

# Estudio de señales electroencefalográficas para la detección de movimientos voluntarios

Aldo Escalona Delgado<sup>1</sup>, Evelyn Peredo Fuentes<sup>1</sup>.

<sup>1</sup> Unidad Profesional Interdisciplinaria de Ingeniería y Tecnologías Avanzadas del Instituto Politécnico Nacional, Av. Instituto Politécnico Nacional #2580, Col. La Laguna Ticomán, C.P. 07034  
aldonicoh@hotmail.com, epcfefe@hotmail.com

**Abstract.** This is a study of electroencefalografic signals measured in the motor cortex, by mean non invasive electrodes of silver-silver chloride placed in the positions C3,C4,T3,T4, according to the international system 10-20, to detecte volontaire movemntes of the right and left index fingers, in order to classify them by networks neurals (Support Vector Machine and Learning Vector Quantization). Besides was found in experiments that signals measured in the positions FP1-F3, FP2-F4 in the same system, give a significative change of amplitude when is made a blink, so its proposed a simple application program where a round element in the screen is controlled by two secuencias of blinks. Similar studies are called Brain Computer Interfaces, these are a growing field of interest of human computer interaction with divers medical applications, that try to give independence to people with motors problems.

## 1 Introducción

Las investigaciones de la relación del hombre con la máquina, avanzan en la experimentación de lo que podría significar una nueva concepción del cuerpo humano, con un sistema regido voluntariamente por impulsos cerebrales controlados y capaces de salvar las limitaciones espaciales o la pérdida de funciones motoras y sensoriales.

Es posible medir potenciales en respuesta a un movimiento voluntario, ya que el tejido nervioso presenta como una de sus funciones básicas la capacidad de generar potenciales eléctricos que son la base de la excitabilidad del organismo. Actualmente existen sistemas que desempeñan una comunicación entre el cerebro humano y la computadora, a estos sistemas se ha llamado Interfases Cerebro Computadora o BCI (Brain Computer Interfas).

El presente trabajo propone un BCI, que utiliza potenciales relacionados con movimientos voluntariamente desencadenados en la corteza motora para establecer una comunicación con una computadora, mediante algoritmos de reconocimiento de patrones. Se comienza desde el diseño y construcción de un EEG, implementación de redes neuronales tipo Maquina de Soporte Vectorial (SVM) y Cuantización de Vectores de Aprendizaje (LVQ). Posteriormente dados los resultados poco favorables se

plantea una disyuntiva que propone un canal de comunicación mediante secuencias de parpadeos para traducirlas en comandos simples.

## 2 Arreglo Experimental

El arreglo experimental que se propone en este trabajo consiste en hacer ensayos en 2 personas sanas con electrodos no invasivos sobre el cuero cabelludo colocados cerca de la corteza motora, es decir, sobre T3, C3, C4 y T4 del sistema internacional 10-20 y además se utilizan dos interruptores sobre ambos dedos índices como lo muestra la figura 1, al indicarle a la persona el inicio del experimento, debe oprimir los interruptores aleatoriamente durante un período de tiempo definido a intervalos cortos.

En la figura 1 la primera etapa es la adquisición de datos a través de la adaptación del EEG de cuatro canales, estas señales se digitalizan y junto con las señales de los interruptores se transmiten a una computadora.

Tanto las ondas cerebrales como las señales de los interruptores, serán almacenadas en memoria física de una computadora, en donde, se tomarán características y mediante un entrenamiento de redes neuronales artificiales se intenta discriminar las señales. Uno de los patrones a buscar es cuando el sujeto haya presionado el interruptor de lado izquierdo, otro para el derecho.

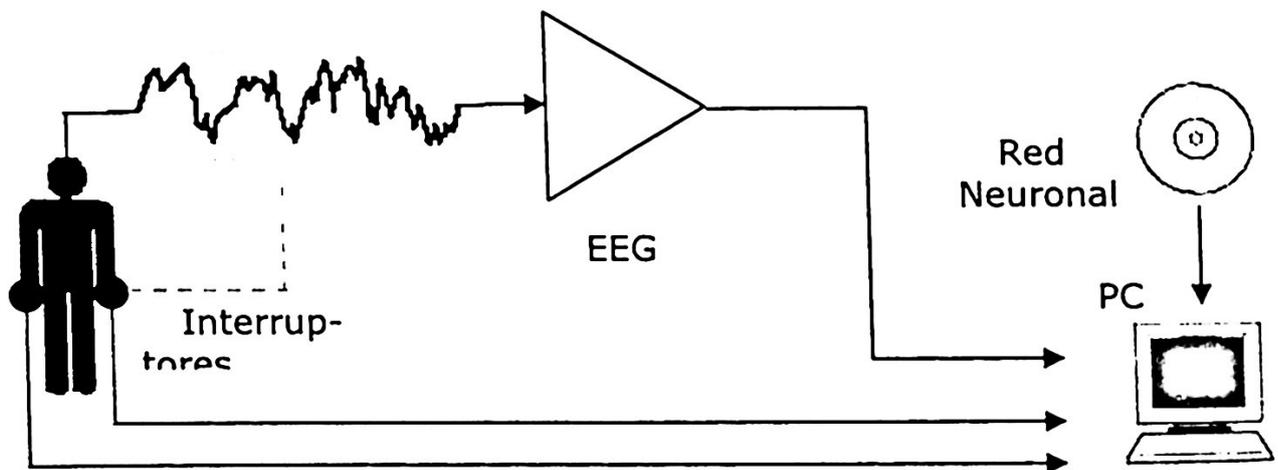


Figura 1. Diagrama a bloques del arreglo experimental con un EEG de cuatro canales y dos interruptores.

## 3 Procesamiento de la señal

Las señales bioeléctricas en general tienen un ancho de banda reducido. En el caso de una señal de EEG la amplitud está comprendida entre 10 y 100  $\mu\text{V}$  y la banda de frecuencias oscila entre 0.1 y 50 Hz. El amplificador usado en el diseño del EEG tiene un factor de rechazo en modo común mayor a 100 dB, rechaza banda a 60Hz, filtro pasa bajas de Bessel 6° orden, banda de frecuencia de 0.5 a 75Hz, En señales

EEG esta frecuencia es de 50Hz por tanto la frecuencia mínima de muestreo es de 100Hz. Para mayor calidad de la señal se usan 500Hz con una resolución de 10 bits.

Los vectores de entrenamiento son formados tomando los fragmentos de señal de los cuatro canales que coinciden con la activación de los interruptores. Se toman 64ms antes y 64ms después de que se genera el movimiento. Los fragmentos se ordenan en un vector colocando un fragmento tras otro, de tal manera que se forma un único vector de  $128 \times 2 \times 4 = 512$  (figura 2), a este vector le llamaremos Vector de Comportamiento Global (VCG).

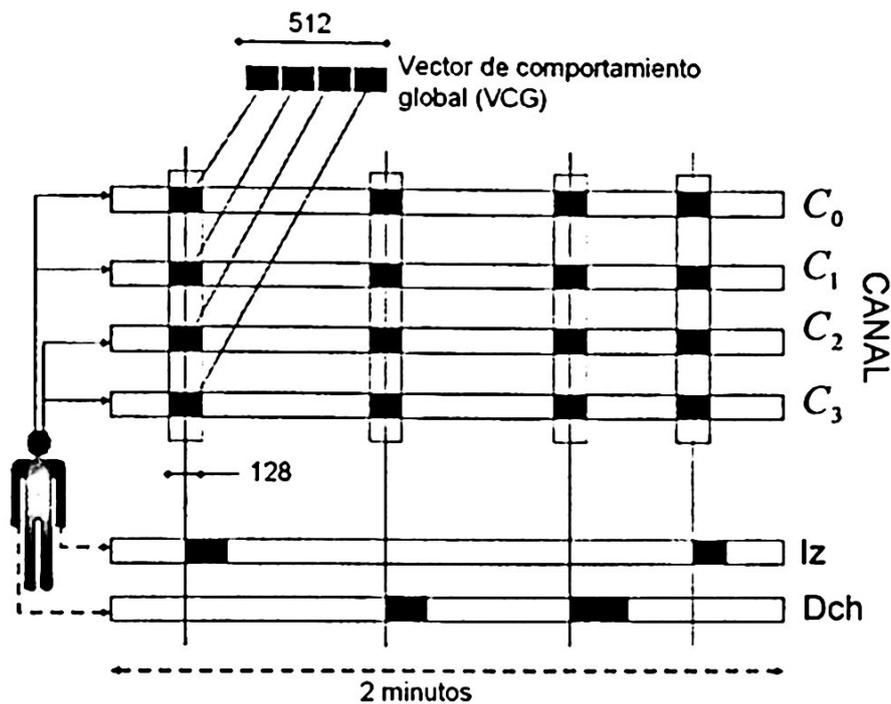


Figura 2. Formación de Vectores de Comportamiento Global.

## 4 Redes neuronales

### 4.1 LVQ (Learning Vector Quantization)

Si  $w_c$  es el vector de referencia más próximo al patrón de entrada  $x^\mu$  presentado y denominamos  $C_{wj}$  a la clase definida por dicho vector de referencia, se tendrá la siguiente actualización para la neurona  $C$ :

si  $C_{wc} = C_{x\mu}$  (clasificación correcta), el vector de referencia se modifica de la forma

$$w_c(t+1) = w_c(t) + \alpha_t [x^\mu - w_c(t)] \quad (1)$$

con  $0 < \alpha_t \ll 1$ , y normalmente decreciente con el tiempo  $t$  (por ejemplo, partiendo de 0.1). En este caso, los pesos rotan hacia las entradas, aproximándose (se puede considerar equivalente a un premio).

Si por el contrario  $C_{wc} \neq C_{x\mu}$  (clasificación incorrecta), la modificación se realiza justo en sentido contrario, viniendo dada por

$$w_c(t+1) = w_c(t) - \alpha_t [x^\mu - w_c(t)] \quad (2)$$

de forma que los pesos tienden a alejarse de las entradas (castigo).

El resto de los vectores de referencia no se modifican. El proceso se repetirá iterativamente con todos los ejemplos de entrenamiento, un numero de épocas finita.

#### 4.2 Máquina de Soporte Vectorial

La SVM se puede escribir como:

$$f(x) = \text{sign} \left( \sum_{\text{vectores soporte}} \alpha_i y_i K(x, x_i) + b \right) \quad (3)$$

y la arquitectura de la Máquina de Soporte Vectorial queda como lo muestra la figura 3.

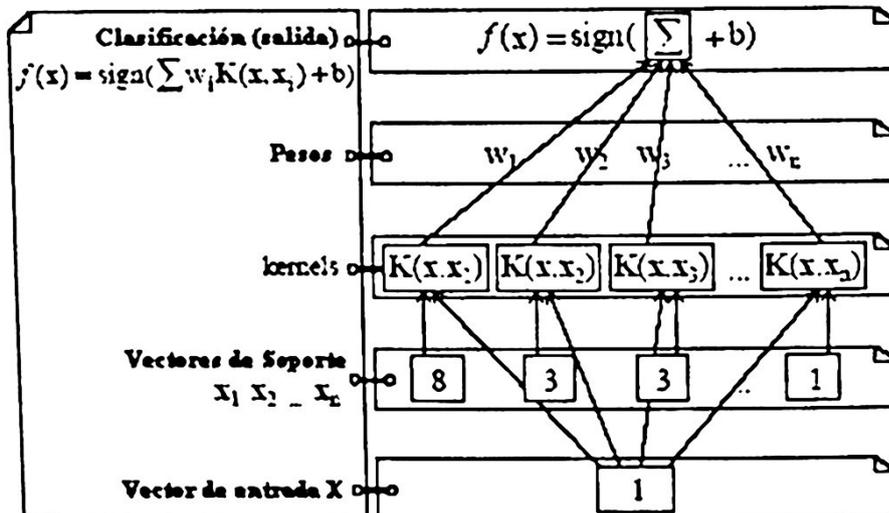


Figura 3. Arquitectura de la Máquina de Soporte Vectorial

Para obtener los multiplicadores de Lagrange  $\alpha_i$ , nuevamente sólo es necesario conocer el kernel.

Minimizar:

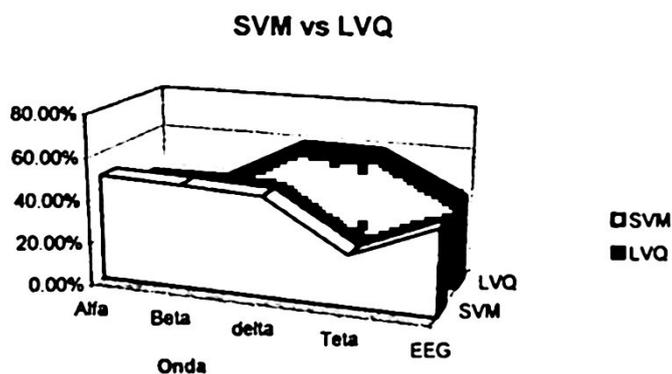
$$W(\alpha) = \sum_{i=1}^N \alpha_i - \frac{1}{2} \sum_{i,j=1}^N \alpha_i \alpha_j y_i y_j K(\mathbf{x}_i, \mathbf{x}_j) \quad (4)$$

sujeto a:

$$0 \leq \alpha_i \leq C, \quad i = 1, \dots, N \quad (5)$$

## 5 Resultados

El total es de 15 muestras por cada una de las dos personas. Para una cuantificación de resultados se realizó la etapa de aprendizaje o entrenamiento con 10 muestras, esto representa alrededor de 1000 VCGs (vectores de comportamiento global). Las pruebas se realizan con las 5 muestras restantes que representan alrededor de 500 VCGs. Los resultados están reflejados en las graficas de la figura 4.



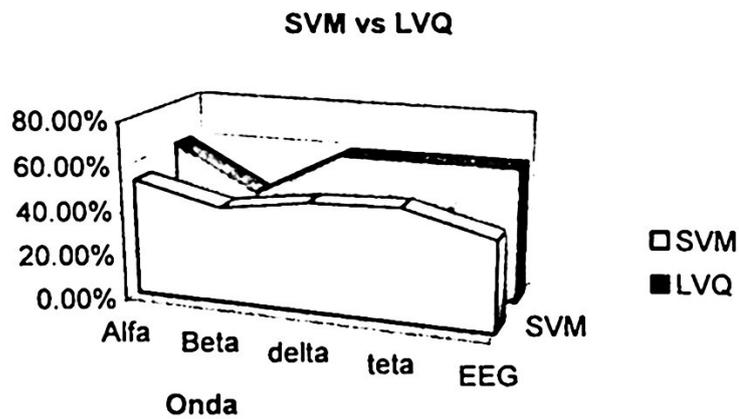


Figura 4. Gráficas comparativas para las personas A y B.

Ya que con los datos obtenidos, el porcentaje de acierto no sobrepasa el 60%, en una aplicación en tiempo real traería como consecuencia que el error aumente y que el control de un BCI no sea confiable al 100%, se plantea ahora como alternativa realizar un programa de simulación que este controlado pero por medio de otra señal que se encontró en las pruebas, que si es visible.

### 5.1 Disyuntiva

Dentro de los experimentos realizados se observó que cuando se lleva a cabo un parpadeo, se forma una cresta visiblemente apreciable en la señal electroencefalográfica (Figura 5).

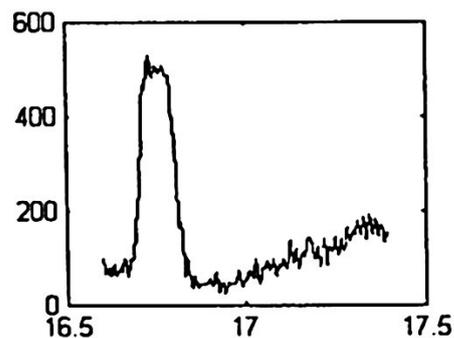


Figura 5. Ritmo de Parpadeo

Este comportamiento fue investigado en bases de datos y se comprobó que éste se hace presente en las señales electroencefalográficas, y pertenece a las onda teta.

Por lo anterior se propone como aplicación realizar una simulación gráfica simple en la que se mueve un elemento circular en la pantalla, controlando su desplazamiento, ya sea izquierdo o derecho, por medio de secuencias de parpadeos, en un tiempo determinado.

## 5.2 Caracterización

En la figura 6 se observan tres ritmos de mayor amplitud en la señal electroencefalográfica, que corresponden a tres parpadeos voluntarios. En dicha figura se presentan las señales de dos canales frontales, es decir de las señales obtenidas colocando los electrodos en las posiciones FP1-F3 y FP2-F4 del montaje longitudinal bipolar (LB), según las tablas de combinaciones de posicionamiento de electrodos recomendados del sistema internacional 10-20.

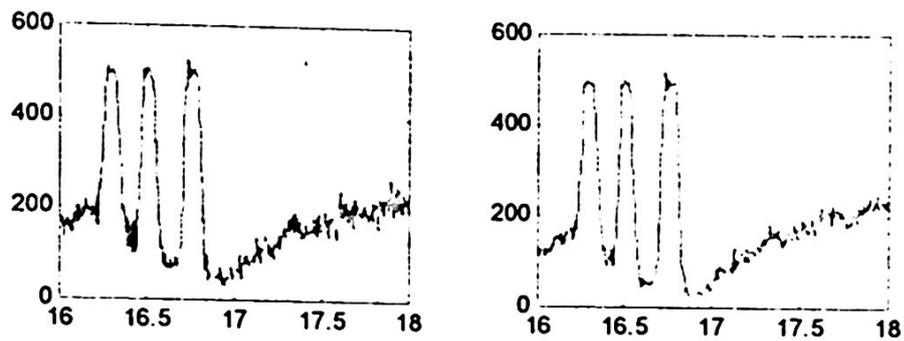


Figura 6. Secuencia de 3 parpadeos.

La caracterización de estos ritmos aparecen en la figura 7-a y 7-b para dos y tres parpadeos respectivamente.

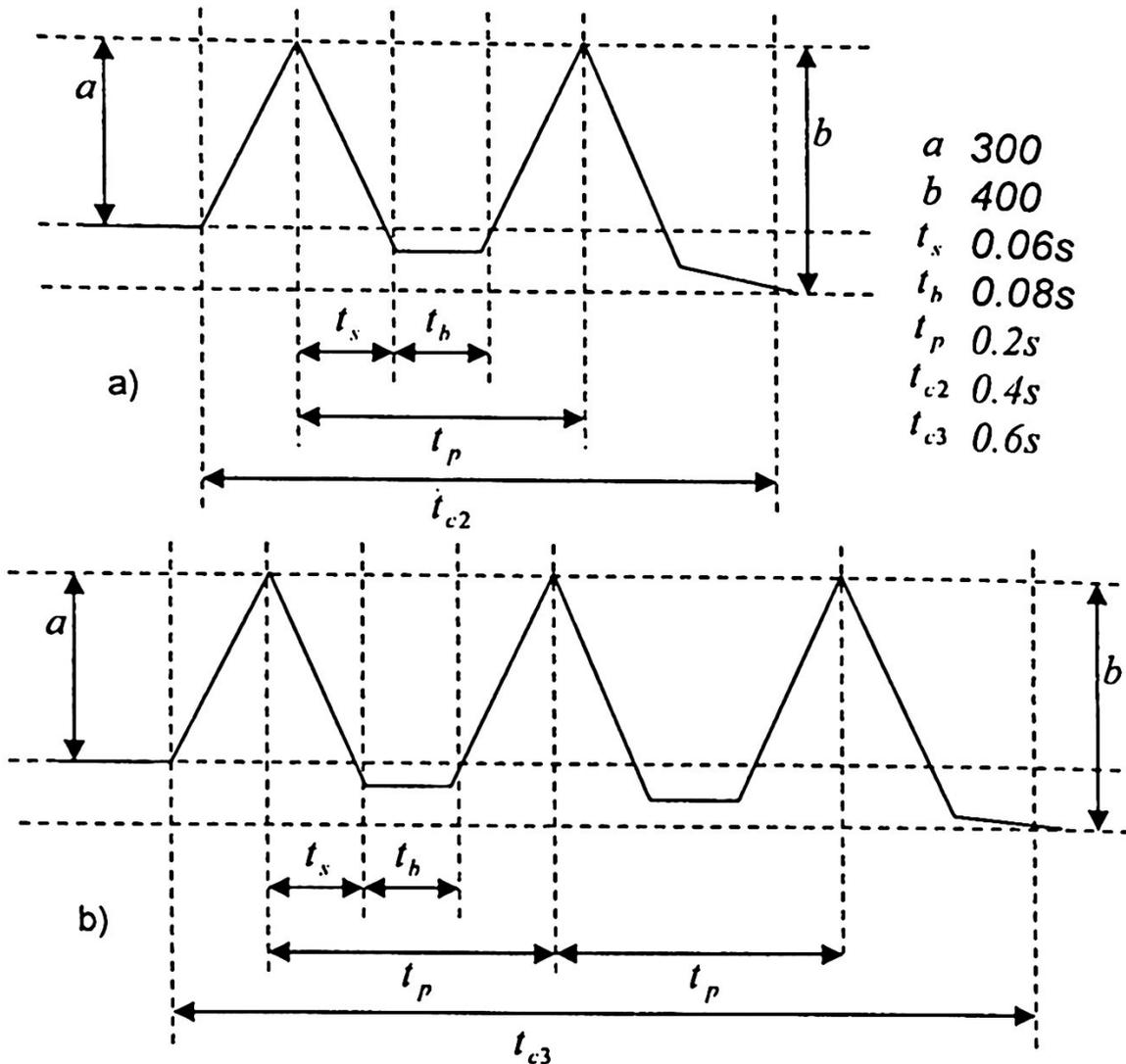


Figura 7. Caracterización de ritmos. a) Dos parpadeos. b) Tres parpadeos

Esto permite establecer como patrón, secuencias de tres parpadeos para generar el comando de dirección a la derecha y secuencias de dos para generar el comando de dirección a la izquierda. Cuando se realice un solo parpadeo no se el sistema no debe responder con acción alguna, ya que se podría confundir éste parpadeo, con uno involuntario que se realiza cuando se lubrica el ojo.

## 6 Conclusiones

Una de los avances que podemos citar en la realización de este trabajo, es que se encontró que se genera un patrón visible cuando se realiza un parpadeo, de aquí se propuso una aplicación simple. Ésta aplicación consiste en un programa gráfico, que simula un camino en forma de cruz, donde un punto móvil se mueve en la pantalla, controlado por medio de diferentes secuencias de parpadeos traducidos a comandos simples. Las pruebas se realizaron con tres personas mentalmente sanas, 2 hombres y una mujer, de 22 años de edad en promedio.

Aplicación desarrollada permite reducir enormemente el costo computacional ya que las señales mencionadas anteriormente se pueden obtener hasta una frecuencia de

muestreo mayor o igual a 15Hz., en comparación con la frecuencia implementada que debía ser mayor o igual a 100Hz. Con esto se reduce el espacio de memoria utilizado para guardar estos datos, el procesamiento computacional y hasta el número de canales del amplificador. Además, el entrenamiento se facilita ya que la caracterización de un parpadeo es sencilla. Por si fuera poco, un sistema controlado con parpadeos no es vulnerable a ruidos por distracción de las personas, es decir no es indispensable un escenario controlado.

Los resultados obtenidos son satisfactorios, y que el control de dicho móvil, incrementa su eficiencia en la manera en la que la persona adquiere cierto entrenamiento. Para lograr una mejoría en esta aplicación se necesitan realizar mucho mayor número de pruebas y con un número mayor de personas para poder cuantificar mejor los resultados.

## **Referencias**

- 1 Bonifacio Martín del Brio et. al. "Redes neuronales y sistemas difusos", Editorial Alfaomega. 2ª Edición, 2002. México.
- 2 Yonas B. Dibike, Slavco Velickov, Dimitri Solomatine, Michael B. Abbott. "Model Induction with Support Vector Machines: Introduction and Applications", ASCE Journal of Computing in Civil Engineering, July 2001, vol. 15, No. 3.

11