



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE PSICOLOGÍA

POTENCIALES RELACIONADOS A EVENTOS ANTE UN
TABLERO DE COMUNICACIÓN: HACIA UNA INTERFAZ
CEREBRO-COMPUTADORA

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:
LICENCIADO EN PSICOLOGÍA

P R E S E N T A :
ÁNGEL DANIEL SANTANA VARGAS

DIRECTORA: DRA. FEGGY OSTROSKY-SOLÍS
REVISOR: DR. FELIPE CRUZ PÉREZ

SINODALES: DRA. MARÍA GEORGINA CÁRDENAS LÓPEZ
MTRA. VERONICA MA. DEL C. ALCALÁ HERRERA
MTRA. IRMA ZALDIVAR MARTÍNEZ



FACULTAD
DE PSICOLOGÍA

MEXICO, D.F.

MARZO 2004



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

DEDICATORIA

Este trabajo está dedicado con todo mi cariño, respeto y
agradecimiento a mi familia.

Graciela,

Lucy y

C. Alonso

Autorizo a la Dirección General de Bibliotecas de la
UNAM a situar en formato electrónico e impreso el
contenido de mi trabajo recepcional.

NOMBRE: Santana Vargas

Angel Daniel

FECHA: 01 - Marzo - 2004

FIRMA: 

AGRADECIMIENTOS:

A la Dra. Feggy Ostrosky-Solís, por su valioso apoyo y conocimientos para la realización de este trabajo y por su confianza y guía dentro y fuera del laboratorio de Psicofisiología.

A mis sinodales: Dra. Feggy Ostrosky-Solís, Dr. Felipe Cruz Pérez, Mtra. Irma Zaldivar, Dra. María Georgina Cárdenas y Mtra. Verónica Alcalá.

A la Ing. Biomédica Martha Pérez por su colaboración y asesoría.

A Nallely Arias y Maura Ramírez por su apoyo, colaboración y sugerencias.

A la Mtra. Gabriela Castillo por sus atinados comentarios.

Al Centro de Rehabilitación Infantil Teletón Edo de México: Dra. Edna Berumen, Dra. María de Lourdes Martín y a la Psic. Griselda Magallanes, por su apoyo y colaboración incondicional y por proporcionarnos desinteresadamente las imágenes utilizadas para el tablero de comunicación.

A mis compañeros y amigos del laboratorio de Psicofisiología: Martha, Nallely, Maura, Gaby, Feggy, Alicia, Esther, Julio, Karla, Azucena, Marco Polo, Karla, Elizabeth, Gaby 2 y Araceli.

A mi familia por su apoyo y comprensión.

A los que participaron como sujetos de investigación por brindarnos su tiempo y atención para realizar el proyecto.

ÍNDICE

1	Potenciales relacionados a eventos	
1.1	Antecedentes teóricos	1
1.1.1	Electroencefalografía	1
1.2	Potenciales relacionados a eventos	5
1.2.1	Componentes	7
1.2.2	Potenciales exógenos y endógenos	7
1.2.3	Potenciales más estudiados	8
2	Sistemas de biocontrol, Interfaz neural e Interfaz cerebro-computadora	
2.1	Sistemas de biocontrol	13
2.2	Interfaz neural	14
2.3	Señales bioeléctricas para interfaces neurales	15
2.3.1	Electromiograma	15
2.3.2	Electrooculograma	17
2.3.3	Electroencefalograma	18
2.4	Interfaz Cerebro-computadora	19
2.4.1	Clases de BCI	20
2.4.2	Modelo general de una BCI	21
2.4.3	Partes de una BCI	22
2.5	Bioseñales empleadas en sistemas BCI	26
2.5.1	Potenciales visuales evocados	26
2.5.2	Potenciales corticales lentos	27
2.5.3	Ritmos beta y mu	27
2.5.4	Actividad neuronal cortical	28
2.5.5	P300	28
3	Método	
3.1	Planteamiento y justificación del problema	32

3.2	Objetivos	34
3.3	Hipótesis	35
3.4	Variables	35
3.5	Sujetos	36
3.6	Muestreo	36
3.7	Tipo de estudio	37
3.8	Material y equipo	37
3.9	Procedimiento	37
3.9.1	Estimulación	37
3.9.2	Adquisición y procesamiento de datos	40
3.10	Análisis estadístico	43
4	Resultados	
4.1	Resultados	44
4.1.1	Identificación del p300 y de las figuras	44
4.1.1.1	Identificación del P300	44
4.1.1.2	Identificación de figuras en base al P300	45
4.1.2	Selección de las derivaciones óptimas para el registro	47
4.1.2.1	Replicabilidad entre condiciones	47
4.1.2.2	Diferencias por condición	48
4.1.3	Determinación de parámetros aritméticos	50
4.2	Análisis de resultados	52
5	Discusión	55
6	Conclusiones	62
A1	Anexo 1	
A1.1	Hacia una interfaz cerebro computadora	64
A2	Anexo 2	
A2.1	Gráficas de la tarea predeterminada	66
A2.2	Gráficas de la tarea libre	67
	Referencias	70

RESUMEN

La interfaz Cerebro-Computadora (BCI), es un sistema de biocontrol con el cual un individuo con severas alteraciones neuromusculares puede comunicarse o controlar máquinas, a través de la actividad electrofisiológica de su cerebro como portador de pensamientos o intenciones que transmite al exterior. Para ello, se le acoplan sistemas electromecánicos y electrónicos que funcionan como una extensión de su cuerpo y de su sistema nervioso. Estos sistemas recogen las señales bioeléctricas y las transforman en un lenguaje apropiado para operar dispositivos externos; el tipo de señal empleada determina el tipo de BCI que pueda desarrollarse. Una de las señales bioeléctricas empleadas con fines de comunicación son los Potenciales Relacionados a Eventos (PRE), en particular el componente P300.

En la presente investigación se registró la actividad eléctrica cerebral de 12 sujetos neurológicamente intactos (6 mujeres y 6 hombres; promedio de edad 27 años), ante un Tablero de Comunicación, mediante un paradigma que combina estímulos visuales de dos condiciones (frecuente e infrecuente), en dos tareas (dirigida y libre) Se determinó para cada tarea los promedios de las dos condiciones, la ventana de análisis, las derivaciones con mayor actividad y sus diferencias. Finalmente se calculó un índice aritmético en la tarea libre y se analizaron los factores para considerar la integración del sistema de estimulación a una BCI

Los resultados muestran que cuando se identifican imágenes en el Tablero de Comunicación, ya sea bajo indicaciones o por elección libre del sujeto, se genera de manera confiable el componente P300, con ello se identificó la imagen atendida verificándola posteriormente, encontrándose un 100% de aciertos en los registros,

cuya mayor actividad se localizó en las derivaciones de la región centro-parietal, teniendo mayor activación en la tarea libre que en la dirigida. Con el índice aritmético calculado a partir de las diferencias de amplitud entre las condiciones frecuente e infrecuente, se puede procesar la señal.

En conclusión se tiene que el Tablero de Comunicación es sensible para el componente P300. Se observó mayor actividad en la condición libre y se identificó la imagen seleccionada en todos los casos. Al considerar el P300 como bioseñal, se determinó que puede integrarse al módulo inicial de una BCI competitiva para comunicación y control.

Esta tesis recibió el apoyo de PAPIIT, IN300603

1

POTENCIALES RELACIONADOS A EVENTOS

1.1 ANTECEDENTES TEÓRICOS

1.1.1 Electroencefalografía

El electroencefalograma (EEG) se define como el registro continuo de las fluctuaciones espontáneas de voltaje generadas en el cerebro (John, 1977), el cual se realiza de forma no invasiva colocando electrodos en la superficie del cuero cabelludo.

Breve reseña histórica

De acuerdo a una revisión sobre los antecedentes de la electroencefalografía Cooper y cols (1974), señalan que sus inicios van de la mano con los de la electrofisiología y se remontan a Galvani, quien en 1791 publicó que los nervios contenían una forma intrínseca de electricidad, observando que el músculo se contraía cuando era estimulado. Posteriormente Du Bois-Reymond en 1848, descubrió que la actividad en los nervios periféricos estaba acompañada por cambios detectables de potencial eléctrico. El contexto en el que se dio este descubrimiento propició la investigación de la actividad eléctrica proveniente del sistema nervioso y su interpretación como indicativa de su función. Caton en 1875 demostró que si eran estimuladas eléctricamente partes de la corteza cerebral de conejos y monos, se activaba un grupo específico de músculos. En esa misma época Danilevsky realizó estudios en perros a los que se les había administrado

curare mediante un galvanómetro, el cual es un instrumento que registra la corriente eléctrica de los músculos. No fue hasta 1929 en que Hans Berger utilizó un galvanómetro de cuerda para registrar actividad eléctrica en el cerebro humano, este aparato inventado por Einthoven en 1885, había sido diseñado para hacer registros electrocardiográficos. Berger reportó con detalle la actividad eléctrica registrada sobre el cuero cabelludo, a la cual llamó electroencefalograma, en el que identificó dos distintivos componentes rítmicos; las ondas alfa y beta. Su interés era investigar de forma clínica ciertas alteraciones óseas craneales que presentaban algunos soldados a consecuencia del combate en la Primera Guerra Mundial. Desde entonces el desarrollo de la electroencefalografía ha sido alimentado por los avances en la electrónica, microelectrónica y la tecnología digital. Actualmente se dispone de diversos equipos comerciales principalmente para uso clínico ya que el EEG es uno de los exámenes paraclínicos más utilizados en Neurología. Equipos con modificaciones especiales se emplean para la investigación. La importancia de este tipo de registros, es que constituyen una herramienta para estudiar objetivamente procesos psicológicos subyacentes a funciones cerebrales, relacionando principios y eventos en un contexto y perspectiva metodológica.

Registro

Para obtener el EEG se colocan electrodos superficiales sobre el cuero cabelludo de acuerdo al sistema internacional 10-20 (Jasper 1958), el cual consiste en la colocación de electrodos en el 10 y 20 porciento de la distancia respecto a ciertas referencias anatómicas. Estas referencias son el nasion (puente de la nariz), el inion (protuberancia en la parte posterior de la cabeza arriba de la nuca), y los puntos preauriculares izquierdo y derecho (depresión frente a los oídos arriba de los pómulos)

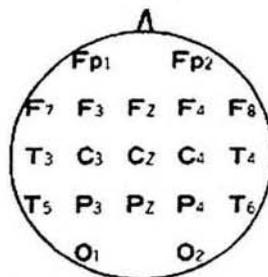


Figura 1.1.1 Localización de los electrodos

La nomenclatura de la posición de los electrodos (Fig. 1.1.1) emplea letras y números según corresponda. La primera letra se refiere al lóbulo donde se coloque (F = frontal; P = parietal; C = central; T = temporal; O = occipital), la línea central se representa con la letra "z" y el número indica el hemisferio (nones = izquierdo; pares = derecho)

El EEG es el registro de las variaciones de voltaje (amplitud en microvolts) detectadas por los electrodos con respecto al tiempo (latencia en milisegundos), en el cual se comparan diferencias de potencial entre dos sitios, ya sea activos (registro bipolar) o uno activo y el otro inactivo (registro monopolar) El lóbulo de la oreja es un sitio inactivo comúnmente empleado.

El rango de las variaciones de los voltajes que se obtienen en el EEG es de aproximadamente -100 a +100 microvoltios (μV), por lo que es necesario amplificarlas por un factor aproximado de 20 000 veces para que en el canal de salida la lectura sea del orden de milivoltios. El voltaje una vez amplificado puede ser representado mediante plumillas de tinta o en la pantalla de una computadora para análisis "on-line" o ser almacenada en cintas analógico-digitales para análisis "off-line" (Fig. 1.1.2)

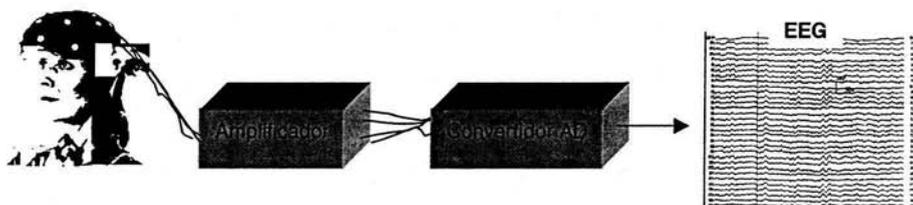


Figura 1.1.2 Diagrama del registro de un electroencefalograma

Descripción

En el EEG se pueden encontrar varios tipos de actividades periódicas, vistas como ondas dinámicas o bandas. Las cuatro bandas principales son: alfa, beta, teta y deltay se simbolizan con letras griegas (Fig. 1.1.3) Su clasificación se realiza de acuerdo a su morfología, frecuencia, amplitud y reactividad (Tyner y cols, 1983; Coles & Rugg, 1995)

La morfología se refiere a la forma o patrón de la onda, las cuales y son diferentes para cada banda; las ondas alfa son simétricas sobre ambos hemisferios y aparecen en forma de husos, mientras que las otras son más asincrónicas y polimorfas.

La frecuencia se mide en número de ciclos por segundo o Hertz y cada banda tiene un rango característico (Fig. 1.1.3)

La amplitud es la variación en microvolts del punto mínimo al máximo de la onda y tiende a ser inversamente proporcional a la frecuencia, es decir, a mayor amplitud, menor frecuencia y viceversa.

La banda alfa se asocia a estados de relajación y descanso, desaparece con cualquier estímulo o esfuerzo cognoscitivo intenso; se localiza las áreas posteriores del cerebro. La banda beta refleja aumento de activación cortical, se afectan por estímulos táctiles, auditivos o emocionales y se bloquean por esfuerzo voluntario; se presenta en regiones anteriores. La actividad teta se ha restringido casi exclusivamente al sueño, se asocia a condiciones de bajos niveles de alerta y disminución en el procesamiento de información; se localiza en la región temporal y parietal. La actividad delta ocurre en periodos de sueño, se le identifica como ondas lentas y está asociada en algunas patologías; se observa en las regiones frontotemporales.

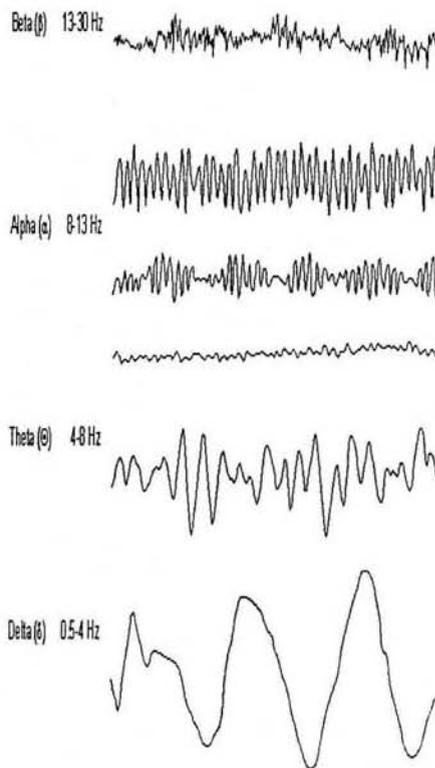


Figura 1.1.3 Ejemplos de actividad en el EEG

Análisis

El primer tipo de análisis que se realiza sobre el EEG es el visual, en el que se puede identificar la frecuencia y banda de interés; en su cuantificación se contaba manualmente el tipo de actividad presente en todo el registro. Para la misma actividad hoy en día se emplean diferentes procedimientos electrónicos, de los que se generan grandes cantidades de información. Para su obtención, primero se requiere convertir la señal amplificada del EEG mediante un convertidor análogo a digital, esto permite la manipulación matemática, por ejemplo, con una computadora. La señal es muestreada y posteriormente segmentada (Ver sección 1.2), así cada fragmento puede someterse a análisis.

1.2 POTENCIALES RELACIONADOS A EVENTOS

Los Potenciales Relacionados a Eventos (PREs) se obtienen mediante una técnica electrofisiológica no invasiva que permite estudiar en tiempo y secuencia real lo que sucede durante la activación de diferentes sistemas neuronales que subyacen a procesos cognoscitivos específicos, como es el caso de la categorización semántica (Ostrosky-Solís y Chayo-Dichi, 1997) Los PRE tienen una amplitud pequeña, menor a 20 μV , en relación a la amplitud del EEG (alrededor de 50 μV) por lo que en su análisis se emplean procedimientos de discriminación para extraer la señal de interés respecto a la señal o ruido de fondo, en este caso el EEG. Uno de los procedimientos es el de promediación de varios segmentos del EEG que contienen la actividad en un periodo de tiempo específico relacionado a un evento particular; esto es, se seleccionan los segmentos que tienen una relación temporal constante a un evento. La selección del número de segmentos depende de la relación señal-ruido, de la presencia de artefactos (parpadeos, movimientos oculares, tensión muscular, etc.) entre otras. Las señales varían de sujeto a sujeto y de una muestra a otra, ya sea que contengan el PRE o no, la promediación permite que la actividad no relacionada se cancele dejando el PRE visible (Fig. 1.2.1)

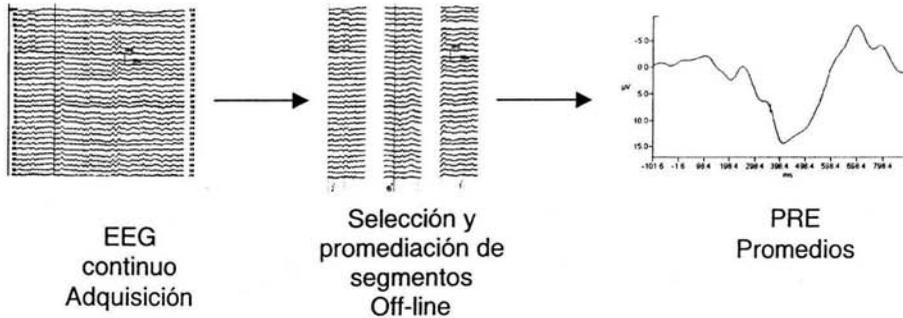


Figura 1.2.1 Ejemplo de la obtención de un PRE

Modelos de generación

Los PRE son muestras de la actividad eléctrica integrada de grandes grupos de neuronas en el cerebro. Coles y Rugg (1995) sugieren que para que la integración ocurra, las neuronas deben tener actividad sincronizada y el campo eléctrico de cada neurona debe estar orientada de manera que su efecto sea acumulativo. Se considera que los PRE son el resultado de potenciales postsinápticos acumulados, dado que tienen mayor duración y es más factible que su actividad se sincronice a diferencia de los potenciales presinápticos que tienen alta frecuencia y poca duración. Por otro lado, para que la actividad sea acumulativa deben poseer una organización espacial específica para generar un campo eléctrico. Lorente de No en 1947 distinguió entre campos abiertos y cerrados. En la estructura del modelo que da un campo abierto los árboles dendríticos de las neuronas están orientados hacia un lado y los axones hacia el opuesto, de esta forma, la actividad de cada neurona tiene la misma orientación y por lo tanto se suma. Entonces sólo las estructuras con un tipo similar de conformación serían las que generan potenciales registrables. Los campos abiertos se conforman cuando las neuronas están organizadas en capas como en la corteza, partes del tálamo, el cerebelo y otras estructuras. Los campos cerrados tienen una organización concéntrica, de manera que la actividad de las neuronas puede tener dirección incluso opuesta, lo que imposibilita su adición.

1.2.1 Componentes

En los últimos años se han investigado los PRE en los que se han identificado varios componentes (deflexiones o picos) que se han clasificado de acuerdo a su polaridad, latencia, distribución cerebral, y a la manipulación experimental. Sus características principales son la amplitud, latencia, morfología y distribución topográfica.

La amplitud es la suma de campos eléctricos de grandes grupos de neuronas que se disparan en sincronía. La latencia es el tiempo en que se presenta la máxima amplitud de algún componente (Swaab y cols, 1997) La morfología es la distribución de crestas y valles de voltaje, positivas y negativas que dependen de la modalidad sensorial estimulada, el estímulo y la demanda de procesamiento cognoscitivo requerido. La distribución topográfica es la ubicación de la actividad eléctrica del componente sobre la corteza del cerebro.

1.2.2 Componentes exógenos y endógenos

En los PRE se encuentran dos grupos de componentes (Fig. 1.2.2.1), que dependen de la interacción entre el sujeto y el estímulo:

- Los exógenos o sensoriales son componentes de latencia corta, controlados por las características físicas del estímulo (intensidad, luminosidad, frecuencia, etc.) y se consideran respuestas obligatorias. No están influenciados por procesos cognitivos. Ocurren dentro de los primeros 100 ms después de la presentación del estímulo.
- Los endógenos son componentes de latencia larga y corresponden a la interacción entre el sujeto y el estímulo, es decir, de acuerdo a la demanda psicológica del evento. Sus componentes varían en función de factores como la atención, la relevancia de la tarea, y la naturaleza del procesamiento requerido por el estímulo. Ocurren después de los 100 ms de la presentación del estímulo.

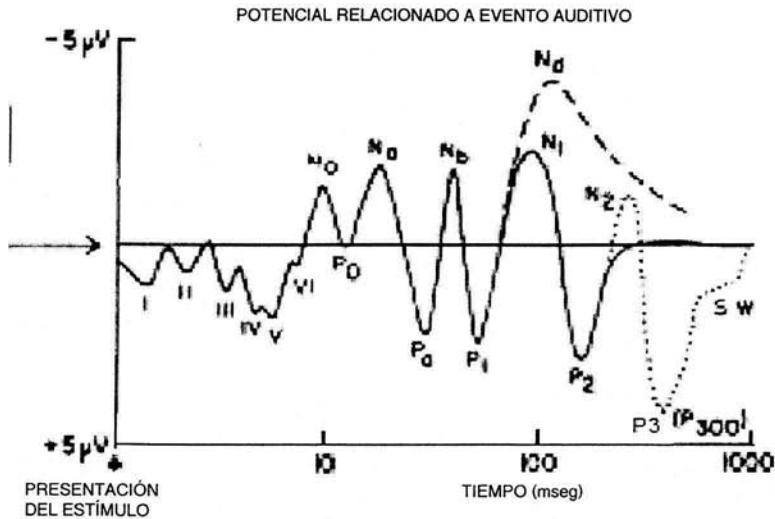


Figura 1.2.2.1 Modelo idealizado de un PRE en el que se observan los componentes endógenos y exógenos

1.2.3 Componentes más estudiados

Componentes sensoriales

Son provocados por la presentación de estímulos, visuales, auditivos o somatosensoriales. Se pueden generar ya sea por entrenamiento, estimulación presentada a una relativa alta frecuencia o por estímulos transitorios. Sus deflexiones están asociadas a la transmisión de información sensorial del sistema sensorial periférico hacia la corteza y/o el arribo de información a la corteza. Los potenciales son respuestas obligatorias del sistema nervioso ante un estímulo externo. Sus componentes dependen de la modalidad específica, por lo que difieren en su forma y distribución topográfica en función de la ruta o modalidad sensorial involucrada.

Componente N100

El N100 o N1 se determinó investigando procesos atencionales, comparando las respuestas de cuando se atiende o no el estímulo (Eason y cols, 1964; Hillyard y cols, 1973) En sus resultados sugieren que un estímulo atendido está asociado a un PRE más negativo entre los 100 y 200 ms (Hillyard y cols., 1973) De investigaciones posteriores se extraen dos temas importantes; el uso de PRE para comprobar teorías de atención selectiva y la naturaleza del efecto atencional sobre el PRE

La atención selectiva se refiere a la habilidad del humano de procesar información para analizar algunos estímulos e ignorar otros. El proceso según Broadbent (1957) es un filtrado el cual ocurre a un nivel perceptual temprano o a etapas posteriores de procesamiento. En la teoría de los recursos (Kahneman, 1973), la atención selectiva es un mecanismo por el cual el sistema asigna más recursos para procesar información en el canal que atiende el estímulo en contraste con los canales que no lo atienden. En estudios subsecuentes se propuso que la facilitación de la onda N100 ante los estímulos relevantes era producida por la suma de otra onda que aparece con la misma latencia, a la cual se le denominó "negatividad de procesamiento" (Näätänen y cols., 1978) u "onda de diferencia" (Nd) Esta deflexión negativa está formada por varios componentes que se originan por diferentes regiones del cerebro y son sensibles a diferentes condiciones experimentales

Actualmente se considera que ambos mecanismos coexisten: la facilitación de la onda N100 y la presencia de la Nd con distribución frontal, que se agrega a la primera durante la percepción de los estímulos en los canales atendidos (Woldorff y cols, 1991)

Componente N200

El N200 o N2 se presenta aproximadamente a los 200 ms ante cierta clase de estímulos visuales y auditivos. Los estímulos deben ser al menos de dos tipos en la que uno es infrecuente y el otro frecuente. Su amplitud varía con la detección

de características en el estímulo, siendo más amplia para el estímulo improbable y no depende de la relevancia de la tarea sino de la detección de estímulos infrecuentes (Squires, Squires y Killyard, 1975; Näätänen, 1982). Se distribuye de acuerdo a la modalidad sensorial; máximo en la región occipital para estímulos visuales y en la centro-frontal para los auditivos. El componente N200 es independiente de la atención selectiva en el paradigma auditivo. Näätänen lo denomina como MMN "mismatch negativity".

Su latencia depende de la dificultad entre discriminar estímulos frecuentes e infrecuentes

Componente P300

El componente P300 (Fig. 1.2.3.1) es una onda positiva tardía con una amplitud que va de los 5 a los 20 μV ; una latencia de entre 300 y 900 mseg, y máximo en las áreas centro-parietales. Está asociado a la detección de eventos infrecuentes (Sutton y cols., 1965), resolución de situaciones de incertidumbre, en la actualización de la memoria a corto plazo, al valor o significado del evento en el contexto de la tarea y a las fuentes para el procesamiento demandadas por la tarea en particular (Duncan-Johnson y Donchin, 1977; Knott y cols, 1999; Ostrosky-Solís y cols, 1995; Picton, 1992)

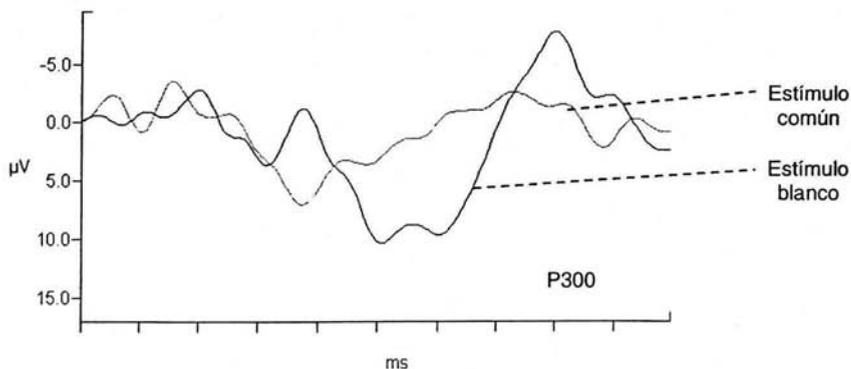


Figura 1.2.3.1 Componente P300

El P300 aparece en cualquier modalidad de estimulación. La forma más común para registrarlo es presentar dos clases de estímulos, uno raro o infrecuente y uno frecuente (paradigma "Oddball"), solicitando al sujeto que realice una tarea al detectar el estímulo infrecuente, (ej. contar el número de veces que aparece o apretar un botón) e ignorando el estímulo común.

La amplitud de éste componente varía de acuerdo con la cantidad de información dada por el estímulo y la probabilidad con la que éste se presenta, mientras que su latencia puede reflejar el tiempo de ocurrencia de el proceso de decisión o puede representar el resultado de la selección de la respuesta (Donchin y Coles 1988)

En la generación del P300, tanto la probabilidad o frecuencia con que aparece el estímulo blanco y la atención o relevancia de la tarea para el sujeto, influyen de forma independiente (Squires 1975) Un estímulo infrecuente independiente a la relevancia en la tarea generará un componente P3a, ligeramente más temprano y con distribución más frontal que parietal, el componente 3b aparece al atender una tarea relevante (ej. Paradigma "Odd-ball")

El P300 se ha empleado en clínica para detectar cambios en las funciones cognitivas como en la demencia, esquizofrenia, Parkinson idiopático y la enfermedad de Huntington entre otras.

Componente N400

El componente N400 es una deflexión negativa que aparece aproximadamente a los 300 ms después de la presentación del estímulo y alcanza su mayor amplitud a los 400 mseg. Este componente está asociado con el desarrollo y violación de expectativas semánticas visuales (Kutas y Hillyard, 1980) y auditivas (McCallum y cols., 1984) Su amplitud es inversamente proporcional a la expectativa de la palabra terminal e insensible a las restricciones de la oración, como el número de respuestas alternas. Tiene una distribución topográfica principalmente en el hemisferio derecho, en zonas centro-parietales de

la corteza cerebral (Kutas y Hillyard, 1982) El N400 se emplea para probar teorías relacionadas al procesamiento semántico en el lenguaje escrito y hablado y en la memoria.

Potenciales relacionados a movimiento

Los potenciales precedentes al evento son potenciales que ocurren antes del evento y se asocian a la actividad neuronal en áreas motoras de la corteza, como reflejo de los procesos relacionados a la preparación y ejecución de movimientos. Estos potenciales fueron descritos primero por Kornhuber y Deecke en 1965, quienes encontraron que previo a movimientos voluntarios se genera lentamente un potencial negativo, comenzando algunos 800 ms antes de la iniciación del movimiento. Estos potenciales preparatorios se pueden distinguir de los que siguen al movimiento, los potenciales reaférentes. Ambos, potenciales de premovimiento y postmovimiento, tienden a ser máximos en electrodos colocados sobre las áreas motoras de la corteza. Posteriormente algunos componentes de los potenciales son más grandes en localizaciones de electrodos contralaterales al miembro respondiente (ej. para movimiento de manos y dedos)

2

SISTEMAS DE BIOCONTROL, INTERFAZ NEURAL E INTERFAZ CEREBRO-COMPUTADORA

2.1 SISTEMAS DE BIOCONTROL

Un sistema de biocontrol (BCS), se refiere a un sistema conformado por conexiones electrónicas que transforman parte de la actividad biológica de una persona en actividad eléctrica compatible con accesorios externos, de manera que actúen como si fueran extensiones de su propio cuerpo (Vidal, 1973) La computación y la microelectrónica son elementos indispensables en el diseño y capacidades de muchos de los instrumentos con los que se estudia la biología humana. Los BCS se benefician tanto del avance tecnológico como del mayor conocimiento sobre los sistemas biológicos, en especial del sistema nervioso.

Los sistemas de biocontrol (BCS) empezaron a concebirse como una posibilidad real y desarrollarse en la década de los 70. La milicia en Estados Unidos se interesó por desarrollar sistemas que ayudaran a sus pilotos a controlar los aviones de combate. Su campo en la actualidad se ha extendido desde la exploración en interfaces neurales, hasta abarcar parte de la tecnología inalámbrica, diseño de aparatos para la atención médica, productos domésticos, sensores, electrodos y tecnología de rehabilitación.

2.2 INTERFAZ NEURAL

Una interfaz neural, es un sistema de biocontrol que se refiere a la unión directa de datos entre una computadora y el sistema nervioso humano, por medio de un canal de circulación de información (Lusted & Knapp, 1996).

De forma ideal en una interfaz neural, el usuario podría controlar directamente las actividades de una computadora empleando las señales provenientes de sus nervios o músculos. El control directo implica la ausencia de una interfaz convencional como un teclado o un ratón.

Una de las razones para desarrollarlas, se deben a que existen enfermedades que dañan las vías por las cuales el cerebro se comunica y controla su ambiente externo, como sucede en la esclerosis lateral amiotrófica o la parálisis cerebral. Hasta la fecha no hay tratamientos efectivos para esas alteraciones ya que en muchos casos significaría reparar de alguna forma el sistema nervioso. Las interfaces neurales son una alternativa posible gracias a la tecnología, cuyos efectos serían muy similares a los que lograría un tratamiento si éste existiera.

El desarrollo de sistemas con estas características requiere de la colaboración multidisciplinaria de muchas áreas, las cuales se exploran desde plataformas organizadas, como la de Biocontrol Systems fundada en 1987 con fines comerciales y la Brain-Computer Interface 2000 con fines científicos, además de proyectos independientes. Cada proyecto reúne los esfuerzos de psicólogos, ingenieros biomédicos, en computación, neurólogos, especialistas en rehabilitación, etc.

Cada proyecto de interfaz neural puede seguir una línea de investigación muy particular, pero de manera general, además de compartir objetivos, comparten tres aspectos fundamentales que son:

- Adquisición de la señal bioeléctrica.
- Procesamiento de la señal por patrones de reconocimiento o extracción de los elementos deseados de la bioseñal.

- Traducción del resultado del procesamiento de la señal en códigos de salida para controlar dispositivos electrónicos externos.

2.3 SEÑALES BIOELÉCTRICAS PARA INTERFACES NEURALES

El objetivo de toda interfaz neural es hacer que un dispositivo externo acepte la actividad del sistema nervioso como señal de control. De esta manera, la voluntad o intención de una persona es transferida hacia una máquina.

En el caso de una persona con un padecimiento motriz muy severo, el afectado puede perder todas las formas de control muscular voluntario, quedando completamente atrapado dentro de su cuerpo y sin posibilidades de comunicarse por cualquier medio. Una alternativa para contrarrestar esta incapacidad es emplear una interfaz que aumente sus posibilidades de comunicación y control. Las interfaces neurales emplean señales bioeléctricas para funcionar. Las principales a considerar son:

- Electromiograma (EMG)
- Electrooculograma (EOG)
- Electroencefalograma (EEG)
- Electrocardiograma (ECG)

El ECG se ha enfocado principalmente en el estudio de la relación entre el estrés y la enfermedad cardiovascular y tiene más aplicaciones en dispositivos tipo interfaz con aplicaciones de monitoreo y desempeño corporal.

2.3.1 Electromiograma

El electromiograma (EMG) es el registro continuo de la actividad eléctrica intrínseca asociada con la contracción muscular obtenida a través de electrodos superficiales o de aguja.

El electromiograma fue reportado primero por DuBois-Reymond en 1849. Se registra en la superficie de la piel y representa la actividad sumada de las fibras musculares, dado que cada fibra genera un potencial eléctrico cuando se contrae y relaja. La información relevante que se obtiene de este tipo de registro, es el

estado fisiológico del músculo esquelético y de su innervación. En el caso de parálisis muscular, ayuda a ubicar el lugar de la lesión (neurona motora superior, neurona motora inferior, médula espinal, placa motora o fibra muscular)

La señal del EMG es aleatoria (ver Fig. 2.3.1) y su amplitud es proporcional al tipo de contracción; grande para contracciones fuertes y pequeña para contracciones débiles. Su representación se puede hacer mediante una función de distribución Gauseana donde el promedio de energía del EMG varía de acuerdo a la fuerza de la contracción muscular. Esta información es muy útil porque muestra en tiempo real la fuerza y la velocidad de la contracción y relajación del músculo.

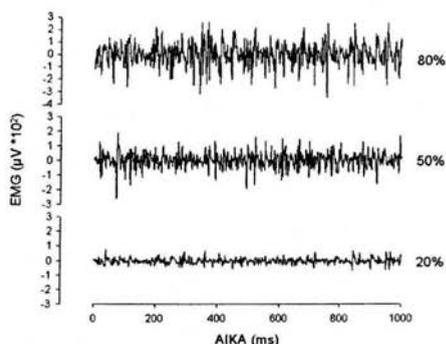


Figura 2.3.1 Electromiograma

El EMG fue la primer bioseñal que se empleó para desarrollar sistemas de biocontrol, y es quizá la señal bioeléctrica más accesible ya que utiliza el control voluntario del músculo. Tanto el control muscular voluntario como la señal que se obtiene, son elementos clave para crear una tecnología de tipo interfaz neural. Para que la señal sea útil o aprovechada por el sistema de biocontrol, tiene que ser procesada por componentes y circuitos electrónicos, es decir, tiene que haber compatibilidad entre la señal proveniente del músculo y las que emplean las partes electrónicas, que a su vez se comunicarán con otros dispositivos que las ejecutarán. Para ello se pueden extraer características específicas como reconocer sus patrones, determinar amplitud, frecuencia, etc. El objetivo de un

sistema de biocontrol que emplea el electromiograma, es convertir la actividad del músculo en el lenguaje de las computadoras.

Una de las aplicaciones de esta tecnología es dar acceso y control vía computadoras a personas con daño muscular, en las que se pueden restituir algunas funciones utilizando zonas cercanas a la ruta que controla los músculos y no es afectada por la lesión (Hoffer y cols., 1996; Kilgore y cols., 1997; Ferguson y cols., 1999)

2.3.2 Electrooculograma

El electrooculograma (EOG) es una técnica no invasiva que se obtiene de un potencial de descanso, conocido como el potencial corneo-retinal, generado dentro de globo ocular por la actividad metabólica de la retina, la cual tiene un ligero voltaje negativo respecto de la córnea. Con un electrodo adecuadamente colocado, se puede registrar este dipolo que es indicativo del movimiento del ojo, dado que la amplitud de este potencial varía proporcionalmente a su movimiento. Los voltajes que se registran en el EOG varían de acuerdo a la rotación de los ojos en un rango de 30 grados desde el centro. Esta actividad se ha estudiado desde 1953, año en que Aserinsky y Kleitman lo emplearon para estudiar los patrones de movimiento ocular durante periodos de sueño, y más recientemente, para posicionar un cursor en la pantalla de una computadora (LaCourse y Hladik, 1990) En relación a su aplicación a sistemas de biocontrol, el EOG presenta interferencia del parpadeo, la señal del músculo ocular y contaminación de la línea base por la migración espontánea de iones hacia el electrodo. El ruido es confundido con el movimiento verdadero del ojo, por lo que se han implementado arreglos que aíslan la señal mediante diferentes niveles de rechazo y filtrado. Para registrar las señales de las posiciones vertical y horizontal se requieren al menos dos canales y las computadoras que procesan las señales deben estar equipadas con analizadores de tipo red neuronal artificial (AAN) o de memoria asociativa (Fuzzy) La aplicaciones del EOG están orientadas a mejorar la comunicación de personas con severo daño muscular, incrementando las capacidades de las rutas

remanentes. Si se tiene control voluntario sobre los músculos oculares, éstos podrían substituir a los músculos paralizados (Damber y cols., 1987; LaCourse y Hludik, 1990; Chen y cols., 1999; Kubota y cols., 2000) a diferencia del EMG cuyo uso está orientado hacia el control de prótesis partiendo de que los músculos que todavía tienen control substituyan mediante la interfaz a los músculos paralizados.

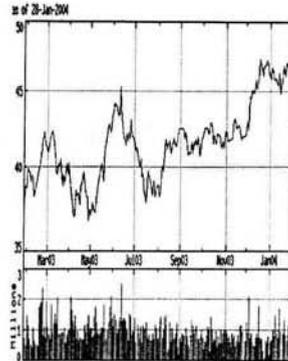


Figura 2.3.2 Electrooculograma

2.3.3 Electroencefalograma

Tanto el EMG como el EOG se emplean para desarrollar técnicas que restauren algunas funciones de enfermos con discapacidad motriz severa, pero que aún tienen algún control sobre músculos, incluyendo el ocular. Para quienes no poseen ni siquiera ese control, la alternativa es utilizar canales de comunicación independientes al control muscular y a la ruta de salida que normalmente emplea el cerebro.

Dentro del grupo de técnicas funcionales que registran la actividad del cerebro, se encuentran la electroencefalografía (EEG), la magnetoencefalografía (MEG), tomografía de emisión de positrones (PET), imagenología por resonancia magnética funcional (fMRI), e imagenología óptica.

Para su aplicación en una interfaz la MEG, la PET, la fMRI y la imagenología óptica, tienen muchos requisitos técnicos y son caras, además la PET, la fMRI y la imagenología óptica, dependen del flujo sanguíneo y requieren de tiempos excesivos de registro para fines de comunicación, dada su baja resolución temporal.

En una interfaz neural un aspecto fundamental es adquirir una bioseñal que sea funcional para efectos de comunicación. En estos términos y en comparación a las otras técnicas, el EEG es un registro que se obtiene en poco tiempo, no

requiere de un ambiente específico y el equipo que se emplea es relativamente simple y accesible, posee alta resolución temporal y baja resolución espacial.

El EEG principalmente se ha empleado para evaluar alteraciones neurológicas, investigar funciones cerebrales y en el monitoreo de terapias (Travis y cols., 1975; Kuhlman, 1978; Elbert y cols., 1980; Rockstroh y cols., 1989; Rice y cols., 1993; Serman, 2000)

Otra aplicación es la posibilidad de emplearlo para intentar “describir los pensamientos”, empleando sólo la actividad cerebral circunscrita a una tarea específica y a una probabilidad de manera que la señal pueda traducirse para controlar dispositivos o comunicarse (Levine y cols., 2000)

Considerar al EEG como una opción de control y comunicación, tiene su base en la correlación existente entre el EEG y la realización o imaginación de movimientos y algunas tareas mentales (Keirn y Aunon, 1990; Lang y cols., 1998; Altenmüller y Gerloff, 1999; McFarland y cols., 2000)

Para emplear la señal del EEG directamente para controlar una interfaz computarizada, es necesario que la señal sea el resultado de un estímulo o de un esfuerzo, que el usuario la pueda controlar o aprenda rápido a hacerlo y que sea registrada de forma convencional o de forma invasiva con electrodos implantados.

Los investigadores se han enfocado en dos tipos de interfaces:

- La primera es usar bandas características del EEG continuo en la cual el usuario puede modificarla con cierto grado de confiabilidad y ,
- La segunda es el uso de potenciales evocados

2.4 INTERFAZ CEREBRO-COMPUTADORA

El término Interfaz Cerebro-Computadora (BCI) fue descrito por Jaques Vidal (1973, 1977) en los 70 para designar cualquier sistema computarizado que involucrara información obtenida a partir del funcionamiento del cerebro.

Posteriormente se definió a la BCI como un sistema de comunicación y/o control, que emplea la actividad eléctrica del cerebro como una bioseñal que representa

mensajes u ordenes que un individuo envía al mundo externo, los cuales no utilizan las rutas normales de salida del cerebro como son los nervios periféricos y los músculos, sino que lo hace a través de un sistema artificial que las extrae, codifica y aplica (Wolpow, 2000)

El sistema de una BCI, cambia la señal electrofisiológica de ser un reflejo de la actividad del SNC, por productos intencionales de dicha actividad, los cuales pueden ser respuestas simples, mensajes u ordenes que controlen aparatos, procesar palabras y expresar frases con lo cual se puede aumentar la interacción con el entorno.

2.4.1 Clases de BCI

Las BCIs pueden ser de dos clases: dependiente e independiente.

Una BCI dependiente no emplea las rutas de salida normales del cerebro para transmitir el mensaje, sólo utiliza su actividad. La monitorea registrando la actividad cerebral ante un estímulo dado. Por ejemplo, se puede monitorear la posición de la mirada mediante el EEG colocando electrodos en el cuero cabelludo sobre la corteza visual. Un ejemplo de interfaz que monitorea la posición de la vista mediante el EEG, emplea una matriz de letras que se iluminan una a una en un tiempo dado y que el usuario selecciona observándolas, generando así un potencial visual evocado (PVE), de manera que cuando la letra de interés se ilumina, el PVE es más grande que cuando la letra permanece sin iluminar (Sutter, 1992) En este caso el canal de salida es la actividad del EEG, pero la señal depende de la dirección de la mirada, lo cual implica los músculos extraoculares y los nervios craneales que los controlan.

Una BCI independiente no depende de las rutas normales de salida del cerebro. El mensaje no es registrado por la actividad de los nervios periféricos o músculos, es decir, su actividad no es necesaria para obtener la actividad cerebral que lleva el mensaje, sino que provee al cerebro de totalmente nuevos canales de salida. Por ejemplo (Farwell y Donchin, 1988; Donchin y cols., 2000) generaron una BCI donde el canal de salida es el EEG, el estímulo se presentaba en una matriz de

letras que se iluminan aleatoriamente por renglones y columnas produciendo un componente P300 en los PREs. La generación de la bioseñal en el EEG es el resultado de la intención del individuo y no de la orientación de los ojos. Esto es particularmente importante para alteraciones motoras severas en las que se pierde incluso el movimiento ocular.

2.4.2 Modelo general de una BCI

Un modelo general de una BCI implica un sistema en el cual una persona puede operar dispositivos externos mediante componentes funcionales.

La siguiente figura representará de forma esquemática el modelo general de una BCI

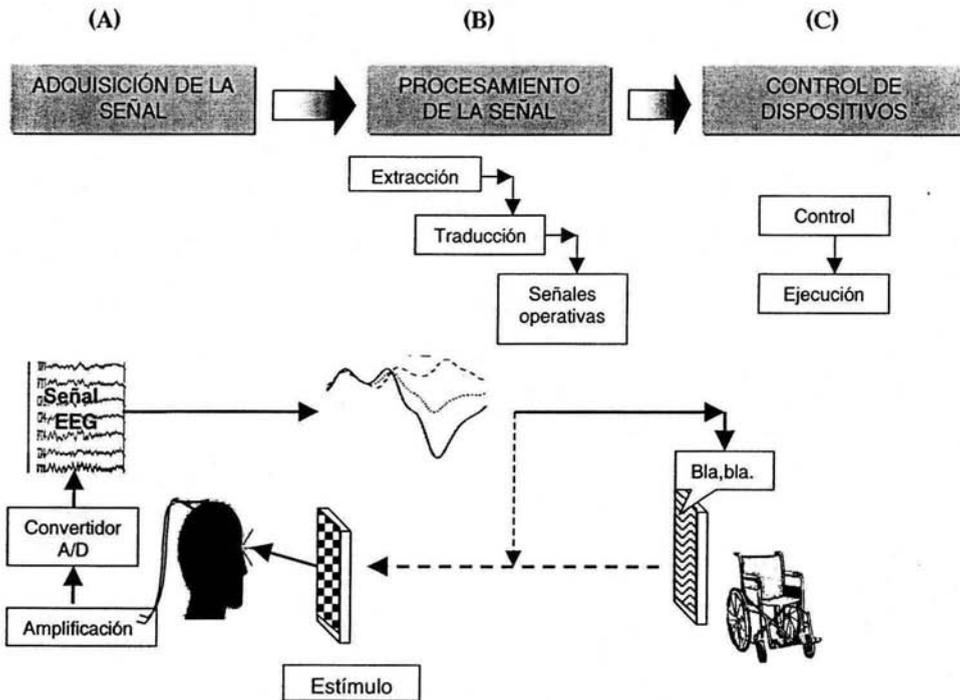


Figura 2.4.2 Diagrama del modelo general de una Interfaz Cerebro-Computadora

El sistema parte del registro de la actividad electrofisiológica del usuario (A) (Fig. 2.4.2), la cual es amplificada y convertida a un formato que puede ser interpretado por una computadora. El siguiente módulo o componente (B) es el que procesa la señal en tres pasos; el primero extrae o reconoce la señal, el segundo la traduce y el tercero las convierte en señales operativas que reconoce el aparato ejecutor. Por último, el dispositivo o componente ejecutor (C) consta del aparato y su propio controlador.

2.4.3 Partes de una BCI

Las partes de una Interfaz Cerebro-computadora se pueden definir en términos operacionales (Wolpow y cols., 2002) o por sus componentes funcionales (Mason y Birch, 2003)

Componentes operacionales:

- **Adquisición de la señal:** inicia con el registro de las señales, mediante electrodos. El método puede ser no invasivo, colocando electrodos superficiales sobre el cuero cabelludo (EEG), invasivo en el que los electrodos se insertan en la corteza cerebral (Electrocorticograma) La señal puede ser evocada (PRE) o espontánea (ritmos en el EEG sobre la corteza sensoriomotora) Los primeros dependen de un estímulo como flashes de luz y no requieren entrenamiento; los segundos no dependen de la estimulación, sino del esfuerzo del sujeto y se obtienen luego de un periodo de entrenamiento. Finalmente la señal es amplificada y digitalizada.
- **Procesamiento de la señal:** la señal digitalizada es sometida a uno o varios procesos de extracción tales como filtros espaciales, mediciones de amplitud y latencia, análisis espectral, etc. Los PRE por ejemplo, se caracterizan por depender de la amplitud y el tiempo, en cambio los ritmos

mu o beta son funciones de la frecuencia. Las señales además deben estar libres de interferencias como la actividad muscular o la ocular.

La señal extraída es traducida por algoritmos, cuya función es convertir la señal a un lenguaje que sea compatible con el dispositivo a controlar. Los algoritmos funcionan en tres niveles adaptativos: el primero ajusta el sistema al tipo y características de la señal que proporcione el usuario (amplitud, latencia, frecuencia) y a la velocidad con que se genera las respuestas. El segundo, realiza ajustes periódicos en línea, dado que el usuario puede variar en su ejecución por factores como el ambiente, fatiga, enfermedad, etc. El tercero adapta el nivel de ejecución o capacidades del usuario para controlar el desempeño del dispositivo externo.

- Dispositivo / aparato ejecutor: una vez que la señal se ha procesado, pasa a un controlador o directamente al canal de salida para que la intención final sea ejecutada. El dispositivo más común es la pantalla de una computadora, aunque puede ser cualquier otro equipo compatible. El resultado final de una operación es variable, desde la selección de objetivos, letras, iconos hasta mover un cursor. Este producto final retroalimenta nuevamente al usuario para mantener, aumentar la velocidad o la exactitud de acuerdo al protocolo de operación.
- Protocolo de operación: es un formato que guía la operación de la BCI, en el cual se definen las operaciones o actividades, su estado, grado de desarrollo y de ejecución, las intervenciones del usuario y el sistema, el tiempo en que se realizan, su secuencia, velocidad, especificidad, etc.

Componentes funcionales:

Los principales componentes funcionales de una BCI son los siguientes: usuario; amplificador; convertidor analógico-digital; extractor, traductor y controlador de la señal; el dispositivo y su controlador y el ambiente de interacción.

- Usuario: es el controlador del sistema; provee las bioseñales mediante dispositivos de toma como los electrodos.
 - Electrodos: convierten las bioseñales en señales eléctricas analógicas.
 - Aislamiento óptico: en el sistema interviene la corriente eléctrica y por lo tanto existe el riesgo de choque eléctrico. El aislamiento es la interrupción de la corriente por una señal óptica que se transmite a corta distancia, de manera que la señal pasa libremente pero se reduce la posibilidad de recibir un daño.
- Amplificador: amplifica la señal analógica multiplicándola por un factor adecuado (ej. 20 000 veces) de manera que el voltaje original, que es del orden de -100 a +100 microvoltios, esté disponible en el canal de salida en el orden de milivoltios, el cual ya es compatible con el convertidor analógico-digital.
- Convertidor analógico-digital (A-a-D o A/D): esencialmente convierte la señal continua o analógica a funciones de series discretas de puntos que se aproximan a la función original. Cada punto es expresado en pares ordenados de puntos (x,y) en donde "x" es el voltaje y "y" el tiempo.
- Procesamiento de la señal: el procesador de la señal es un circuito integrado que funciona a manera de unidad de procesamiento central (CPU), cuya función es realizar cálculos numéricos con diversos objetivos:

- Extracción: transforma la señal amplificada y digitalizada en valores que correspondan al mecanismo neurológico implicado (Ej. P300, ritmos mu o beta en el EEG), esto es, reconoce patrones conocidos como vector característica que son secuencias numéricas específicas provenientes del convertidor analógico-digital.
 - Traducción: traduce mediante algoritmos las señales del vector característica en señales lógicas de control independientes al aparato o dispositivo ejecutor.
 - Controlador: convierte la señal lógica en un lenguaje compatible con el dispositivo externo.
-
- Dispositivo externo: el dispositivo o aparato externo es el ejecutor de las tareas que el usuario asigna a través del sistema, es decir, transforma las señales procesadas en señales físicas que interactúan tanto con el ambiente como con el usuario. Las señales pueden ser acumuladas hasta completar una secuencia a la que el aparato responda o funcionar automáticamente (silla de ruedas, sintetizador de voz, pantalla)

 - Ambiente de interacción: es el mundo físico al cual el usuario tiene acceso. Puede ser desde la comunicación con otras personas o la manipulación de objetos, el control de prótesis o computadoras.

2.5 BIOSEÑALES EMPLEADAS EN SISTEMAS BCI

El grupo de bioseñales exploradas hasta la fecha caen dentro de cinco grupos: Potenciales visuales evocados, potenciales corticales lentos, actividad neuronal cortical, ritmos beta y mu y potenciales P300 (Ver figura 2.5.1)

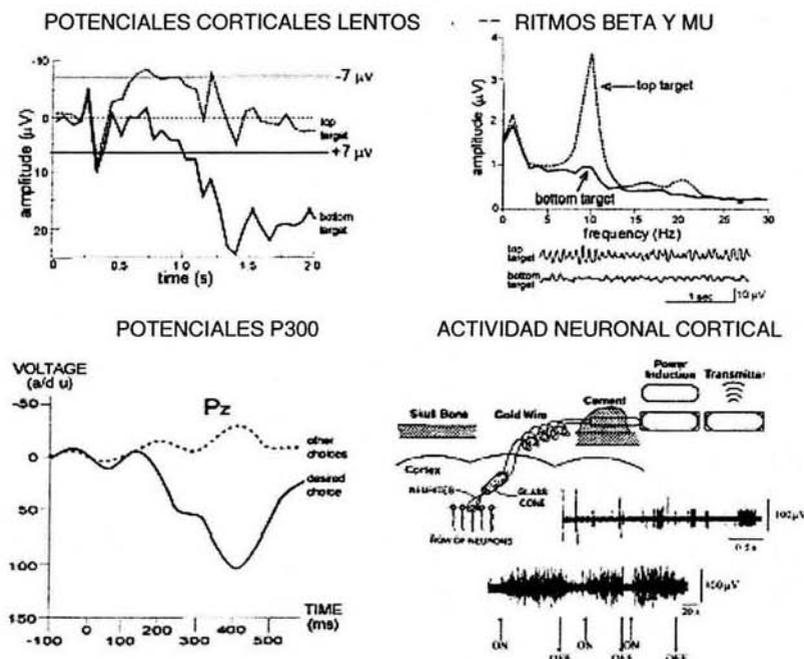


Figura 2.5.1 Ejemplos de bioseñales para BCI

2.5.1 Potenciales visuales evocados

El tipo de sistema que emplea los potenciales visuales evocados (PVE), los registra sobre la corteza visual y con ello se determina la posición de la mirada. Son sistemas dependientes cuya base para comunicar es la determinación de los PVE y el movimiento ocular determinado por alguna técnica de seguimiento de la mirada.

En la primer interfaz de este tipo se intentaba dirigir un cursor hacia la dirección en que el usuario lo deseaba mover (Vidal, 1973, 1977) Otro sistema parecido, la "Brain Response Interface (BRI)", emplea una gradilla con símbolos colocados en diferentes subgrupos los cuales cambiaban de color en la pantalla de video; el sujeto los seleccionaba produciendo alrededor de 10-12 palabras por minuto (Sutter, 1992) Por último, Middendorf y cols. (2000) determinaban la posición de la mirada midiendo la frecuencia de la respuesta a la luz en la corteza visual y con ello poder seleccionar botones virtuales que destellaban en una pantalla.

2.5.2 Potenciales corticales lentos

Los potenciales corticales lentos (SCPs) son variaciones de voltaje que se generan en la corteza cerebral y cambian cada 0.5 - 10.0 segundos. Con un entrenamiento que puede durar semanas o meses una persona puede aprender a controlar este tipo de actividad. La interfaz que emplea esta clase de señales tiene un arreglo en el cual se puede controlar el movimiento de un cursor en una pantalla como en el "Thought Translation Device (TTD)" (Birbaumer y cols., 2000), que selecciona objetivos en promedio cada 6 segundos. Si el usuario logra una exactitud igual o superior al 75 %, pasa a la segunda fase donde puede seleccionar letras para formar palabras en un programa especial de soporte (LSP) con un rendimiento de 0.15-3.0 letras/min.

2.5.3 Ritmos beta y mu

La actividad mu es producida en áreas sensoriales o motoras de la corteza en sujetos despiertos. Si no se está procesando un estímulo sensorial o generando actividad motora aparecen con una frecuencia de 8 a 12 Hz. Se ha reportado que el ritmo mu se genera en una minoría de adultos (Chatrian, 1976; Pfurtscheller, 1989) Los ritmos beta tienen una frecuencia de 18 a 26 Hz.

Ambas se registran en el EEG y están asociadas a la preparación de movimientos, en cuyo caso disminuyen. Esta desincronización relacionada al evento (ERD) es opuesta a la sincronización que ocurre después del movimiento (ERS) Las personas pueden ser entrenadas imaginando movimientos para generar y

controlar estos ritmos que acoplados a una BCI pueden dirigir un cursor en una pantalla (Wolpaw y cols., 1991; McFarland y cols., 1999; Pfurtscheller y cols., 1993)

2.5.5 Actividad neuronal cortical

Se emplea una técnica invasiva en la que se implantan electrodos neurotróficos en la corteza motora para detectar potenciales de acción neuronales. Después de un periodo de entrenamiento, las señales son convertidas a pulsos eléctricos para controlar un cursor, seleccionar letras para formar palabras y expresarlas en un procesador de textos o mediante un sintetizador de voz (Kennedy y Bakay, 1998; Kennedy y cols. 2000)

2.5.5 Componente P300

Como se describió en la sección anterior, el componente P300 es una onda positiva que aparece alrededor de los 300 ms, con una mayor amplitud en las zonas parietales y es provocado por estímulos infrecuentes o particularmente significativos ya sean visuales, auditivos o somatosensoriales.

Se registran de forma no invasiva sobre el cuero cabelludo en la zona parietal. La amplitud de este componente se ha empleado en una BCI que es capaz de reconocerlo mediante algoritmos (Donchin y cols, 2000) Los estímulos son intensificaciones repetitivas y semialeatorias de columnas y renglones, los cuales contienen letras (Fig 2.5.5.1) Las respuestas de cada columna y renglón son promediadas, esto es, que se requieren de varios estímulos para que sea significativo en términos del carácter que intenta seleccionar el usuario. Como el paradigma es de tipo "Oddball" la amplitud de los estímulos infrecuentes es mayor que la de los frecuentes. Por cada corrida se selecciona una letra, la de interés, la cual es el estímulo infrecuente y el resto frecuentes. Una vez seleccionada, la siguiente letra será el estímulo infrecuente y así sucesivamente hasta completar una palabra. Su rendimiento es de aproximadamente 5 letras por minuto (Donchin y cols., 2000)

Una de las ventajas del P300, es que si el usuario tiene daño ocular, se puede estimular auditiva o somatosensorialmente (Glover y cols, 1986; Roder y cols., 1996) una desventaja es que a largo plazo el usuario se podría habituar (Ravden y Polich, 1999) lo cual hace crucial que el algoritmo funcione con los niveles de retroalimentación adecuados.

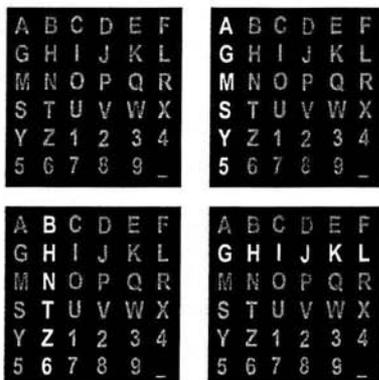


Figura 2.5.5.1 Paradigma de una BCI basada en P300

Las letras son iluminadas aleatoriamente por renglón/columna hasta cubrir la matriz (un set) El usuario se enfoca en el carácter en turno de una palabra que desea formar. Se requieren 15 sets por carácter.

(Farwell y Donchin, 1988)

Factores que afectan las características del P300

Se deben considerar diversos factores que eventualmente pueden afectar las características del P300 (Oken B.S. 1990) como la edad del sujeto, el nivel de atención y la relativa dificultad de la tarea. La edad afecta en la latencia para estímulos auditivos (Pfefferbaum y cols., 1980) y somatosensoriales (Picton y cols., 1984), aumentándose a partir de los 20 años. Los sujetos deben estar despiertos y alerta para generar el P300. Tanto el nivel de atención, la vigilia y la exactitud de la respuesta están asociados a algunas características de la onda como la amplitud, que decremanta si disminuye la vigilia y la atención hacia el estímulo o también si éste no es correctamente identificado. Se pueden registrar el número de respuestas correctas y el tiempo de reacción. El tiempo de reacción y una respuesta motora son independientes (Goodin y cols., 1986) La tarea específica que se le asigna al sujeto, es atender el estímulo raro o infrecuente, la dificultad de la tarea influye en su discriminación, que a su vez afecta a la amplitud y latencia (ej. En una tarea donde el estímulo blanco y el común sean muy parecidos)

La secuencia del estímulo infrecuente y frecuente es otro factor que afecta la amplitud del P300. La secuencia global o relación entre el estímulo, la cual se considera óptima a una proporción del 15 al 20 % (Tueting y cols., 1971; Duncan-Johnson y Donchin, 1977) La secuencia debe ser estandarizada y semialeatoria; la velocidad de presentación del estímulo debe ser alrededor de 1 por segundo con un rango de duración entre 600 y 1000 ms. En cuanto a la secuencia local un estímulo blanco precedido de otro estímulo blanco disminuye la amplitud del segundo (Squires y cols., 1976) por lo tanto se prefieren las secuencias semialeatorias para evitar este efecto, el cual podría ocurrir en una secuencia completamente aleatoria.

La amplitud también aumenta si la probabilidad temporal del estímulo blanco descende, es decir, se ve afectada por el intervalo interestímulo (ISI), de manera que el ISI aumente mientras la probabilidad en la secuencia es constante (Fitzgerald y Picton, 1981) Se pueden registrar P300 con ISIs tan pequeños como 300 mseg, aunque se aumenta ligeramente su latencia y la amplitud promedio baja contra ISIs más grandes (Woods y cols., 1980; Courchesne, 1986)

En la obtención de cualquier PRE los factores técnicos son importantes. En este caso es recomendable emplear filtros altos de 0.3 a 1 Hz y filtros bajos de 30 a 100 Hz, y al menos tres canales para registrar actividad (Fz, Cz y Pz) Las referencias pueden estar conectadas a los lóbulos auriculares cortocircuitados, a electrodos mastoides, la nariz, o electrodos noencefálicos. Los lóbulos auriculares, mastoides y la nariz son en parte referencias activas (Wolpaw y Wood, 1982) Los movimientos oculares deben ser monitoreados dado que pueden coincidir con el estímulo y tienen mayor significancia si es el estímulo blanco, lo mismo que artefactos como la actividad muscular craneal o la deglución. El P300 es una respuesta variable entre e intra sujeto, por lo que la repetición de los estímulos darán un margen más seguro de reproducibilidad. Una de las causas de variabilidad en la amplitud y latencia se debe a que el P300 está compuesto por dos componentes separados; el P3a y el P3b. Polich y cols., (1985) proponen como solución considerar ambos componentes. Su latencia varía dado que su morfología es variable así como su distribución, por lo cual se

debe determinar su latencia al máximo de amplitud o como la intersección de las líneas extendidas en los ejes desde el inicio hasta el final. La amplitud se determina mejor cuando se parte de una comparación con la línea base del preestímulo.

3.1 PLANTEAMIENTO Y JUSTIFICACIÓN DEL PROBLEMA

Existen diversas enfermedades neuromusculares que imposibilitan o restringen en diversos grados la comunicación con las personas o la interacción con el ambiente. La esclerosis lateral amiotrófica, la esclerosis múltiple, la parálisis cerebral y el daño en la médula espinal, son ejemplos de padecimientos que ya sea por evolución o por accidente se incrementan año con año entre la población. En ellos se altera la ruta nerviosa que controla los músculos reduciendo o empeorando su actividad voluntaria. Entre los afectados se encuentran niños y adultos que gracias a los avances en la tecnología médica, su esperanza de vida ha aumentado, pero en contraparte también se genera un alto costo en cuanto a demandas personales, sociales y económicas, tanto para ellos como para sus familiares.

En la actualidad se carece de formas efectivas para tratar o reparar el daño causado por estas enfermedades, por lo que se ha investigado la posibilidad de restaurar algunas funciones motoras o proveer alternativas de comunicación. El resultado ha sido el desarrollo de tecnologías de asistencia cuyo objetivo es la creación de prótesis y dispositivos que se acoplan al sujeto y para funcionar emplean su propia actividad electrofisiológica como generador de bioseñales. Este tipo de conexión es conocida como interfaz neural, y se han creado

diferentes tipos que utilizan principalmente la actividad muscular y ocular para aumentar las capacidades en las rutas remanentes. Sin embargo también hay personas cuyo padecimiento es muy grave y los imposibilita de toda actividad muscular incluyendo la ocular, por lo que esta tecnología no es del todo aplicable. Recientemente se ha considerado una interfaz que utiliza al cerebro como fuente de la bioseñal, lo cual implica exentar las vías neuromusculares remanentes y en cambio sí provee al cerebro de canales totalmente nuevos de comunicación y control, de manera que sólo dependa de las señales que éste genera, es decir, una Interfaz Cerebro-Computadora (BCI)

Una BCI consta de tres módulos operacionales básicos: la adquisición de la bioseñal; su reconocimiento y conversión y la traducción hacia un dispositivo externo que ejecute una actividad determinada. Las bioseñales son el punto de partida para considerar el diseño del resto del sistema y deben cubrir ciertos aspectos para que pueda ser traducida por el sistema y ser entendida como una intención voluntaria del usuario. Es necesario considerar elementos como la relación directa hacia una actividad programada, producirse con cierto grado de precisión, tener características intrínsecas para poder ser reconocida y procesada y mantener sus características ante ajustes del sistema por retroalimentación. Una señal bioeléctrica que cumple con estas características es el P300 (Farwell y Donchin, 1988; Donchin y cols., 2000)

Por lo tanto, resulta importante emplear un medio con el cual pueda obtenerse el P300 de manera confiable, que contenga el tipo de información que una persona quisiera comunicar, que la señal obtenida sea específica y corresponda a las intenciones del usuario y pueda reconocerse y procesarse mediante operaciones sencillas.

En el presente estudio se diseñó un Tablero de Comunicación atendiendo a todas estos requisitos necesarios para considerarlo en el probable desarrollo de una BCI.

3.2 OBJETIVOS

Objetivo general:

Desarrollar y probar un sistema de obtención de Potenciales Relacionados a Eventos, específicamente un paradigma con un Tablero de Comunicación para generar el componente P300 como bioseñal para un sistema de Interfaz Cerebro-computadora.

Objetivos específicos:

- 1 Elaborar un tablero de comunicación con imágenes de acciones, objetos y/o personas.
- 2 Detectar y caracterizar el componente P300 de los PREs asociados a la detección de la imagen frecuente e infrecuente en el tablero de comunicación en adultos neurológicamente intactos.
- 3 Comparar los componentes P300 de los PREs asociados a la detección de la imagen frecuente e infrecuente en el tablero de comunicación en dos tareas; dirigida y libre.
- 4 Determinar si existen diferencias estadísticamente significativas en el componente P300 de los PREs asociados a la detección de las imágenes infrecuente e infrecuente en el tablero de comunicación.
- 5 Explorar y determinar la región y número de electrodos para realizar el registro.
- 6 Revisar los aspectos que conformarían el desarrollo de una interfaz cerebro-computadora de acuerdo al paradigma empleado para emplearse como un sistema alterno de comunicación.

3.3 HIPÓTESIS

- Existen cambios electrofisiológicos (P300) que se presentan ante la detección de los estímulos frecuente e infrecuente en el tablero de comunicación.
- Existen diferencias estadísticamente significativas en los cambios electrofisiológicos (P300) que se presentan ante la detección de los estímulos frecuente e infrecuente en el tablero de comunicación.
- La región centroparietal es la óptima para el registro
- Las diferentes respuestas electrofisiológicas son índices confiables para integrarse a una interfaz cerebro-computadora.

3.4 VARIABLES

Variables independientes

- Paradigma con el tablero de comunicación.

Variables dependientes

- Amplitud y latencia del P300.

Definición conceptual de variables

- Paradigma con el tablero de comunicación: es un tablero con 25 imágenes de acciones, objetos y/o personas dispuestos en una matriz de 5 X 5, que se presentan siguiendo una secuencia semialeatoria.

- Componente P300: el P300 es una onda positiva que aparece alrededor de los 300 ms y es provocado por estímulos infrecuentes o particularmente significativos ya sean visuales, auditivos o somatosensoriales.

3.5 SUJETOS

Participaron un total de 12 sujetos diestros que no presenten antecedentes de enfermedades neurológicas o psiquiátricas, activos y funcionalmente independientes. La tabla 3.1 describe las características de la muestra.

Tabla 3.1 Características de la muestra

Sujetos	Rango de edad	Promedio de edad		Sexo	
		Hombres	Mujeres		
n = 12	20 - 32	27	d.s. 3.2	6	6

Criterios de inclusión

Los criterios de inclusión para los participantes fueron:

- No presentar daño neurológico ni antecedentes de enfermedades psiquiátricas de acuerdo a una historia clínica.
- Tener agudeza visual y auditiva normal o corregida.
- Ser sujetos diestros, activos y funcionalmente independientes.

3.6 MUESTREO

Se trata de un muestreo intencional de sujetos voluntarios, seleccionados de acuerdo a los criterios de inclusión.

3.7 TIPO DE ESTUDIO

Se trata de una investigación exploratoria, experimental y de laboratorio.

3.8 MATERIAL Y EQUIPO

- 25 imágenes de acciones, objetos y/o personas en el tablero de comunicación (figuras modificadas a partir de las proporcionadas por el CRIT Edo. de México, tomadas de Mayer-johnson, Inc.)
- Computadora con el programa STIM para presentar el tablero de comunicación.
- Gorra Electrocap de 32 canales, electrodos, gel y pasta conductora, amplificadores y convertidor análogo-digital.
- Computadora con el programa Neuroscan para adquirir y procesar el EEG.

3.9 PROCEDIMIENTO

3.9.1 Estimulación

A cada sujeto y de forma individual, le fue colocada una gorra Electrocap de 32 canales referidos a los lóbulos auriculares cortocircuitados, los electrodos se mantuvieron con impedancias menores a 5 Kohms. Se sentaron en una silla cómoda dentro de la cámara sonoamortiguada de estimulación frente a una computadora situada a 50 centímetros de distancia fuera de la cámara. Se les solicitó que minimizaran sus movimientos oculares y corporales para evitar artefactos en la recolección de la señal.

En la pantalla de la computadora cada imagen corresponde a un grupo: acciones;

objetos y/o personas con su respectivo letrero. Su disposición forma una matriz de 5 x 5 (Ver figura 3.9.1.1), en la cual cada renglón y columna se intensificó de forma individual contra el fondo oscuro. Cada intensificación tuvo una duración de 500 ms y se presentaron aleatoriamente a intervalos interestímulo de entre 600 y 800 ms, al término de los cuales, la pantalla permaneció oscura para evitar habituación, por lo que de una intensificación a otra transcurrieron en total de 1100 a 1300ms.



Figura 3.9.1.1 Tablero de Comunicación

Se intensificó cada renglón y columna hasta cubrir la matriz con 10 intensificaciones o una serie (Ver figura 3.9.1.2) Al término de cada serie se mostró la matriz sin iluminar para indicar su término y el inicio de la siguiente. Se presentaron 15 series para completar una fase, seguida por un periodo de descanso de 2 a 3 minutos. Se presentaron 4 fases para completar una de dos etapas.

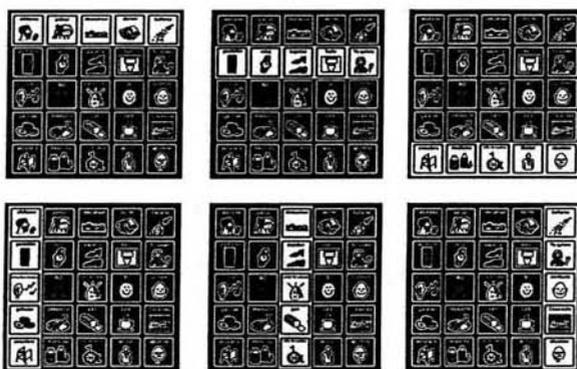


Figura 3.9.1.2 Ejemplo de intensificaciones de cada columna y renglón: 10 para completar una serie.

En cada etapa, la cantidad de intensificaciones por serie fueron 10, en las que 5 correspondieron a los renglones y 5 a las columnas, por lo tanto para “Zapatos” o cualquier otra imagen, sólo una de las intensificaciones en los renglones y una de las columnas la contenían. Dado que la probabilidad de que las intensificaciones que contienen la imagen de interés son menores de las que no la contienen, a éstas se les considera infrecuentes y al resto frecuentes. Entonces, para una serie que consistió de 10 intensificaciones 2 son infrecuentes y 8 frecuentes, por lo que la proporción de las infrecuentes es del 20%. Por cada fase fueron 30 infrecuentes de 150 y por cada etapa 120 de un total de 600. La proporción del 20% para los infrecuentes se mantuvo a lo largo de todo el experimento.

El experimento se dividió en dos etapas:

Etapa 1: Paradigma con el tablero de comunicación. Tarea predeterminada.

La consigna de los sujetos consistió en enfocar su vista y atender una imagen indicada por el experimentador, en este caso "Zapatos", ignorando el resto de las imágenes. Debía contar el número de veces que se intensificaba la figura y repetir la operación después de cada periodo de descanso.

Etapa 2: Paradigma con el tablero de comunicación. Tarea libre.

En esta etapa se le solicitó al sujeto que eligiera una imagen cualquiera del tablero, enfocara su vista e ignorara el resto. Al igual que en la etapa anterior, se le indicó que contara el número de veces que se intensificaba y repitiera la operación después de cada periodo de descanso.

3.9.2 Adquisición y procesamiento de datos

La actividad electroencefalográfica se registró en una segunda computadora sincronizada con la de estimulación. Se empleó un convertidor analógico digital de 32 canales, de 16 bits de resolución, 32 amplificadores AC (corriente alterna), filtros con frecuencia de corte baja de 0.1 Hz y frecuencia de corte alta de 30 Hz, frecuencia de muestreo de 256 Hz y épocas de 1 segundo, divididas en -100 ms pre-estímulo y 900 ms pos-estímulo. El pre-estímulo se utilizó para corregir la línea base del EEG.

En el paradigma una serie corresponde a 10 eventos o intensificaciones de renglones y columnas en el tablero. Cuando se intensifica el renglón 1 en el registro continuo del EEG aparece una época de un segundo con el número 1, para el renglón 2 una época de igual duración con el número 2 y así sucesivamente hasta el 5. En el caso de las columnas, la numeración va del 6 al 10 (Ver figura 3.9.2.1) Dado que cada etapa del experimento consistió de 4 fases con 15 series cada una, en todo momento las intensificaciones correspondientes a

cada renglón y columna están representadas por segmentos sincronizados y codificados en el EEG.

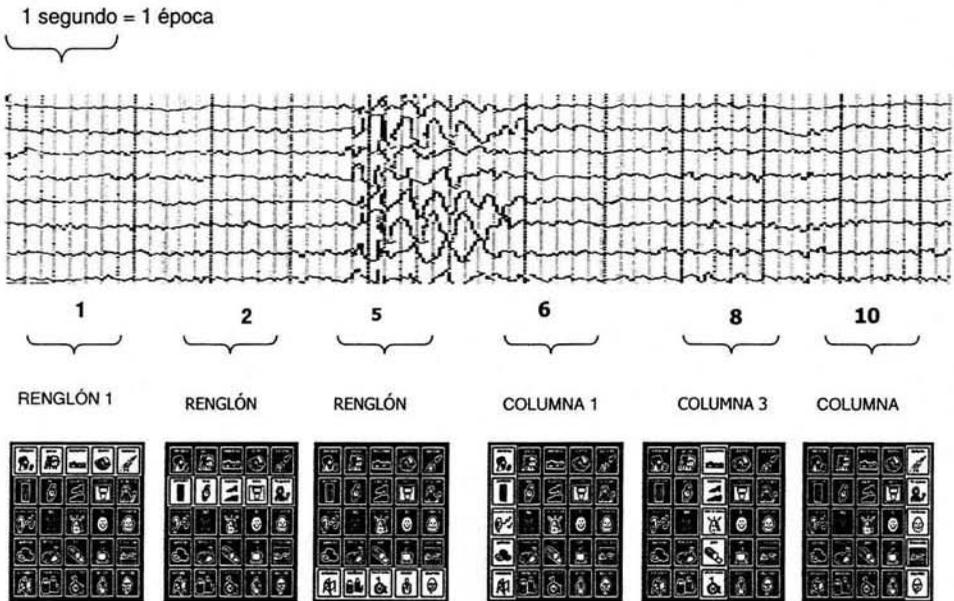


Figura 3.9.2.1 Codificación en el EEG: permite relacionar el evento al tiempo y orden en el registro

El registro continuo EEG se inspecciona off-line visualmente para marcar y no considerar posteriormente para el análisis, aquellos segmentos con mala relación señal-ruido, es decir, aquellos que estuvieran contaminados por artefactos producto de parpadeos, movimientos oculares y tensión muscular. Movimientos del sujeto, etc.

Como se describió en la sección 1.2 para poder observar la señal de interés se requiere de una técnica de extracción, en este caso se empleó la técnica de promediación. De las épocas seleccionadas se promediaron aquellas con el

mismo código, es decir, un promedio representa todos las épocas seleccionadas correspondientes a las intensificaciones del renglón 1, y así para cada renglón y columna, de manera que se obtiene por cada promedio un PRE, 10 en total; en los que se puede observar la presencia o ausencia del componente de interés, el P300 (Ver figura 3.9.2.2)

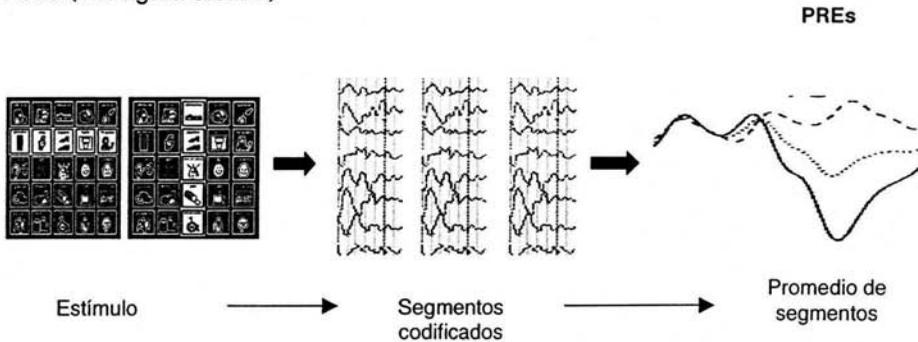


Figura 3.9.2.2 Promediación de los diferentes segmentos codificados en el EEG para obtener los diferentes PREs y observar el P300.

De acuerdo al tablero de comunicación y a los códigos que se asignaron para cada renglón y columna, cada figura puede localizarse por medio de coordenadas cartesianas, en las cuales las abscisas están representadas por los renglones y las ordenadas por las columnas, de manera que la figura de interés corresponde a la intersección de ambas (Ver figura 3.9.2.3) Siguiendo este criterio, para la imagen “Zapatos” sus coordenadas son (2,8), entonces se esperaría que el promedio de las épocas correspondientes a “2” y a “8” sean PREs con P300, mientras que el resto de las promediaciones no lo presentan.

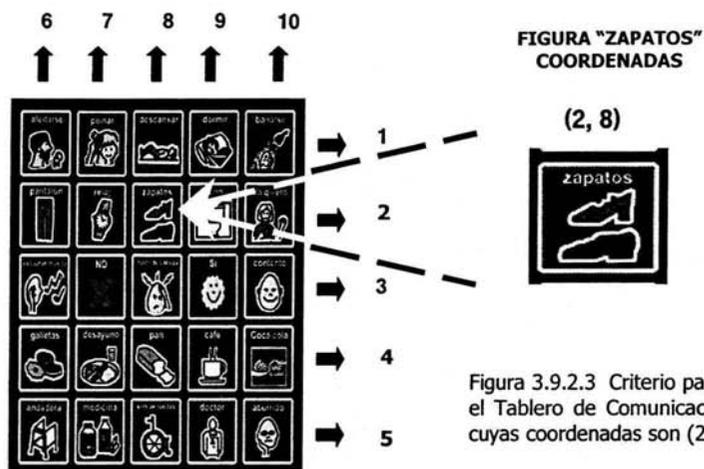


Figura 3.9.2.3 Criterio para identificar las imágenes en el Tablero de Comunicación; en este caso "Zapatos" cuyas coordenadas son (2,8)

3.10 Análisis estadístico

Se empleó una prueba de ANOVA de una vía con nivel alfa de 0.05 y pruebas para comparaciones múltiple y de rango "Tukey", para estimar las diferencias en los componentes en base a su amplitud y latencia y otra para determinar las derivaciones cuyas diferencias de amplitud sean más significativas y comprobar si coinciden para ambas etapas del experimento.

La prueba de T para muestras independientes con intervalo de confianza del 95%, se utilizó para observar diferencias entre los electrodos y seleccionar los más representativos para determinar un parámetro aritmético, en base a la diferencia de los máximos de amplitud entre las diferentes condiciones.

4.1 RESULTADOS

4.1.1 Identificación del P300 y de las figuras

4.1.1.1 Identificación del P300

Se analizaron los componentes anteriores al componente P300, sin encontrar diferencias significativas. El P300 se generó ante los diferentes estímulos en el tablero de comunicación, en total 10, de los cuales 2 corresponden a los infrecuentes; 1 del renglón y 1 de la columna que contenía la figura predeterminada o la de elección libre según sea el caso y 8 que corresponden a los frecuentes; 4 de los renglones y 4 de las columnas que no contenían la figura seleccionada.

Se compararon simultáneamente todos los PRE utilizando el programa de SCAN, se observaron las diferencias de amplitud en una ventana de análisis de 200 a 600 ms, para después identificar visualmente el componente P300 (Ver figura 4.1.1.1) Cada PRE representa a un renglón y a una columna de acuerdo al código definido en la sección 3.9.2. Para cada sujeto se obtuvieron los promedios de los PREs generados en la tarea dirigida y libre:

- Renglón infrecuente
- Columna infrecuente
- Renglones frecuentes y
- Columnas frecuentes

Debido a los artefactos se rechazaron los registros de 1 sujeto en la condición con tarea predeterminada y 2 en la condición con tarea libre.

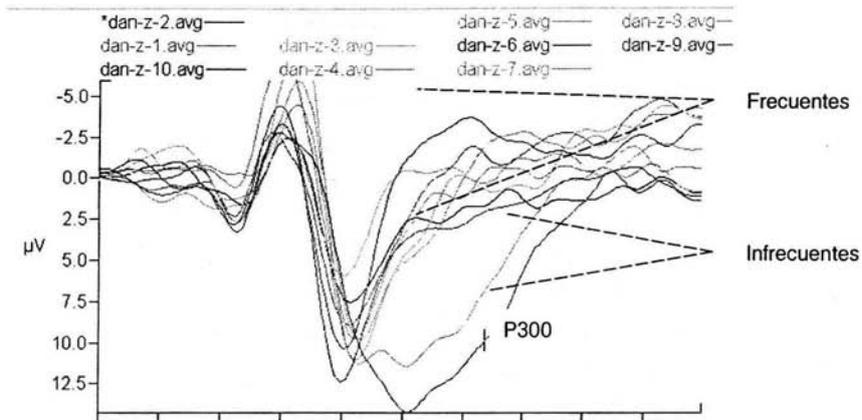


Figura 4.1.1.1 P300 en la condición predeterminada de 1 sujeto obtenidos con el tablero de comunicación.

4.1.1.2 Identificación de figuras en base al P300

En la etapa con la tarea predeterminada, cada participante debía identificar la misma figura: “Zapatos” cuyas coordenadas eran (2,8) Para cada sujeto se examinaron los PRE y se identificaron gráficamente de acuerdo a su amplitud (mayor en infrecuentes que en frecuentes), aquellos que contenían el componente P300. Se encontró correspondencia entre la generación de P300 y la identificación de la figura prescrita en todos los sujetos (Ver figura 4.1.1.2.1 y gráficas A.2.1 del anexo 2)

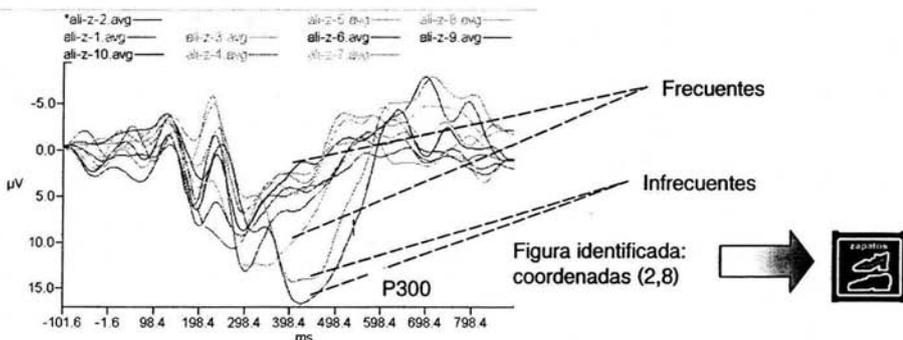


Figura 4.1.1.2.1 P300 en la condición predeterminada, figura “Zapatos” de 1 sujeto obtenidos con el tablero de comunicación.

En la condición con la tarea libre, cada sujeto eligió una figura, sin manifestar su selección. Se realizó el promedio y se determinó qué figura fue escogida de acuerdo a su correspondencia con las coordenadas de los potenciales que presentaron P300. Se verificó si la figura identificada correspondía a la figura elegida libremente, encontrándose un 100% de aciertos. (Ver figura 4.1.1.2.2 y gráficas A.2.2 del anexo 2)

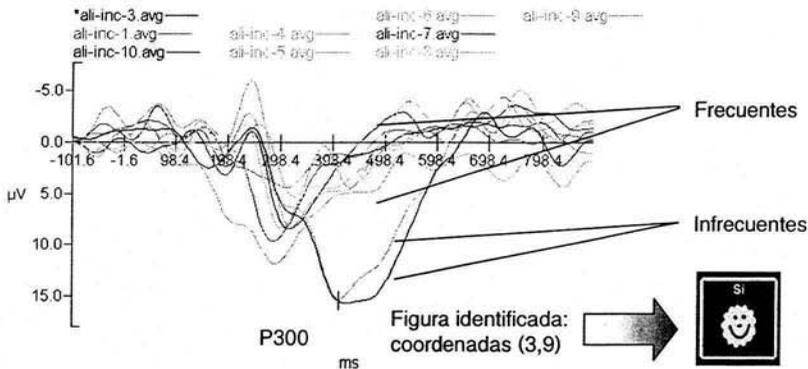


Figura 4.1.1.2.2 P300 en la condición libre: el sujeto escogió la figura "Sí" con coordenadas (3,9)

Para cada sujeto se seleccionaron el renglón y columna infrecuente. Dado que las diferencias las proporcionan los infrecuentes, los promedios correspondientes a los renglones y columnas frecuentes se combinaron para formar un solo promedio de cada uno, de manera que para compararlos se consideraron 2 infrecuentes y 2 frecuentes: 1 correspondiente al renglón y 1 a la columna, respectivamente.

Todas las gráficas del anexo 2 representan los estímulos frecuentes e infrecuentes de acuerdo a este criterio.

De forma esquemática la gráfica 4.1.1.2.3 representa la ejecución de todos los sujetos para cada condición.

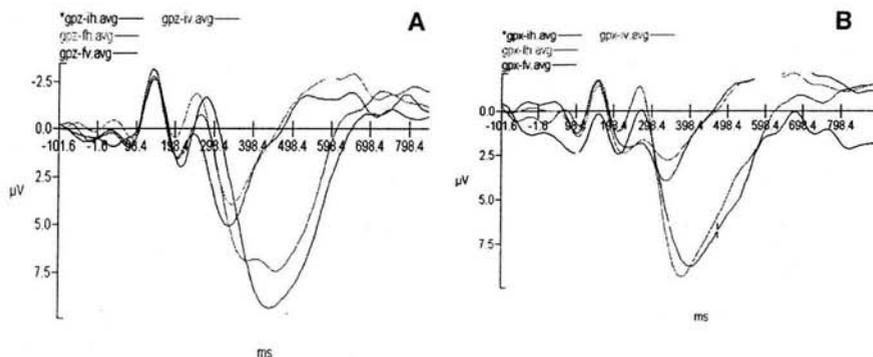


Figura 4.1.1.2.3 P300, Derivación CZ.

A) Gran promedio condición control B) Gran promedio tarea libre

1: Infrecuente horizontal; 2: Infrecuente vertical; 3: Frecuente horizontal; 4: Frecuente vertical

4.1.2 Selección de las derivaciones óptimas para el registro

4.1.2.1 Replicabilidad entre condiciones

Se determinó si los electrodos donde el P300 tiene mayor amplitud eran consistentes para ambas condiciones; predeterminada y libre. Se consideraron 9 sujetos en cada condición, ya que en los tres restantes el número de épocas para el promedio fue insuficiente para la comparación.

La tabla 4.1.2.1.1 muestra las diferencias entre los estímulos infrecuentes en las derivaciones en las que la comparación fue significativa tanto para el renglón como para la columna, ya que son éstas las que se emplean para identificar las coordenadas de las figuras.

Tabla 4.1.2.1.1 Resultados de la prueba de ANOVA para estímulos infrecuentes

	Derivación	F	Renglón	Columna
			Infrecuente	Infrecuente
			Significancia	significancia
Condición predeterminada	CZ	13.486	0.000	0.005
	CPZ	10.582	0.000	0.048
	CP3	9.192	0.001	0.040
	C3	8.525	0.002	0.024
	FC4	11.670	0.005	0.005
	CP4	9.899	0.048	0.048

	Derivación	F	Renglón Infrecuente	Columna Infrecuente
			Significancia	Significancia
Condición libre	CZ	14.352	0.000	0.001
	CPZ	10.983	0.001	0.004
	T4	12.125	0.001	0.001
	CP4	10.197	0.001	0.006
	C3	10.343	0.001	0.004
	C4	7.783	0.002	0.049
	CP3	9.586	0.002	0.006
	PZ	8.141	0.003	0.021
	P3	7.063	0.008	0.026
	FC4	6.185	0.008	0.070
FC3	6.906	0.033	0.008	

En resumen se tiene que las derivaciones óptimas para el registro fueron: para la condición predeterminada CZ, C3 10-20 y CP3, CPZ, CP4 y FC4 y para la condición libre CZ, C3, C4, T4, P3, PZ; CP3, FC3, CPZ, CP4 y FC4.

4.1.2.2 Diferencias por condición

Tanto para la tarea predeterminada como para la libre se consideraron cuatro condiciones de acuerdo a los estímulos: columna y renglón infrecuente y columna y renglón frecuente.

La tabla 4.1.2.2.1 muestra las diferencias entre los estímulos infrecuentes y los frecuentes.

Tabla 4.1.2.2.1 Resultados de la prueba T para muestras independientes

Derivación	Condición Predeterminada				Condición Libre			
	Renglones Infrecuentes		Columnas Infrecuentes		Renglones frecuentes		Columnas frecuentes	
	T	Sig	T	Sig	T	Sig	T	Sig
FP1	2,086	0.053	1,421	0.175	2,466	0.025	1,903	0.075
FPZ	2,306	0.035	1,684	0.112	2,641	0.018	2,179	0.045
FP2	2,397	0.029	2,692	0.016	2,922	0.010	2,384	0.030
F7	1,394	0.182	0,936	0.363	1,326	0.203	1,701	0.108
F3	1,582	0.133	1,434	0.171	2,558	0.021	2,034	0.059
FZ	1,620	0.125	2,088	0.053	2,870	0.011	2,147	0.047
F4	0,842	0.412	2,389	0.030	2,902	0.010	2,813	0.012
F8	1,777	0.095	1,411	0.177	2,461	0.026	3,135	0.006
T3	1,743	0.101	1,120	0.279	2,058	0.056	2,600	0.019

Derivación	Condición Predeterminada				Condición Libre			
	Renglones Infrecuentes		Columnas Infrecuentes		Renglones frecuentes		Columnas frecuentes	
	T	Sig	T	Sig	T	Sig	T	Sig
C3	4,490	0.000	2,752	0.014	4,195	0.001	3,660	0.002
CZ	4,959	0.000	3,840	0.001	4,878	0.000	4,363	0.000
C4	1,708	0.107	5,084	0.000	3,851	0.001	2,827	0.012
T4	2,674	0.017	1,752	0.099	4,904	0.000	3,776	0.002
T5	2,459	0.026	1,717	0.105	2,201	0.043	2,027	0.060
P3	3,990	0.001	2,332	0.033	3,652	0.002	2,864	0.011
PZ	3,216	0.005	1,902	0.075	3,814	0.002	3,106	0.007
P4	1,976	0.066	1,592	0.131	2,834	0.012	2,260	0.038
T6	1,012	0.327	0,715	0.485	1,535	0.144	1,226	0.238
O1	0,361	0.723	0,428	0.674	0,837	0.415	0,587	0.566
OZ	0,372	0.714	0,309	0.761	1,032	0.317	0,644	0.529
O2	0,153	0.880	0,301	0.767	1,042	0.313	0,731	0.475
FCZ	2,469	0.025	2,248	0.039	3,255	0.005	2,692	0.016
CP3	4,432	0.000	2,769	0.014	4,138	0.001	3,448	0.003
FC3	2,579	0.020	2,140	0.048	3,249	0.005	3,155	0.006
TP7	3,268	0.005	1,380	0.187	2,411	0.028	2,498	0.024
FT7	1,355	0.194	1,426	0.173	2,163	0.046	2,396	0.029
CPZ	4,674	0.000	2,846	0.012	4,556	0.000	3,566	0.003
CP4	4,573	0.000	2,797	0.013	4,350	0.000	3,464	0.003
FC4	3,750	0.002	5,045	0.000	3,515	0.003	2,517	0.023
TP8	2,463	0.026	1,813	0.089	3,462	0.003	2,402	0.029
FT8	3,306	0.004	2,031	0.059	2,625	0.018	3,041	0.008

Electrodos con diferencias

Para seleccionar las derivaciones se compararon las condiciones infrecuentes y se eligieron aquellas en las que ambas fueran significativas. La tabla 4.1.2.2.2 muestra los electrodos en los que las diferencias son simultáneas para ambos.

Tabla 4.1.2.2.2 Selección de electrodos de acuerdo a la prueba T

	Derivación	Renglón Infrecuente		Columna Infrecuente	
		T	Significancia	T	Significancia
Condición predeterminada	CZ	4,959	0.000	3,840	0.001
	CPZ	4,674	0.000	2,846	0.012
	CP4	4,573	0.000	2,797	0.013
	C3	4,490	0.000	2,752	0.014
	CP3	4,432	0.000	2,769	0.014
	P3	3,990	0.001	2,332	0.033
	FC4	3,750	0.002	5,045	0.000
	FC3	2,579	0.020	2,140	0.048
	FCZ	2,469	0.025	2,248	0.039

	Derivación	Renglón Infrecuente		Columna Infrecuente	
		T	Significancia	T	Significancia
Condición libre	CZ	4,878	0.000	4,363	0.000
	T4	4,904	0.000	3,776	0.002
	CPZ	4,556	0.000	3,566	0.003
	CP4	4,350	0.000	3,464	0.003
	C3	4,195	0.001	3,660	0.002
	CP3	4,138	0.001	3,448	0.003
	C4	3,851	0.001	2,827	0.012
	PZ	3,814	0.002	3,106	0.007
	P3	3,652	0.002	2,864	0.011
	FC4	3,515	0.003	2,517	0.023
	TP8	3,462	0.003	2,402	0.029
	FCZ	3,255	0.005	2,692	0.016
	FC3	3,249	0.005	3,155	0.006
	P4	2,834	0.012	2,260	0.038
	FT8	2,625	0.018	3,041	0.008
TP7	2,411	0.028	2,498	0.024	

En resumen las derivaciones en las que se observan mayores diferencias fueron: CZ, C3, P3 del sistema 10-20 y FCZ, CP3, FC3, FCZ, CP4 Y FCZ para la condición predeterminada y para la condición libre CZ, C3, C4, T4, P3, PZ, P4 y FCZ, CP3, FC3, TP7, FTZ, CPZ, CP4, FC4, TP8 Y FT8, respectivamente.

4.1.3 Determinación de parámetros aritméticos

Se calcularon las diferencias aritméticas de amplitud en las tres derivaciones con mayor diferencia de acuerdo a la prueba T. Ver tabla 4.1.3.1 se consideraron todos los registros: 11 para la condición predeterminada y 10 para la condición libre.

Tabla 4.1.3.1 Diferencias aritméticas en las derivaciones C3, CZ y P3

Diferencias de amplitud de 11 sujetos en la Condición predeterminada

C3	CZ	P3	C3	CZ	P3	C3	CZ	P3	Media	ds
Renglón infrecuente			Renglón frecuente			Resta				
10.89	10.33	16.32	5.39	5.09	8.79	5.50	5.24	7.53	6.09	1.26
7.19	12.60	11.60	4.58	6.75	7.20	2.61	5.85	4.40	4.29	1.63
6.46	13.25	8.69	3.87	6.14	5.48	2.59	7.11	3.21	4.30	2.45
8.67	11.59	11.54	0.49	2.66	0.22	8.19	8.93	11.32	9.48	1.64
9.41	10.12	11.93	5.43	5.64	5.79	3.98	4.48	6.14	4.87	1.13
8.03	6.98	6.45	2.86	0.82	3.09	5.16	6.16	3.36	4.89	1.42
7.08	9.18	12.77	2.51	2.74	7.62	4.57	6.44	5.16	5.39	0.96
9.49	12.03	11.85	4.62	6.04	8.02	4.87	5.99	3.84	4.90	1.08
6.06	7.16	9.50	7.90	8.44	7.63	-1.84	-1.28	1.86	-0.42	2.00
3.15	1.60	7.20	0.89	-0.38	2.65	2.27	1.97	4.55	2.93	1.41
0.30	2.35	4.65	-0.46	-1.71	2.09	0.76	4.06	2.56	2.46	1.66

C3	CZ	P3	C3	CZ	P3	C3	CZ	P3	Media	ds
Renglón infrecuente			Renglón frecuente			Resta				
11.66	10.50	15.38	5.81	5.63	10.13	5.85	4.87	5.24	5.32	0.50
6.07	11.17	10.57	3.88	4.66	8.06	2.19	6.51	2.50	3.73	2.41
3.84	8.37	6.81	5.05	8.82	7.11	-1.22	-0.44	-0.30	-0.65	0.49
6.69	9.21	7.55	4.56	5.87	3.99	2.13	3.33	3.56	3.01	0.77
5.10	4.44	7.02	0.96	2.57	3.39	4.14	1.87	3.63	3.21	1.19
10.71	8.73	6.82	3.89	3.05	5.76	6.82	5.68	1.06	4.52	3.05
5.51	10.07	9.77	1.62	3.45	6.51	3.89	6.62	3.25	4.59	1.79
8.07	11.34	11.25	4.87	6.04	7.58	3.20	5.30	3.67	4.05	1.10
7.24	9.01	8.99	7.40	8.14	7.22	-0.16	0.88	1.77	0.83	0.97
1.73	0.72	7.23	4.68	3.02	5.55	-2.94	-2.30	1.67	-1.19	2.50
2.92	6.15	10.94	-0.36	0.13	3.38	3.28	6.02	7.56	5.62	2.17

Diferencias de amplitud de 10 sujetos en la Condición libre

C3	CZ	P3	C3	CZ	P3	C3	CZ	P3	Media	ds
Renglón infrecuente			Renglón frecuente			Resta				
12.53	12.06	17.15	4.30	4.45	7.97	8.23	7.60	9.18	8.34	0.80
6.93	10.26	10.30	3.58	4.49	6.41	3.36	5.78	3.90	4.34	1.27
2.84	4.90	5.09	1.47	0.95	4.07	1.37	3.96	1.02	2.11	1.60
3.33	4.70	5.61	0.30	0.99	-2.15	3.03	3.70	7.75	4.83	2.56
6.27	7.34	9.03	0.70	-0.26	1.20	5.57	7.61	7.83	7.00	1.25
7.95	5.62	8.10	3.57	2.36	4.10	4.37	3.26	4.00	3.87	0.57
7.91	12.00	14.23	0.14	0.94	3.81	7.77	11.06	10.42	9.75	1.75
12.55	14.93	13.96	3.35	4.06	7.51	9.20	10.87	6.45	8.84	2.23
10.27	13.19	13.23	4.03	4.10	6.15	6.24	9.10	7.08	7.47	1.47
3.10	1.50	7.26	2.04	0.84	2.39	1.06	0.66	4.88	2.20	2.33

Columna infrecuente			Columna frecuente			Resta			Media	ds
10.52	11.50	17.74	6.87	6.24	9.88	3.66	5.26	7.86	5.59	2.12
5.50	7.49	10.61	2.40	4.07	5.71	3.10	3.43	4.90	3.81	0.96
5.60	6.73	8.64	0.89	1.34	3.99	4.71	5.39	4.65	4.92	0.41
1.90	3.82	1.24	1.41	1.50	-0.70	0.49	2.32	1.93	1.58	0.96
8.29	10.54	9.58	3.73	3.19	3.83	4.56	7.35	5.75	5.88	1.40
8.43	7.93	8.96	1.59	0.66	3.67	6.84	7.27	5.30	6.47	1.04
11.12	15.12	16.33	-0.38	-0.12	4.07	11.49	15.24	12.26	13.00	1.98
11.15	12.60	12.36	3.87	5.91	7.92	7.29	6.68	4.45	6.14	1.50
8.44	10.76	11.01	6.81	7.02	8.63	1.63	3.74	2.38	2.58	1.07
5.78	6.80	7.74	2.61	1.38	4.17	3.18	5.41	3.57	4.05	1.20

4.2 ANÁLISIS DE RESULTADOS

De acuerdo a las diferencias de amplitud encontradas en los PRE, sólo hay diferencias en latencias posteriores a los 200 ms. El análisis para detectar el P300 se realizó en un rango de latencia de 200 a 600 ms.

Para el análisis de los promedios se consideraron 11 sujetos para la condición control y 10 para la experimental, esto es, todos los registros disponibles.

Utilizando los promedios en cada sujeto se determinó la imagen que seleccionó: "Zapatos" para la condición predeterminada y la figura escogida para la condición libre. Las diferencias de amplitud en los promedios reflejan claramente la correspondencia entre el P300 y los estímulos infrecuentes para identificar las coordenadas tanto en los renglones como en las columnas en cada figura.

En la condición control se identificó la figura conocida "Zapatos", en el 100% de los sujetos analizados: 11 sujetos.

En la condición libre, también se identificaron las figuras de acuerdo a los promedios y luego se comprobó con el sujeto su elección, coincidiendo en el 100% de los casos analizados: 10 sujetos.

Esto significa que de acuerdo al tablero de comunicación y con el paradigma empleado se puede saber con certeza identificando el P300 y sin recurrir a ninguna fuente salvo los PRE, cuál de las figuras escogió cada sujeto.

Para el análisis estadístico se descartaron 3 sujetos: Uno debido a que no comprendió las instrucciones y dos porque sus registros contenían demasiados artefactos y baja relación señal-ruido.

Mediante un ANOVA se encontraron diferencias significativas en las derivaciones CZ, C3, CP3, CPZ, CP4 y FC4 para la condición predeterminada y CZ, C3, C4, T4, P3, PZ, CP3, FC3, CPZ, CP4 y FC4 para la condición libre. Por lo tanto, se deduce que salvo CZ y C3, los electrodos de otras derivaciones no fueron consistentes al no proporcionar diferencias significativas al pasar de la condición predeterminada a la libre.

También se analizaron las 31 derivaciones mediante la prueba T, encontrándose diferencias significativas en las derivaciones CZ, C3, P3, FCZ, CP3, FC3, FCZ, CP4 Y FCZ para la condición predeterminada y para la condición libre CZ, C3, C4, T4, P3, PZ, P4 y FCZ, CP3, FC3, TP7, FTZ, CPZ, CP4, FC4, TP8 Y FT8. En este caso las diferencias se emplearon para calcular un parámetro con el cual además de confirmar una región confiable para el registro, sirve para obtener índices numéricos para procesar el registro en el caso de que la señal tuviera que ser reconocida por arreglos matemáticos integrados a un sistema.

Se observa una mayor tendencia para detectar los estímulos que corresponden a los renglones más que a las columnas y esto determinó la selección de las derivaciones ya que las rechazadas fueron a causa de la condición de la columna infrecuente.

En las derivaciones seleccionadas se observan diferencias significativas en la condición renglón infrecuente Vs renglón frecuente y columna infrecuente Vs columna frecuente. Estas diferencias son el criterio para determinar las coordenadas de la imagen que el sujeto seleccionó. No se observan diferencias en las condiciones renglón infrecuente Vs columna infrecuente ni en renglón frecuente Vs columna frecuente. El que las señales producto del mismo tipo de

estímulo sean parecidas, es una propiedad que las hace más fácil de reconocer y de procesar.

De acuerdo a los resultados, se consideraron los electrodos con diferencias estadísticamente significativas de la condición libre en la prueba T, ya que en general las diferencias fueron más consistentes en esta condición y de hecho este es el formato del paradigma que normalmente seguiría un usuario. Por lo tanto se calcularon las diferencias del valor de la amplitud de las condiciones infrecuente-frecuente para los renglones e infrecuente-frecuente para las columnas; en ambas condiciones: predeterminada y libre por separado. Se realizó un cálculo simple para analizar sus diferencias aritméticas como posibles índices y fuente de datos susceptibles de ser procesadas por algoritmos que puedan reconocer la procedencia de tales amplitudes y correlacionarlas a una imagen del tablero de comunicación.

Se consideraron a 11 sujetos en la condición control y a 10 en la condición experimental.

Una BCI es un sistema que emplea las señales producidas por el cerebro, las reconoce y transforma en otro tipo de señales, las cuales son compatibles con dispositivos externos que ejecutan las intenciones del usuario, de esta forma utiliza vías alternas a los canales normales de salida de la información que son los nervios y los músculos. El diseño de una BCI se fundamenta en el tipo de señal y en su forma de obtención. El P300 que se ha empleado como una posible bioseñal para una BCI (Farwell y Donchin, 1988; Donchin y cols., 2000) es además una señal que no requiere de entrenamiento y su obtención es relativamente fácil y confiable.

En este estudio el P300 se obtuvo ante estímulos infrecuentes particularmente significativos para los sujetos. Se empleó la modalidad visual, mediante un paradigma presentado en un Tablero de Comunicación en el que se alternaban estímulos frecuentes e infrecuentes, los cuales contenían o no una imagen en particular.

Los resultados muestran que el P300 tiene amplitud y latencia como la reportada por Sutton y cols., (1965), provocados por estímulos infrecuentes en un paradigma de tipo "Oddball". Los estímulos infrecuentes correspondieron a las intensificaciones de la columna y el renglón que contenía la imagen prescrita o elegida libremente y los infrecuentes a la intensificación del resto de las columnas y renglones. Se consideró una secuencia semialeatoria según recomienda Squires y cols., (1976) cuya proporción de estímulos infrecuentes, fue del 20% durante todo el experimento, con periodos de descanso para minimizar los efectos de la fatiga y de la habituación.

Se obtuvieron cuatro tipos de respuesta empleando el paradigma de tipo frecuente-infrecuente en el tablero de comunicación; dos infrecuentes que corresponden a un renglón y a una columna con los que se identificaron las coordenadas de la imagen prescrita en la primera etapa del experimento y después la figura la escogida voluntariamente en la segunda etapa. Los estímulos frecuentes representan ocho promedios (4 renglones y 4 columnas) que no contenían la figura de interés y que sirven para contrastar los anteriores. La diferencia de amplitud hallada en el P300 de los infrecuentes, permite hacer una distinción precisa de las coordenadas de la figura atendida en el 100% de los casos en ambas condiciones.

De la misma manera en que se identifica la figura indicada en la condición predeterminada, se establece para cada sujeto la imagen que eligió en la condición libre, lo cual representa una intención codificada en la actividad electrofisiológica como correlato al estímulo. Este punto da la pauta para considerar al tablero de comunicación como una forma de obtener bioseñales que puedan emplearse en el desarrollo de una BCI. Su tasa de transferencia de información es el equivalente al único prototipo de su clase (Donchin y cols., 2000) pero a diferencia de éste, las opciones no son letras para formar palabras, sino imágenes que son significativas para el usuario.

Todos los sujetos a excepción de uno presentaron P300, ante el tablero de comunicación, no obstante que las instrucciones fueron sencillas y la tarea clara, la atención es un factor que afecta la obtención de la respuesta. En la entrevista este sujeto reveló que se sentía angustia y olvidó lo que tenía que hacer. En el resto de los sujetos, el experimento se realizó sin contingencias salvo que algunos sujetos reportaron cansancio al final de la sesión y molestias a causa de la gorra y la inmovilización, condición favorable en los usuarios.

Además de comprobar que el tablero de comunicación es un medio confiable para obtener P300, uno de los objetivos fue determinar los electrodos que permanecen proporcionando la respuesta de interés a través de las dos condiciones. Aunque

de la condición predeterminada a la condición libre no todos los electrodos fueron reproducibles, salvo C3 y CZ, las inconsistencias comprueban que el sistema es muy cambiante y por lo tanto no puede establecerse un modelo común ni siquiera para el mismo sujeto, esto es, que debe adaptarse continuamente, ya que como también señala Polich y cols., (1985), el P300 es una respuesta que varía inter e intra sujeto. La marcada diferencia topográfica parece estar influenciada por la naturaleza de la tarea cuya diferencia inicial radicaba en atender una imagen preseleccionada y posteriormente una a elección libre, pero esto no describe las contingencias que ocurrieron a lo largo del experimento. El lapso de tiempo en que se realizaron ambas tareas fue aproximadamente de 20-25 minutos, en donde se esperaría una ejecución menos eficiente por efecto del cansancio y de la habituación al estímulo, lo cual no ocurrió, por el contrario las diferencias entre las condiciones fue más notoria y el número de electrodos fue mayor. Además de que el sujeto ya estaba familiarizado con la tarea, la figura a detectar cambia, lo cual implica una decisión propia y este es un factor no considerado antes. Por lo tanto, la elección del sujeto puede contribuir a la diferencia en la latencia y amplitud entre las condiciones.

La estimulación mediante una pantalla es hasta ahora un elemento básico en el diseño de una interfaz cerebro computadora (BCI) y el paradigma es crucial para la obtención de bioseñales. El tablero de comunicación es una modificación a la matriz empleada por Farwell y Donchin (2000) en cuyo estudio, al igual que en el presente se examina la posibilidad de emplear el P300 como una bioseñal para una BCI. La tarea consistía en atender letras para formar palabras. Las palabras eran prescritas por el investigador y no se tienen reportes de que el usuario pudiera tener una elección libre. A diferencia de este experimento, con el tablero de comunicación se consideraron ambas, la selección bajo instrucciones del investigador y una voluntaria. Se encontró que tanto las amplitudes como los sitios en que éstas son significativas varían notablemente. Esto es particularmente importante, primero porque no se había explorado anteriormente y segundo porque para identificar las señales éstas deben contener el mensaje o la

intención del usuario y como se observa de acuerdo al desempeño y aún bajo el efecto de fatiga, resulta ser más evidente cuando interviene la decisión del usuario.

Otra diferencia es que se emplearon imágenes a color con un marbete en lugar de letras en blanco y negro. Las imágenes representan a personas, actividades y objetos, que en términos de comunicación, éstas no requieren la construcción de conceptos o bien se pueden construir secuencias con contenidos más amplios, que si se realizaran letra por letra para construir una palabra y así sucesivamente hasta formar una oración, por ejemplo: si se selecciona la imagen “Yo quiero” y luego algún objeto o una actividad. El diseño por medio de iconos podría representar un avance para responder preguntas sencillas (Si/No) o manifestar necesidades e ideas. Por otra parte la tasa de comunicación es equiparable ya que la velocidad de estimulación es muy parecida, pero la cantidad de información que puede procesarse es mucho mayor.

El paradigma revela ser más eficiente en las elecciones de los renglones que en las columnas. Sus diferencias estadísticas y de amplitud son mayores. Esto se debe quizás a la forma en que estamos condicionados a leer y escribir, de izquierda a derecha y después de arriba a bajo. Es conveniente considerar la posibilidad de modificar el diseño del paradigma de manera que pueda presentarse sólo con estímulos horizontales. Los sujetos también reportaron que las secuencias en que aparecían columnas eran más difíciles de identificar que en los renglones, además de que las figuras no eran del todo claras, por lo que los iconos también deberían ser más claros y representativos de las necesidades del usuario.

Las derivaciones que pueden emplearse de acuerdo a los datos arrojados en la presente investigación son CZ, C3 y PZ considerando el sistema 10-20, sin embargo esta convención es poco útil para efectos de una BCI, por lo que también deben considerarse aquellas en donde se tienen respuestas significativas: FCZ, CP3, FC3, FCZ, CP4 y FC4. Que estos sitios tengan mayor actividad no implica que en todos deban emplearse indistintamente. Cada usuario tiene sitios

particulares de mayor actividad y las posibilidades deben explorarse individualmente tomando como guía las derivaciones anteriores. Además se pueden emplear tantos sitios como al sujeto le resulte relativamente cómodo y donde además pueda monitorearse la respuesta. Como señalaron Mason y Birch, (2003), la ventaja de contar con más de un sitio para registro, permite que las señales sean confirmadas por al menos un electrodo diferente, de tal suerte que varios algoritmos independientes puedan retroalimentarse y con ello la detección sea más confiable y se eviten los falsos positivos. A sí mismo, en caso de que algún electrodo se desconectara o tuviera una alta impedancia, puede ser reemplazado por otro que ya esté conectado.

Las diferencias en las condiciones son la clave para diferenciar si una señal contiene el mensaje o intención del usuario. Las que llevan el mensaje son las infrecuentes de acuerdo al paradigma. El estímulo infrecuente tiene diferente morfología, y su máximo de amplitud es diferente al de la condición frecuente y se ubican a diferente latencia. También es importante que las diferencias al menos en los infrecuentes sean mínimas, ya que de esta forma no se requieren consideraciones distintas para reconocerlos, en cambio con los frecuentes su semejanza o diferencia no tiene gran valor puesto que sólo se requiere que tengan menor amplitud que los infrecuentes. Cuando se piensa en su aplicación en una BCI debe considerarse que cada frecuente e infrecuente ocurre de forma aislada, las gráficas del anexo 2 presentan un condensado de las respuestas del sujeto, pero promediadas y mantenidas de forma independientes. Es probable que en alguna de ellas la secuencia sea interrumpida, dado que el mensaje lo llevan los infrecuentes y en cuanto se complete su secuencia, si hay respuesta detectada, el paradigma se reiniciará o cambiará de forma, contenido y secuencia no importa si la siguiente imagen está al lado de la anterior.

Respecto a los artefactos, los más importantes son los parpadeos. Dos sujetos no fueron considerados para el análisis estadístico por esta causa y en uno de ellos en la condición experimental no hubo forma de salvar datos. El registro de la

actividad ocular debe ser considerado junto los electrodos para adquisición de señales, pero además se debe incluir un algoritmo que corrija esa actividad para identificarla y que afecte el registro lo menos posible.

Como características de la bioseñal se consideraron la amplitud y la latencia del P300 y representan una serie de datos que relativamente no requieren un tratamiento adicional para obtenerse, estos surgen prácticamente con el registro. Calcular las diferencias de amplitud entre las condiciones, restando la frecuente de la infrecuente independientemente para renglones y columnas, es una operación sencilla que puede realizar programas simples. Los resultados coinciden con los de Wolpov y cols., (2000) quienes también consideran que la señal debe corresponder o ser función de la actividad electroencefalográfica y en sí constituye el método de medición y por lo tanto el tipo de BCI que pueda desarrollarse, es además la respuesta a la estimulación por lo que esta relación es vital para la obtención de bioseñales. Ya se discutió en párrafos anteriores la importancia del estímulo y la forma y dispositivo en que se presentó. Considerar la amplitud como único parámetro para procesar la señal se debe a que la latencia en este caso se emplea como el periodo de tiempo con el que se confirma que la respuesta ocurre después del estímulo, que se encuentra dentro de un rango específico y también para evitar que en un momento dado se interpreten interferencias como actividad del usuario. Para detectar la señal se debe considerar la correspondencia al estímulo y para que sea candidata a procesarse o reconocerse por arreglos matemáticos debe considerarse el rango en donde para el usuario se determina que la amplitud corresponda a un P300. La amplitud es más útil que la latencia en términos de reconocimiento y procesamiento de la señal ya que se encontró mucha variabilidad. Realizar una operación sencilla como la resta aritmética entre el máximo de amplitud entre el infrecuente y el frecuente, tiene su valor para la velocidad en que la señal es procesada. Esta diferencia debe realizarse en varios electrodos y ser lo suficientemente grande para un "ojo electrónico", que en términos de comunicación significa que el análisis pueda efectuarse con prontitud, de forma ideal esto sería simultáneamente con el

estímulo, es decir, en línea. La diferencia de amplitud debe determinarse para cada individuo ya que es muy variable para establecerse como programa común. Se requiere considerar de manera continua la media del valor de la amplitud en cada electrodo y la desviación estándar. Cuando ésta sea mayor que el valor actual y su media, este parámetro se puede corregir y modificarse con cada elección y constituye el segundo nivel de adaptación del reconocimiento y procesamiento de la señal, por lo que debe incluirse una memoria que compare las elecciones anteriores para que pueda actualizarse y realizar los ajustes pertinentes al sistema.

6

CONCLUSIONES

1. Se obtuvieron cambios en las respuestas electrofisiológicas empleando el tablero de comunicación en un paradigma que alterna renglones y columnas iluminadas, a una frecuencia y secuencia determinadas. La facilidad para detectar y responder ante las secuencias de los renglones es mayor que en las columnas.
2. En los potenciales relacionados a eventos obtenidos se pueden identificar claramente los componentes P300 que son los de interés para este estudio. Utilizando los máximos de amplitud se determinaron las coordenadas de las imágenes seleccionadas tanto en la condición control como en la experimental en el 100% de los sujetos que se sometieron al análisis.
3. Se observan diferencias en la distribución topográfica del P300 siendo menos representativas en la condición predeterminada que en la libre. Los electrodos sobre los cuales se obtiene una mayor amplitud corresponden a la zona centroparietal, en las derivaciones CZ, C3 y P3 respectivamente, aunque no son los únicos sitios sobre los que se puede realizar un registro confiable, para lo cual es necesario que se determine individualmente y es conveniente tener al menos dos sitios para el registro.
4. Existen diferencias significativas entre las condiciones renglón infrecuente Vs renglón frecuente y columna infrecuente Vs columna frecuente. Existe correlación entre las condiciones infrecuentes. Las diferencias o similitudes en los frecuentes son irrelevantes.

5. La diferencia aritmética de las amplitudes en las diferentes condiciones para las dos etapas del experimento, representa un parámetro confiable para que las señales sean procesadas y reconocidas por programas matemáticos simples.

6. De acuerdo a este estudio preliminar, el tablero de comunicación se puede considerar como parte del módulo de estimulación sobre la cual desarrollar una interfaz cerebro-computadora con fines de comunicación y control del ambiente inmediato.

A1.1 HACIA UNA INTERFAZ CEREBRO-COMPUTADORA

Consideraciones

El paradigma es un prototipo para una BCI que sirva para comunicación, quizá para una cuya intención sea el control de prótesis convenga nutrirla con señales relacionadas a movimientos voluntarios y cuya señal sean las ondas beta o mu en lugar del P300. Una BCI depende de la tasa de transferencia de información y ésta a su vez del tipo de señal. La contribución multidisciplinaria es indispensable para la construcción de una BCI. Actualmente en México se posee la infraestructura y los profesionistas capacitados para desarrollar una tecnología propia. Es viable emplear el P300 como una forma de obtener señales compatibles con una BCI

En lo referente a los diferentes módulos que integran un sistema con estas características, el módulo de adquisición de señales es el punto de partida para su desarrollo. En este caso, se tiene que las señales obtenidas con el tablero de comunicación cubren ciertos aspectos fundamentales como ser independientes de la actividad neuromuscular y estar relacionada a funciones normales del cerebro, representan situaciones familiares y de interés para el usuario con las que se pueden tener tasas de comunicación competitivas. Por otro lado se puede considerar la posibilidad de manipular el ambiente de forma sencilla al incluirse opciones como apagar / prender, abrir / cerrar, etc. Tiene la virtud de no requerir

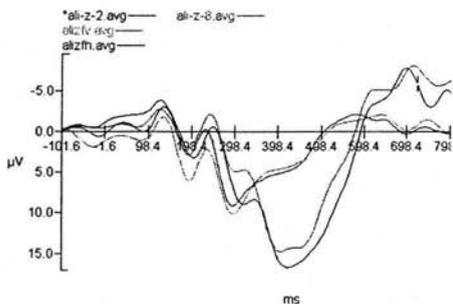
entrenamiento y de no ser invasiva. Las características de las señales como amplitud y latencia son de susceptibles de fácil detección y procesamiento realizando operaciones sencillas. Se pueden considerar análisis de frecuencias, de amplitud media o de área para hacerla más eficiente o para utilizarse en aquellos usuarios que no tengan diferencias confiables o como función matemática de relevo para el procesamiento.

La implementación de los algoritmos y el dispositivo de aplicación son módulos en los que intervienen otras disciplinas y criterios de evaluación.

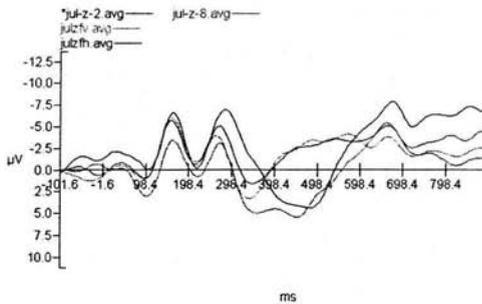
A.2.1 GRÁFICAS DE LA CONDICIÓN CON TAREA PREDETERMINADA

La figura a identificar para todos los sujetos fue "Zapatos" cuyas coordenadas son (2,8)

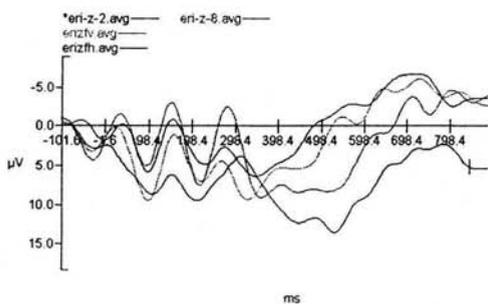
Ejemplo de sujetos



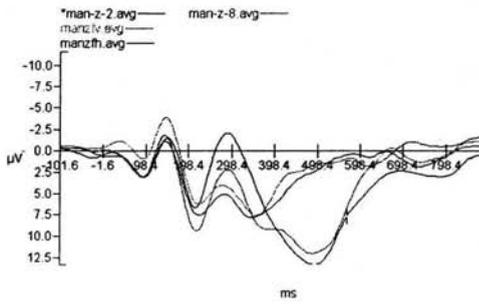
Sujeto 1



Sujeto 7



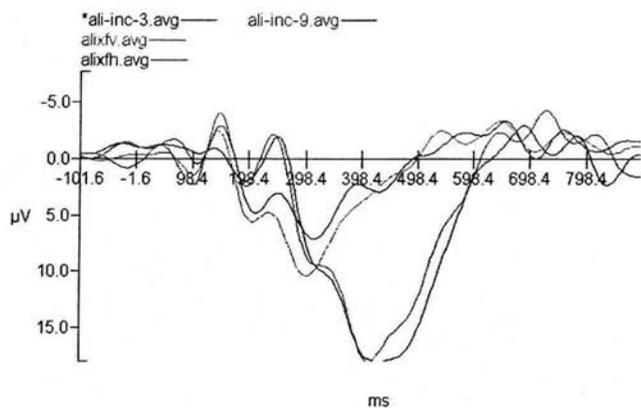
Sujeto 3



Sujeto 11

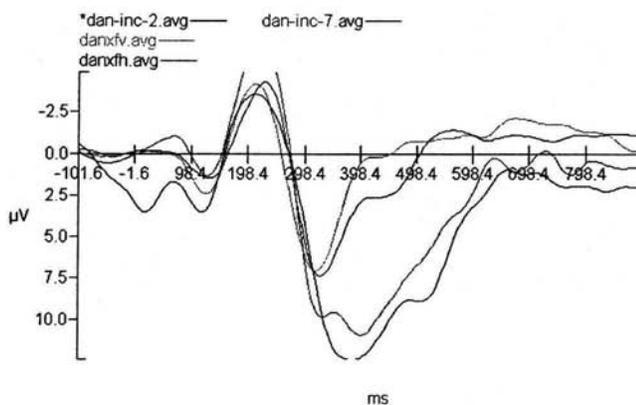
A.2.2 GRÁFICAS DE LA CONDICIÓN CON TAREA LIBRE

La figura a identificar fue a elección de cada sujeto. De acuerdo al P300 se identificaron las coordenadas de cada figura. Se verificó con cada participante y se encontró 100% de aciertos



Sujeto 1

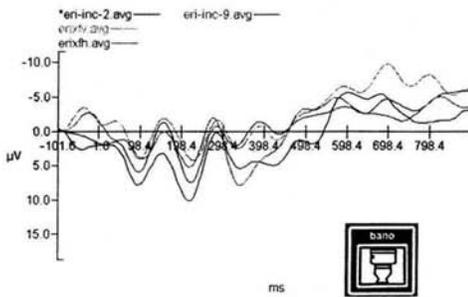
Coordenadas
(3,9)



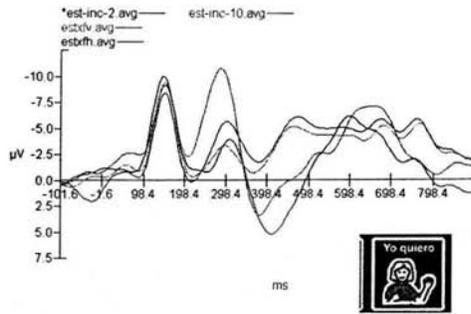
Sujeto 2

Coordenadas
(2,7)

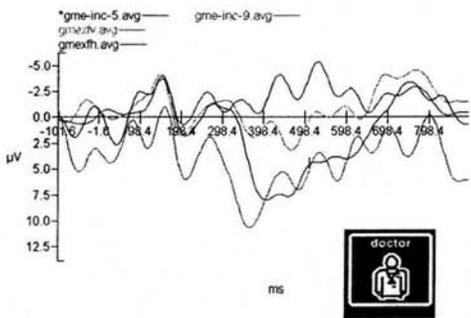




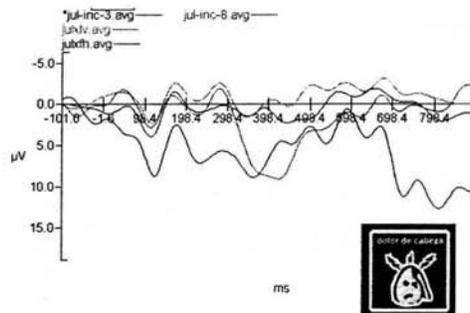
Sujeto 3



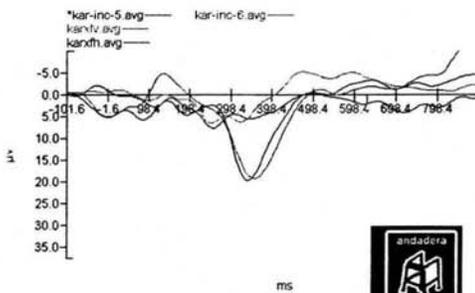
Sujeto 4



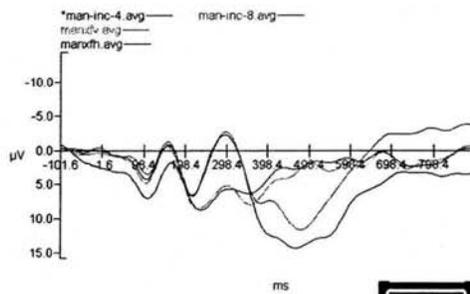
Sujeto 5



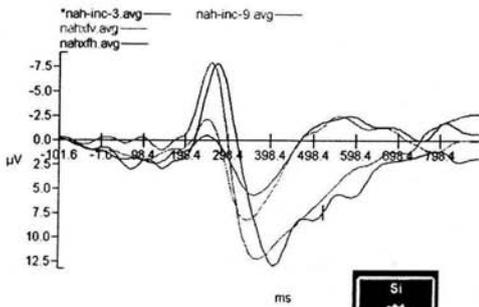
Sujeto 6



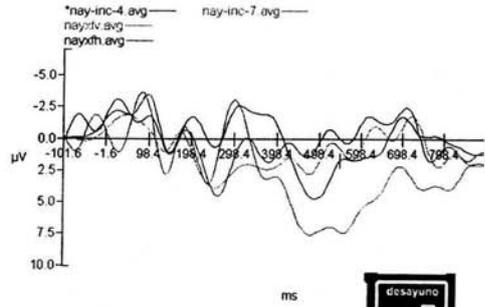
Sujeto 7



Sujeto 8



Sujeto 9



Sujeto 10



REFERENCIAS

Altenmüller EO, Gerloff C. (1999). Psychophysiology and the EEG. In: Nieder-meyer E, Lopes da Silva FH, editors. *Electroencephalography: basic principles, clinical applications and related fields*, 4th ed. Baltimore, MD: Williams and Wilkins, . pp. 637–655.

Birbaumer N, Kübler A, Ghanayim N, Hinterberger T, Perelmutter J, Kaiser J, Iversen I, Kotchoubey B, Neumann N, Flor H. (2000). The thought translation device (TTD) for completely paralyzed patients. *IEEE Trans Rehabil Eng.* 8:190–192.

Broadbent, D.E., (1957) A mathematical model for human attention and immediate memory. *Psychological Rev.* 64, 205-515

Chatrian GE. (1976) The mu rhythm. In: Remond A, editor. *Handbook of electroencephalography and clinical neurophysiology: the EEG of the waking adult*, Amsterdam: Elsevier, pp. 46–69.

Chen YL, Tang FT, Chang WH, Wong MK, Shih YY, Kuo TS. (1999) The new design of an infrared-controlled human–computer interface for the disabled. *IEEE Trans Rehabil Eng.* 7:474–481.

Coles, M. G, Rugg, M.D. (1995) Event-related brain potentials. In *Electrophysiology of Mind* (ed Rugg, M.D., Coles, M. G.) pp. 1-26, Oxford University Press.

Cooper, R.; Osselton, J. W. & Shaw, J.C. (1974) *EEG Technology*. London, Butterworth & C.O.

Damper RI, Burnett JW, Gray PW, Straus LP, Symes RA. (1987) Hand-held text-to-speech device for the non-vocal disabled. *J Biomed Eng.* 9:332–340.

Donchin E, Spencer KM, Wijesinghe R. (2000) The mental prosthesis: assessing the speed of a P300-based brain-computer interface. *IEEE Trans Rehabil Eng.* 8:174-79.

Duncan-Johnson, C.C., & Donchin, E. (1977) On Quantifying surprise: The variation of event-related potentials with subjective probability. *Psychophysiology*, 14, 456-467.

Eason, R.G., Aiken, L.R., Jr., White, C.T., & Lichtenstein, M. (1964). Activation and Behavior: II. Visual evoked cortical potentials in man as indicators of activation level. *Perceptual and motor skills*, 19, 875-895.

Farwell LA, Donchin E. (1988) Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials. *Electroenceph clin Neurophysiol.* 70:510–523.

Fitzgerald, P.G., Picton, T.W. (1981) Temporal and sequential probability in evoked potential studies. *Can J Psychol.* 35: 188-200

Ferguson KA, Polando G, Kobetic R, Triolo RJ, Marsolais EB. (1999) Walking with a hybrid orthosis system. *Spinal Cord.* 37:800-804.

Glover, A.A., Onofrij, M.C., Ghilardi, M.F., Bodis-Wollner, I. (1986). P300-like potentials in the normal monkey using classical conditioning and the auditory "oddball" paradigm. *Electroenceph clin Neurophysiol.* 65: 231-235.

Goodin, D.S., Aminoff, M.J. (1986) Electrophysiological differences between of subtypes of dementia. *Brain*, 109: 1103-1113.

Hillyard S.A., Hink, R.F., Schwent, V., & Picton, T.W. (1973). Electrical signs of selective attention in the human brain. *Science*, 182, 177-180.

Hoffer JA, Stein RB, Haugland MK, Sinkjaer T, Durfee WK, Schwartz AB, Loeb GE, Kantor C. (1996) Neural signals for command control and feedback in functional neuromuscular stimulation: a review. *J Rehabil Res Dev.* 33:145-157.

Jasper, H. (1958) The ten twenty electrode system of the International Federation. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 10, 371-5.

John, E.R. (1977) *Neurometrics: Clinical applications of quantitative electrophysiology.* Hillsdale, Lawrence Erlbaum Assoc. Pub.

Kaheman, D. (1973). *Attention and effort.* Englewood Cliffs, NT: Prentice-Hall

Kilgore, K.L., Peckham PH, Keith MW, Thrope, G.B., Wuolle, K.S., Bryeden, A.M., Hart, R.L. (1997) An implantable upper-extremity neuroprosthesis. *J. Bone Joint Surg*, 79^a: 533-541.

Keirn, Z.A., Aunon, J.I. (1990) A new mode of communication between man and his surroundings. *IEEE Trans Biomed Eng.* 37: 1209-1214.

Kennedy PR, Bakay RAE, Moore MM, Adams K, Goldwaithe J. (2000) Direct control of a computer from the human central nervous system. *IEEE Trans Rehabil Eng* 8:198-202.

Kennedy PR. The cone electrode: a long-term electrode that records from neurites grown onto its recording surface. *J Neurosci Methods* 1989;29:181-193.

Knott, V.j., Harr, A. & Mahoney, C. (1999) Smoking history and aging-associated cognitive decline: an event-related potential study. *Neuropsychobiology*, 40, 95-106.

Kubota M, Sakakihara Y, Uchiyama Y, Nara A, Nagata T, Nitta H, Ishi-moto K, Oka A, Horio K, Yanagisawa M. (2000) New ocular movement detector system as a communication tool in ventilator-assisted Werdnig-Hoffmann disease. *Dev Med Child Neurol* 42:61-64.

Kuhlman WN. (1978) EEG feedback training of epileptic patients: clinical and electroencephalographic analysis. *Electroenceph clin Neurophysiol* 45:699-710.

Kutas, M., Hillyard, S.A. (1980). Event-related brain potentials to semantic inappropriate and surprising large words. *Biological Psychology*, 11: 99-116.

Kutas, M., Hillyard, S.A. (1982). The lateral distribution of event-related potentials during sentence processing. *Neuropsychology*, 20: 579-590.

LaCourse JR, Hladik FC. (1990) An eye movement communication-control system for the disabled. *IEEE Trans Biomed Eng* 37:1215-1220.

Lang W, Cheyne D, Hollinger P, Gerschlager W, Lindinger G. (1996) Electric and magnetic fields of the brain accompanying internal simulation of movement. *Cogn Brain Res* 3:125-129.

Lusted, H.S. and Knapp, R.B. (1996) Controlling computers with neural signals. *Scientific American*, vol. 275, no. 4 (Oct.), pp. 82-87.

Levine, S.P., Huggins, J.E., Spencer, L.B. (2000). A direct Brain interface Based on Event-related Potentials. *IEEE Trans Rehabil Eng*. 8 (2): 180-185.

Mason SG, Birch GE (2003) A General Framework for Brain-Computer Interface Design. *IEEE Trans Neu Sys Rehab Eng* 11; 1: 70-85.

McCallum, M.C., Farmer, S.F., & Pocock, P.V. (1984) The effect of physical and semantic incongruities on auditory even-related potentials. *Electroen Clin Neu*, 59: 477-488.

McFarland DJ, Lefkowitz AT, Wolpaw JR. (1997) Design and operation of an EEG-based brain-computer interface (BCI) with digital signal processing technology. *Behav Res Methods Instrum Comput* 29:337-345.

McFarland DJ, Vaughan TM, Sarnacki WA, Wolpaw JR. (1999) EEG-based brain-computer interface (BCI): user-paced versus fixed-paced trials. *Soc Neurosci Abstr* 25:1413.

Middendorf M, McMillan G, Calhoun G, Jones KS. (2000) Brain-computer interfaces based on steady-state visual evoked response. *IEEE Trans Rehabil Eng* 8:211-213.

Näätänen, R, Gailard, A.W., & Mantysalo, S. (1978) The N1 effect of selective attention reinterpreted. *Acta Psychologica*, 42, 313-329.

Näätänen, R (1982) Processing negativity: An evoked potential reflection of selective attention, *Psychological analysis*. *Biological Bulletin*, 92, 605-640.

Ostrosky-Solís, F; Chayo-Dichi, R. (1997) Potenciales tardíos y funciones cognitivas. En Hernández Orosco, T. Flores y Peñalosa (Eds) *Registros Electrofisiológicos para Diagnóstico de los Trastornos de la Comunicación Humana* (pp. 38-52) Secretaría de Salud

Ostrosky-Solís, F., Rodríguez, Y., García de la Cadena, C, Jaime, R., Valdés, A., Guevara. M.A., Chayo, R. y Llamosas, C. (1995) Marcadores mnésicos del envejecimiento normal y patológico. *Revista Pensamiento y Lenguaje*, 1 (2B): 367-375.

- Oken BS. (1990) Endogenous event-related potentials. In: Chiappa KH, ed. *Evoked Potentials in Clinical Medicine*. Philadelphia: JB Lippincott Company, 529-563.
- Picton, T. (1992) The P300 wave of the human event-related potential. *J Clin Neu*, 9, 456-479.
- Picton, T.W. , Stuss, D.W., Champagne, S.C., Nelson, R.F. (1984) The effects of age on human event-related potentials. *Psychophysiology*. 21: 312-325.
- Pfefferbaum, A., Ford, F.J., Roth, W.T., Kopell, B.S. (1980) Age-related changes in auditory event-related potentials. *EEG Clin Neurophysiol*. 49: 257-265.
- Pfurtscheller G, Berghold A. (1989) Patterns of cortical activation during planning of voluntary movement. *Electroenceph clin Neurophysiol* 72:250-258.
- Pfurtscheller G, Flotzinger D, Kalcher J. (1993) Brain-computer interface – a new communication device for handicapped persons. *J Microcomput Appl* 16:293-299.
- Pfurtscheller G. (1989) Functional topography during sensorimotor activation studied with event-related desynchronization mapping. *J Clin Neuro-physiol* 6:75-84.
- Polich J., Howard, L., Starr, A. (1985) Effects of age on P300 component of the event-related potential from auditory stimuli: Peak definition, variation, and measurement. *J. Gerontol*. 40: 721-726.
- Ravden, D. Polich, J. (1999) On P300 measurement stability, habituation, intra-trial block variation, and ultradian rhythms. *Biol Psychol*. 51: 59-76.
- Rice, K.M., Blanchard, E.B., Purcell, M. (1993) Biofeedback treatments of generalized anxiety disorder. 18: 93-105.
- Rockstroh B, Birbaumer N, Elbert T, Lutzenberger W. (1984) Operant control of EEG and event-related and slow brain potentials. *Biofeedback Self Regul* 9:139-160.
- Roder B, Rosler F, Hennighausen E, Nacker F. (1996) Event-related potentials during auditory and somatosensory discrimination in sighted and blind human subjects. *Brain Res Cogn Brain Res* 4:77-93.
- Squires, K.C., Squires, N.K., & Hillyard, S.A. (1975). Decision-related cortical potentials during an auditory signal detection task with cued intervals. *J Exp Psy: Human Perception and Performance*, 1, 268-279.
- Squires, K.C., Wickens, C., Squires, N.K., Donchin, E. (1976) The effect on stimulus sequence on the waveform of the cortical event-related potential. *Science*, 193: 1142-1146.
- Sterman MB. (2000) Basic concepts and clinical findings in the treatment of seizure disorders with EEG operant conditioning. *Clin Neurophysiol* 31:45-55.

- Sutter EE. (1992) The brain response interface: communication through visually-induced electrical brain responses. *J Microcomput Appl* 15:31-45.
- Sutton, S., Braren, M., Zubin, J., & Jonh, E.R. (1965) Evoked potentials correlates of stimulus uncertainty. *Science*, 150, 1187-1188.
- Swaab, T; Brown, C. Y Hagoort, P. (1997) Spoken sentence comprehension in aphasia: Event related potential evidence for a lexical integration deficit. *J Cog Neu*, 9 (1): 39-66.
- Travis TA, Kondo CY, Knott JR. (1975) Alpha enhancement research: a review. *Biol Psychiatry* 10:69-89
- Tueting, P., Sutton, S., Zubin, J. (1971). Quantitative evoked potential correlates of the probability of events. *Psychophysiology*, 7, 385-394.
- Tyner, F.S.; Knott, J.R. & Mayer, W.B. (1983) *Fundamentals of Eeg Technology. Vol. I: Basic concepts and Methods.* NY. Raven Press.
- Vidal JJ. (1977) Real-time detection of brain events in EEG. *IEEE Proc* 65:633-664 [Special issue on Biological Signal Processing and Analysis].
- Vidal JJ. (1973) Towards direct brain-computer communication. *Annu Rev Biophys Bioeng* 2:157-180.
- Woldorff, M.G., Hackley, S.A. & Hillyard, S.A. (1991) The effects of channel selective attention en the mismatch neativity wave elicited by deviant tones. *Phychophysiology*, 28, 30-42.
- Wolpaw JR, McFarland DJ, Neat GW, Forneris CA. (1991) An EEG-based brain-computer interface for cursor control. *Electroenceph clin Neurophysiol* 78:252-259.
- Wolpaw JR, McFarland DJ, Vaughan TM. (2000) Brain-computer interface research at the Wadsworth Center. *IEEE Trans Rehabil Eng* 8:222-225.
- Wolpow JR, Birbaumer N, McFarland DJ, Pfurtscheller G, Vaughan TM (2002) Brain computer interfaces for communication and control. *Clin Neurophys* 113: 767-791.
- Wood CC, Wolpaw JR (1982) Scalp distribution of human auditory evoked potentials. II. Evidence for overlapping sources and involvement of auditory cortex. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 54:25-38.
- Woods DL and Courchesne E (1986) Event-related potentials during split-second auditory and visual decision making. *Cerebral Psychology : Studies in even-related potentials*, Ed by WC McCallum, R Zappoli and F Denoth) *Electroenceph Clin Neurophysiology*, Elsevier, Amsterdam, Suppl, 38:152-154.