que se presenten se necesita la aplicación de un estímulo externo, tanto porque es una forma práctica de provocarlos, como porque de esta manera se tiene una referencia temporal a partir de la cual pueden estudiarse los diferentes procesos del SNC y del sistema nervioso periférico. En la figura 3 se presenta un diagrama esquemático de un sistema típico de estimulación y adquisición de PE, en la cual se observa que estos procesos están sincronizados (Jiménez et al., 1992; Guevara y Jiménez, 1993).(Figura 3).

La razón de la sincronía se debe a que para lograr aislar el PE de las demás señales del EEG se efectúan muchos registros de la actividad eléctrica que se presenta inmediatamente después del estímulo. Si el registro i -ésimo se simboliza $s_i(t)$, cada uno de ellos contendrá el i -ésimo PE $p_i(t)$ sumado a la actividad espontánea del EEG $e_i(t)$ que se produce en ese momento, o sea $s_i(t) = p_i(t) + e_i(t)$. La desigualdad entre las señales $p_i(t)$ y $e_i(t)$ es que las primeras están sincronizadas mientras que las segundas, por su propia naturaleza, no tienen ninguna sincronía ni relación entre sí. En tal caso, se supone que al realizar y promediar una cantidad N de registros $s_i(t)$, las señales no

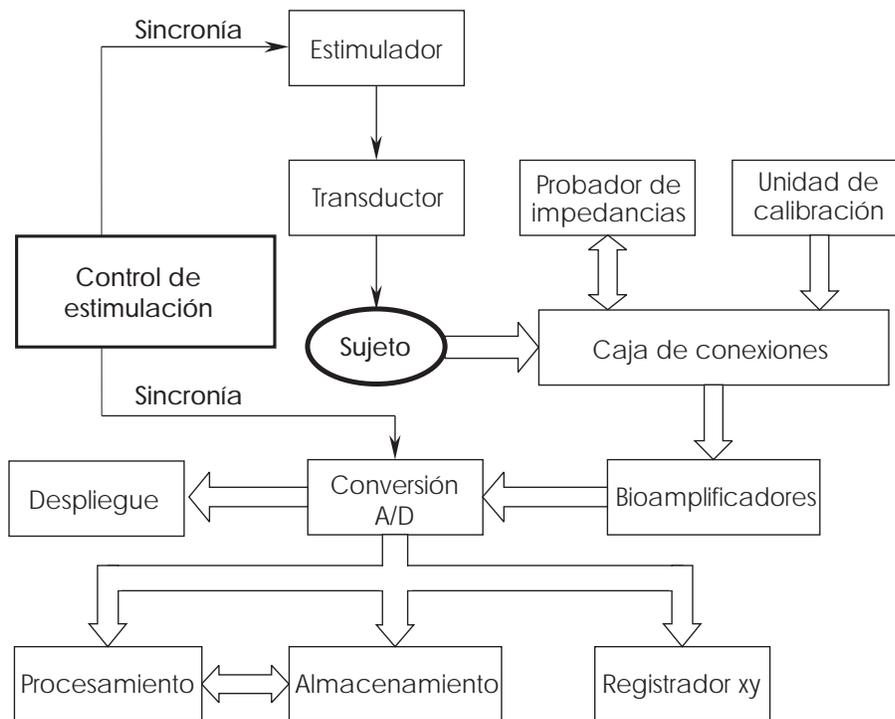


Figura 3. Diagrama esquemático de un sistema para la estimulación y el registro del PE, donde se observa que el control de la estimulación sincroniza los procesos que se llevan a cabo.

relacionadas con el estímulo [o sea las $e_i(t)$] deben generar un promedio cero. En cambio, los PE presentes en los registros $s_i(t)$ no pueden producir cero como promedio a causa de sus características, o sea:

Señal compuesta = $s_i(t) = p_i(t) + e_i(t) = \text{PE} + \text{señal del EEG}$.

Promedio de N registros = suma de las N señales compuestas dividida por N = $M(t)$

$$M(t) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N s_i(t) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N p_i(t) + \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N e_i(t)$$

tiende al PE promedio tiende a cero

En consecuencia, $M(t) \approx \text{cero} + \text{PE promedio} = \text{PE promedio}$. Este proceso se conoce como promediación y es la forma más simple y popular de estimar el PE a través del promedio.

LOS PE Y SUS CARACTERÍSTICAS TEMPORALES Y DE ESTIMULACIÓN

Ya que los PE son registros de la actividad eléctrica del cerebro que se producen en respuesta a un

estímulo sensorial específico, éste puede ser de índole 1) auditiva, como un sonido corto e intenso (click), 2) visual, como la presentación de un estímulo luminoso (flash), o 3) somatosensorial, como la aplicación de un estímulo eléctrico o mecánico sobre la piel. Los PE se obtienen conjuntamente con la señal del EEG en forma de oscilaciones que son enmascaradas por ésta debido a las grandes diferencias de amplitud que existen entre ambas. Con respecto a su presentación, es una práctica común describirlos en términos de las magnitudes máximas y mínimas que alcanzan estas oscilaciones (o amplitudes pico) y de los tiempos que tardan en presentarse estas magnitudes extremas con respecto al instante en que se aplicó el estímulo (tales tiempos se conocen como latencias).

Los PE pueden dividirse en varios componentes, es decir señales u ondas que aparecen con una latencia, amplitud, forma y polaridad específica ante la presentación de un estímulo. El registro de los PE es similar al utilizado para el EEG con la diferencia de que en este caso conviene que el registro se inicie simultáneamente con la presentación del estímulo. Para el estudio deben tomarse en cuenta todas las características y condiciones específicas importantes del sujeto y del registro, como son la forma, amplitud y contenido de frecuencias del PE, el tiempo de presentación de estímulos, la

ocurrencia simultánea de otras señales (como la señal del EEG), el ruido debido a la instrumentación y las variaciones de las señales con respecto al tiempo. Las amplitudes de los PE van de las décimas a las decenas de microvolts (normalmente de 1 a 40 μV) y por convención, las amplitudes positivas se consideran negativas y viceversa. De acuerdo con este convenio y considerando la latencia, las amplitudes características se designan con una simbología que trata de expresar su polaridad (N para negativa y P para positiva) y su secuencia a partir del estímulo, como N100, P300, etc. En la figura 4 puede observarse la forma típica de un PE de tipo auditivo y la simbología correspondiente (Figura 4).

El PE representa la respuesta temporal del cerebro a un estímulo en tiempos muy cortos del orden de los milisegundos, por lo que para su análisis se dividen en tres intervalos que contienen diferente tipo de información (Harmony, 1984). En el primer intervalo (desde el estímulo hasta unos 10 ms) se encuentran los eventos tempranos o de latencia corta, los cuales reflejan la transmisión de información aferente a través de varios niveles de la trayectoria sensorial. Los PE de latencia corta, como los de tallo cerebral o médula espinal tienen ciclos de recuperación muy breves, lo que significa que la perturbación desaparece rápidamente. Para la obtención de este tipo de PE se usan frecuencias de estimulación relativamente altas, aunque se sugiere no usar frecuencias mayores a 10 Hz, puesto que el uso de frecuencias superiores puede disminuir la amplitud de los componentes.

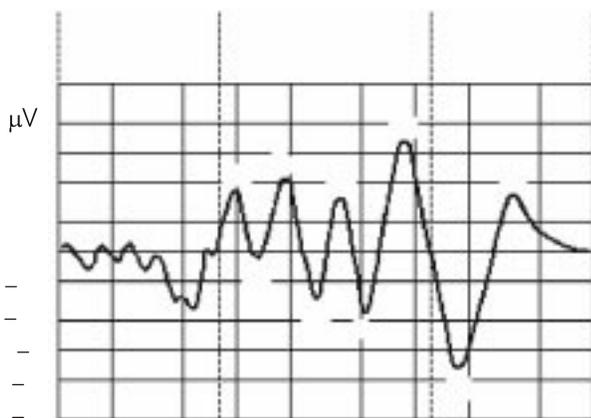


Figura 4. Potencial evocado auditivo típico (PEA) donde se señalan las tres escalas de tiempo y la nomenclatura utilizada para los máximos de acuerdo con sus latencias.

El segundo intervalo comprende los eventos medios (de los 10 a los 200 ms) los cuales reflejan la llegada de información aferente a la corteza específica, ya sea sensorial o no sensorial, por lo que permiten observar ciertos aspectos funcionales del cerebro como la agudeza sensorial y la atención. En este caso, para obtener los PE se usa la repetición del estímulo con frecuencias similares o menores que las usadas anteriormente con el fin de observar componentes subcorticales, es decir de 5 a 10 Hz. Por último, se tienen los eventos tardíos (que se presentan entre los 200 y los 700 ms), entre los cuales se encuentran algunas respuestas interesantes como el P300, el N400, y la variación negativa contingente (CNV). Para la medición de estos componentes se requieren frecuencias de estimulación bajas siendo 1 Hz el límite superior. De hecho el ciclo de recuperación para este tipo de PE es más extenso que la duración total de los componentes del PE de latencia larga (alrededor de 5 a 10 s) pero, teóricamente debe ser menor que 0.1 y 0.2 Hz. Las frecuencias más altas causan una disminución de las amplitudes y posiblemente un aumento de las latencias.

En la práctica se utiliza también la repetición de los estímulos en lapsos de tiempo de duración aleatoria, lo que tiene muchas ventajas para la adquisición de los PE de latencia larga. Una consecuencia es que las fluctuaciones aleatorias en el intervalo del estímulo provocan un incremento de la incertidumbre temporal del estímulo. Se ha observado que este factor es responsable de una disminución en la habituación del sujeto a los estímulos, lo que implica a su vez un ciclo de recuperación menor. Consecuentemente la estimulación aleatoria permite frecuencias de estimulación mayores. Además este tipo de estimulación tiene propiedades favorables relacionadas con la supresión de ruido o de las señales de fondo cuando estas señales tienen características rítmicas estables (como el ritmo cerebral alfa). Para la adquisición de las respuestas de latencia corta la estimulación aleatoria no es necesaria debido a que se ha observado que los componentes tempranos no generan habituación.

Por último, debe tomarse en cuenta que en el estudio de cualquier PE debe considerarse el tipo de estímulo, la forma de aplicación, la transducción de éste por medio del órgano específico, la trayectoria anatómica que sigue y, finalmente, la integración en el SNC (Maurer et al., 1989; Colon y Viser, 1990).

CONCLUSIÓN

Debido a la clara relación estímulo respuesta que constituyen los PE, por medio de ellos se ha conseguido obtener información de los procesos fisiológicos sensoriales en el ser humano. La investigación actualmente se está enfocando hacia el conocimiento más preciso de los componentes de cada PE, de los generadores neuronales que producen los máximos y mínimos en las señales y de los procesos fisiológicos y mentales con los cuales están relacionados. Este tipo de información enriquecerá un mayor entendimiento de las bases neuronales del funcionamiento del sistema nervioso.

BIBLIOGRAFÍA

1. Anónimo (1974). Una revisión del sistema internacional diez-veinte de colocación de electrodos. Folleto de divulgación de la Compañía Grass Instruments.
2. Colon EJ, Viser SL. Evoked Potential Manual. Kluwer Academic Pub. 1990.
3. Childers DG. Evoked Responses: Electrogenesis, Models, Methodology, and Wavefront Reconstruction and Tracking Analysis. Proc. of the IEEE, 1977; 65: 611-626.
4. Guevara MA, Jiménez CJ. Un Sistema para la Adquisición y el Análisis Automatizado de PE en Humanos. Rev Mex Psicología 1993; 10(2): 189-94.
5. Harmony T. Neurometric Assessment of Brain Dysfunction in Neurological Patients. Lawrence Erlbaum Associates Publishers. Hillsdale New Jersey. Londres. 1984.
6. Jervis BW, Coelho M, Morgan GW. Spectral Analysis of EEG Responses. Med & Biol Eng & Comput 1989; 27: 230-238.
7. Jiménez CJ, Meneses S, Guevara MA. Sistema para la adquisición de potenciales evocados auditivos en ratas. Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica 1992; 13(2): 33-42.
8. Jiménez CJ, Grimberg J, Guevara M. Obtención de la correlación interhemisférica cerebral con fines de retroalimentación. Rev Mex Ing Biom 1993; 14(1): 43-49.
9. John ER. Neurometrics: Clinical Applications of Quantitative Electrophysiology. Laurence Erlbaum Associates. 1977.
10. Low MD, Craib A, Perry M. EEG Manual Beckman Instruments Inc. 1975.
11. Lusted HS, Knapp BR. Controlling Computers with Neural Signals. Sci Am 1996: 58-63.
12. Maurer K, Lowitzsch K, Stohr M. Evoked Potentials. BC. Decker Inc. Publisher. 1989.
13. McGuillen C, Auñon J. Signal Processing of Event Related Brain Potential. Purdue University, West Lafayette, Indiana. 1981.
14. Schmidt FR. Fundamentals of Sensory Physiology. Springer Verlag Publisher. 1978.