



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA METROPOLITANA
UNIDAD IZTAPALAPA. División de Ciencias Básicas e Ingeniería

**“ÁREAS ANATÓMICAS CEREBRALES ACTIVADAS EN
RESPUESTA A ESTÍMULOS CON CONTENIDO MORAL”**

Que presenta

Rosa Renata Vázquez Álvarez

**Para obtener el grado de
Maestra en Ciencias
(Ingeniería Biomédica)**

Asesora:

Dra. Verónica Medina Bañuelos

Sinodales:

**Dra. Verónica Medina Bañuelos
M. en C. Caupolicán Muñoz Gamboa
Dra. Feggy Ostrosky Shejet.**

México, D.F., 23 de Abril del 2007.

A mis padres

AGRADECIMIENTOS

A la Dra. Verónica Medina Bañuelos, por su apoyo y dirección del presente proyecto de investigación.

Al Laboratorio de Investigación en Neuroimagenología, Ingeniería eléctrica de la UAM, por los recursos materiales y la orientación recibida para la elaboración de este trabajo.

Al Laboratorio de Psicofisiología y Neuropsicología de la Facultad de Psicología de la UNAM, particularmente a la Dra. Feggy Ostrosky y a la Dra. Alicia Vélez por proporcionarme los registros en los que base mi análisis y la orientación para el desarrollo del estudio.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACyT) por su apoyo financiero durante la realización de mis estudios de maestría.

A mis sinodales por la disposición y revisión de este documento.

ÍNDICE.

	Página
INTRODUCCIÓN	1
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	7
Justificación	7
Objetivos	8
Hipótesis.....	8
CAPITULO 1	
1. MARCO TEÓRICO.....	9
1.1. Generación de la actividad eléctrica cerebral.....	9
1.1.1. Organización celular del sistema nervioso.....	9
1.1.2. Registros electroencefalográficos	11
1.2. Potenciales relacionados a eventos	14
1.3. Problema directo	15
1.3.1. Modelos de fuentes	15
1.3.2. Modelos de la cabeza	16
1.4. Problema inverso	16
1.4.1. Métodos para la solución del problema inverso	17
1.5. Métodos de descomposición de señales.....	18
1.5.1. Descomposición de valores singulares.....	18
1.5.2. Análisis de componentes principales.....	20
1.5.3. Análisis de componentes independientes.....	21
1.5.4. Comparación entre los métodos mencionados	25
1.6. EEGLab	27

1.7. Cartografía cerebral.....	29
1.7.1. StatMap.....	30
1.7.2. Sistema estereotáxico de Talairach.....	32

CAPITULO 2

2. METODOLOGIA	36
2.1. Sujetos.....	36
2.2. Estímulo.....	36
2.3. Adquisición de datos	37
2.4. Registro de las señales	38
2.5. Rechazo de artefactos.....	39
2.6. Descomposición basada en ACI	40
2.6.1. Eliminación de componentes por artefacto ocular	42
2.6.2. Eliminación de componentes por medio de la varianza explicada	44
2.6.3. Eliminación de componentes por medio del concentrado de épocas a través del tiempo	45
2.7. Grandes promedios para cada tipo de estímulo	48
2.8. Análisis de diferencias estadísticas entre grupos.....	50
2.9. Localización de fuentes	51
2.9.1. Selección de componentes representativas	52
2.9.2. Dipolos de las componentes representativas	55
2.10. Estructuras activadas	55

CAPITULO 3

3. RESULTADOS	57
3.1. Identificación de latencias y áreas significativas	57

3.1.1. Diferencias para el estímulo neutral contra el desagradable	57
3.1.2. Diferencias para el estímulo neutral contra el moral	59
3.1.3. Diferencias para el estímulo desagradable contra el moral	62
3.2. Posición de dipolos equivalentes	65
3.3. Estructuras activadas	68
3.3.1. Estructuras activadas con el estímulo neutral	68
3.3.2. Estructuras activadas con el estímulo desagradable	70
3.3.3. Estructuras activadas con el estímulo desagradable con contenido moral	72
DISCUSIÓN	74
CONCLUSIONES	77
BIBLIOGRAFÍA	78
ANEXOS	85

ÁREAS ANATÓMICAS CEREBRALES ACTIVADAS EN RESPUESTA A ESTÍMULOS CON CONTENIDO MORAL

RESUMEN

Las neurociencias han aumentado su interés en el estudio de las fuentes anatómicas implicadas en procesos neurológicos. El desafío es mejorar la exactitud del diagnóstico para asegurar una detección temprana de enfermedades fisiológicas así como desórdenes psicológicos resultantes de daño de cerebro.

La intención de esta investigación fue localizar las áreas que se activan en el cerebro durante la aplicación de un estímulo con contenido moral. En el estudio participaron sujetos jóvenes sin antecedentes de patologías psiquiátricas, los cuales fueron expuestos a una secuencia de estímulos emocionalmente neutrales, emocionalmente desagradables y emocionalmente desagradables con contenido moral. Los potenciales cerebrales evocados fueron procesados usando Análisis de Componentes Independientes, técnica de descomposición de datos que permite una mejor reconstrucción de la señal inmersa en ruido. Las fuentes implicadas se localizaron con herramientas de EEGLAB.

Se encontraron diferencias en el período comprendido entre 300 y 600 ms; la mayor diferencia se presentó entre la condición neutral contra la desagradable, en menor grado para la condición neutral contra la moral y con una mínima diferencia la comparación entre la condición desagradable contra la moral. Las principales áreas activadas con el estímulo moral fueron el Giro Cingular en la parte izquierda, el Cuerpo Calloso en la parte media, el Lóbulo Paracentral en la parte izquierda, el Núcleo Lentiforme en la parte izquierda y el Núcleo Caudado en la parte derecha.

ABSTRACT

Neurosciences have increased their interest in the study of the anatomical sources involved in neurological processing. The challenge is to improve diagnostic accuracy in order to assure the early detection of physiological illnesses as well as psychological disorders resulting from brain damage.

The intention of this research was to locate the brain areas activated during the application of a moral content stimulus. Young subjects without psychiatric pathologic records participated in the study. They were exposed to a sequence of emotionally neutral, emotionally unpleasant and emotionally unpleasant with moral content stimuli. Evoked brain potentials were processed using Independent Component Analysis, a data decomposition technique, which achieve a better reconstruction of the signal immersed into noise. The sources involved were located with tools of EEGLAB.

Differences were found in the period between 300 and 600 ms; the greater difference was observed between the neutral condition against the disagreeable one, in a smaller degree of difference the neutral condition against the moral and with a minimum difference the comparison between the disagreeable condition against the moral. The main areas activated with the moral stimulus were the left part of the Cingulate Gyrus, the medium part of the Corpus Callosum, the left part of the Paracentral Lobule, the left part of the Lentiform Nucleus and the right part of the Caudatus Nucleus.

INTRODUCCIÓN.

El interés creciente de las neurociencias en el estudio de las áreas anatómicas implicadas en diferentes procesos neurológicos, ha permitido mejorar el conocimiento de la estructura y el funcionamiento cerebral.

Hasta ahora, se cuenta con información acerca de las áreas involucradas en determinados procesos cerebrales, tal es el caso de las estructuras que participan en las emociones básicas cerebrales; sin embargo, no ha sido lo mismo respecto a procesos cognoscitivos que se llevan a cabo en presencia de estimulaciones con contenido moral.

En estos tipos de estudios se han utilizado diversas técnicas para analizar el cerebro, entre las cuales, se encuentran la Tomografía por Rayos X y la **Imagen por Resonancia Magnética (Magnetic Resonance Imaging: MRI)**; estas técnicas hacen posible identificar estructuras internas, pero no proporcionan información de tipo funcional; por lo tanto, existen otras alternativas como son el Mapeo de Actividad Eléctrica Cerebral, la **Imagen por Resonancia Magnética funcional (functional Magnetic Resonance Imaging: fMRI)** y la Tomografía por Emisión de Positrones, las cuales permiten hacer una exploración funcional, es decir, analizar el funcionamiento de la estructura de interés.

La Imagen por Resonancia Magnética funcional es una técnica utilizada para visualizar imágenes anatómicas relacionadas a una condición fisiológica específica; aunque presenta una baja resolución temporal (un retraso entre la aplicación del estímulo y la actividad neurológica registrada), esta técnica es caracterizada por una alta resolución espacial (una excelente localización anatómica), por lo que ha sido utilizada por los investigadores para estudiar la psicofisiología moral.

Existen diversos trabajos en la literatura, que utilizan fMRI para la localización de las zonas anatómicas activadas aplicando diferentes tipos de estímulos morales. En uno de ellos, participaron sujetos normales, a los cuales les presentaron mensajes con contenido moral y otras sin contenido moral; las regiones que se activaron ante este tipo de estimulación fueron la corteza

frontopolar, el giro frontal medio, la corteza temporal anterior derecha, el núcleo lenticular y el cerebelo.¹

En otro estudio, sujetos normales juzgaron oraciones pertenecientes a tres condiciones diferentes: la primera, oraciones emocionalmente desagradables sin connotaciones morales; la segunda, oraciones emocionalmente desagradables con connotaciones morales y por último, oraciones emocionalmente neutrales, y se encontró una red que abarca la corteza orbitofrontal media, el polo temporal y el surco temporal superior del hemisferio izquierdo, activada específicamente por juicios morales.²

Se ha visto que las emociones morales se diferencian de las emociones básicas en que son intrínsecamente personales; sin embargo, un estudio encontró que ambas emociones básicas y morales activan la amígdala, el tálamo y el cerebro medio superior. Al ver escenas evocadoras de emociones morales, también se activan, la corteza prefrontal orbital media y el surco temporal superior. Estos resultados indican que los sectores orbitales medios de la corteza prefrontal y de la región del surco temporal superior, son regiones críticas para el comportamiento y la percepción social en valoraciones morales. Se ha sugerido diferenciar el proceso moral entre hombres y mujeres; sin embargo, la inspección visual de los datos demuestra que la amígdala, el surco temporal superior, la corteza orbitofrontal y la corteza frontomedial fueron activados similarmente en los sujetos masculinos y femeninos en respuesta a estímulos morales y no morales. Esto indica que ambos géneros contribuyen a los mismos resultados. También se ha visto que muchas áreas cerebrales hacen contribuciones importantes en el funcionamiento neuroanatómico del juicio moral, pero no se ha encontrado ninguna dedicada específicamente a él.³

En un estudio integral, se compararon los juicios emocionales morales con juicios emocionales no morales, encontrando las principales áreas activadas en la cognición moral que se muestran en la figura 1.⁴

¹ Moll, J. et al. "Frontopolar and anterior temporal cortex activation in a moral judgment task: preliminary functional MRI results in normal subjects".

² Moll, J. et al. "Functional networks in emotional moral and non moral social judgments".

³ Moll, J. et al. "The neural correlates of moral sensitivity: a functional magnetic resonance imaging investigation of basic and moral emotions".

⁴ Greene, J. et al. "How (and where) does moral judgment work?".

Haciendo un resumen de las estructuras que coinciden en los artículos antes referidos, podemos mencionar que las áreas activadas ante estímulos desagradables morales y no morales son la amígdala, la ínsula, el tálamo y el cerebro medio superior. Y para estímulos desagradables solamente morales: la circunvolución frontal media, la corteza orbitofrontal media, el polo temporal y el surco temporal superior. Todas estas estructuras detectadas en estudios donde utilizaron fMRI.

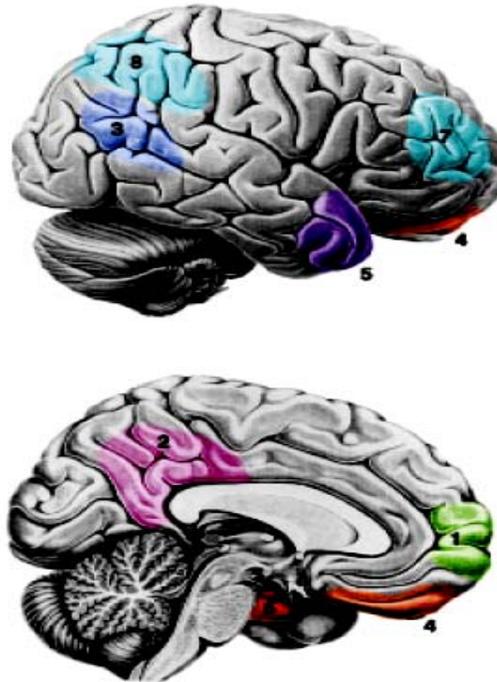


Figura 1. Las áreas del cerebro implicadas en la cognición moral por estudios de neuroimagen: 1. Giro frontal medio; 2. Cíngulo posterior, Precúneo y Corteza retrosplenial; 3. Surco temporal superior y Lóbulo parietal inferior; 4. Corteza orbitofrontal y frontal ventromedial; 5. Polo temporal; 6. Amígdala; 7. Corteza prefrontal dorsolateral; 8. Lóbulo parietal.⁵

La Imagen por Resonancia Magnética funcional ha sido ampliamente utilizada por su excelente resolución anatómica, pero su baja resolución temporal significa un gran inconveniente para este tipo de estudio, donde se necesita registrar la respuesta inmediatamente después de la aplicación del estímulo, de

⁵ Greene, J. et al. 2002. "How (and where) does moral judgment work?".

modo que se ha utilizado la **Electroencefalografía (EEG)** como método de adquisición de datos, que aunque no cuenta con una excelente resolución anatómica, es la técnica de adquisición más rápida, debido a que posee la mejor resolución temporal conocida hasta ahora.

La electroencefalografía registra señales sobre el cuero cabelludo que se producen por la sincronización de la mezcla de actividades eléctricas de muchas áreas corticales. Dentro de la EEG existen señales relacionadas a eventos, llamadas, **Potenciales Relacionados a Eventos (PRE)**, que son una medición de la actividad eléctrica registrada en el tiempo que representa una fase distinta del proceso cortical.

Estudios anteriores han investigado la relación entre los PRE y el procesamiento de la información en el cerebro, los cuales, han encontrado diferentes componentes de los PRE que se presentan en formas muy características ante determinadas funciones cognitivas. Como en el caso de la componente P1, que fue utilizada como un índice cercano en la asignación de atención a estímulos de valencia, la amplitud fue medida mientras que los participantes evaluaron imágenes positivas y negativas, se observó que las amplitudes de P1 en estímulos negativos fueron más grandes que las amplitudes de P1 en los estímulos positivos. Por lo que se ha demostrado que los estímulos negativos evocan más atención que los estímulos positivos.⁶

En otro de los trabajos con EEG, se utilizaron potenciales evocados visuales que fueron registrados durante la presentación de fotos de caras humanas y animales, además de varias características faciales. Ondas negativas con latencias pico de aproximadamente 165 milisegundos (N170) fueron bilateralmente registradas en las regiones occipito-temporales. Latencias pico promedio fueron más cortas para las caras que solo para los ojos. Los análisis de amplitudes de potenciales evocados indicaron que la N170 evocada por caras reflejó actividad en un sistema neurológico específico que fue insensible para encontrar diferencias entre caras individuales sin importar la especie y por lo tanto sugiere que el sistema pudiera funcionar para detectar la existencia de caras en general. Por otra parte, la amplitud promedio de la N170 evocada por ojos humanos fue significativamente más grande que por la de los ojos de animales. Los resultados indicaron que los dipolos para la N170 evocados por los ojos fueron localizados en la circunvolución temporal inferior posterior y para las caras, se localizaron

⁶ Smith, N. et al. "May I have your attention, please: Electrocortical responses to positive and negative stimuli".

inicialmente en la misma región, pero movidos hacia las circunvoluciones fusiformes y linguales en la última fase de la N170, esto proporciona bases neurofisiológicas y anatómicas en una etapa de codificación estructural inicial de caras humanas.⁷

Aunque han sido muchos los trabajos realizados por medio de EEG, no se han encontrado estudios reportados sobre EEG utilizando estímulos de tipo moral, por lo que se espera sea de utilidad para investigaciones acerca de cognición moral.

El propósito de esta investigación fue encontrar las áreas anatómicas que se activan durante la aplicación de estímulos visuales con contenido moral. Analizando los potenciales registrados en el cuero cabelludo obtenidos a partir de tres tipos de estimulaciones visuales: imágenes emocionalmente neutrales, imágenes emocionalmente desagradables e imágenes emocionalmente desagradables con contenido moral, para demostrar que existen diferencias entre las señales de los tres tipos de estímulos. Así como también, establecer las estructuras que intervienen en el procesamiento de las tres estimulaciones.

Probando que la Electroencefalografía es suficientemente sensible para detectar diferencias entre una señal eléctrica producida con estímulos desagradables con contenido moral en comparación con estímulos desagradables sin contenido moral y neutrales; además, que ante estimulaciones desagradables con contenido moral se activan áreas distintas que con estimulaciones neutrales.

Para realizar el estudio de esta investigación, se utilizaron los Potenciales Relacionados a Eventos, técnica basada en la Electroencefalografía, que consiste en registrar variaciones de voltaje relacionadas temporalmente a un tipo de evento; dichas variaciones son muy pequeñas para poder ser analizadas, por lo que los PRE se obtienen por medio de un proceso de promediación de los registros obtenidos. Aún después de promediadas las señales, todavía presentan un coeficiente de señal a ruido muy bajo. Una forma de reducir el ruido es aplicar métodos basados en la descomposición de la matriz de datos, como pueden ser la **Descomposición en Valores Singulares (Singular Value Decomposition: SVD)**, el **Análisis de Componentes Principales (Principal Component Analysis: PCA)** o el **Análisis de**

⁷ Shibata, T. et al. "Generators of Visual Evoked Potentials for Faces and Eyes in the Human Brain as Determined by Dipole Localization".

Componentes Independientes (Independent Component Analysis: ICA), los cuales, separan el subespacio de la señal deseada del subespacio de ruido, consiguiendo una mejor reconstrucción de la señal, para nuestro análisis se utilizó ICA, ya que cuenta con mayores ventajas que los otros métodos.

Posteriormente, se buscó el rango de tiempo donde la señal presentó diferencias en comparación con las señales de los otros tipos de estímulos. Una vez que fue encontrado el rango de tiempo de interés, se aplicaron diversos métodos para encontrar la localización y magnitud de las fuentes de corriente de la actividad eléctrica cerebral, dado el sistema de potenciales eléctricos medidos en la superficie del cuero cabelludo. Se debe tomar en cuenta que existe un sinnúmero de configuraciones de fuentes que generan los mismos mapas de potencial, dado que diversas configuraciones de fuentes pueden producir campos electromagnéticos externos idénticos ya que están medidos por un número finito de electrodos, por lo que para encontrar la solución óptima de estos parámetros, los algoritmos se basan en técnicas de detección que restringen el espacio de exploración a un número limitado de fuentes y una forma geométrica específica del volumen conductor o una capa anatómica extraída de la imagen real del sujeto. Encontrando así la localización equivalente del dipolo que mejor explique la información registrada.

Considerando que la fuente se modela como un dipolo de corriente se pudo estimar la posición, la orientación y la magnitud de dicho dipolo. Después de esto, se proyectaron los dipolos sobre imágenes cerebrales obtenidas por resonancia magnética para saber cuáles son las áreas que se están activando.

Sin embargo, debido a lo poco específico que resulta un análisis visual, se recurrió a otro método que determina específicamente las estructuras cerebrales que se están activando, lo que hace posible hacer un análisis comparativo más completo sobre las estructuras que intervienen en las tres condiciones.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

JUSTIFICACIÓN.

El estudio de las neurociencias y el desarrollo tecnológico han permitido aprender más sobre el funcionamiento cerebral, sin embargo, aún hay mucho por descubrir, por lo que esta investigación intenta enriquecer el conocimiento de las áreas que participan en los procesos cognoscitivos, específicamente de tipo moral. A fin de conocer estas áreas, ya se han realizado investigaciones anteriores utilizando fMRI, la cual, aunque es una técnica muy poderosa en cuanto a resolución espacial, tiene limitaciones en registrar rápidamente una respuesta evocada, debido a su baja resolución en el tiempo, por lo que se utiliza EEG como método de obtención de datos, ya que puede obtener un registro continuo en el tiempo de la actividad eléctrica, inmediatamente después de la aplicación del estímulo, haciendo posible analizar la relación entre el comportamiento neurológico y la actividad eléctrica a través del tiempo, además de ser una técnica no invasiva y relativamente de bajo costo, lo que permite una aplicación clínica accesible.

La finalidad de este estudio fue encontrar las áreas o estructuras que se activan en respuesta a estímulos con contenido moral en una población de sujetos mentalmente sanos, neurológicamente intactos, para demostrar que estas estructuras son diferentes que las que se activan con estímulos neutrales o desagradables sin connotaciones morales.

Sin embargo, este trabajo también tiene la intención de servir como referencia para investigaciones futuras donde se realice el mismo tipo de estudio pero en una población de personas con alteraciones en la conducta, como pueden ser criminales, en el entendido que son individuos con personalidad antisocial, por lo que se esperaría encontrar diferencias al comparar los resultados obtenidos entre la población sana contra la patológica.

OBJETIVOS.

Describir una metodología de reconstrucción que mejore la señal inmersa en ruido.

Encontrar los rangos de latencias donde los potenciales evocados presenten diferencias entre las tres condiciones.

Obtener los dipolos que se generan en respuesta a los tres tipos de estímulos visuales.

Identificar las regiones o estructuras que intervienen en el procesamiento de estímulos neutrales, desagradables y desagradables con contenido moral.

HIPÓTESIS.

H_{i1}: La Electroencefalografía es lo suficientemente sensible para detectar diferencias entre los PRE producidos por estimulaciones desagradables con contenido moral en comparación con estimulaciones desagradables sin contenido moral y estimulaciones neutrales.

H_{i2}: Las estructuras activadas ante estímulos desagradables con contenido moral son diferentes que las activadas por estímulos neutrales o desagradables sin contenido moral.

Capítulo 1.

MARCO TEÓRICO.

1.1. Generación de la actividad eléctrica cerebral.

1.1.1. Organización celular del sistema nervioso.

Las células del sistema nervioso son las neuronas, las cuales, se encargan de transmitir la información necesaria para el funcionamiento de todo el sistema.

Hay diferentes tipos de neuronas dependiendo la actividad que realicen, pero en general están compuestas por los siguientes elementos:

- **Cuerpo celular o soma.**- es el cuerpo de la neurona, contiene el núcleo de la célula y de ahí salen ramas de diferentes formas y longitudes.
- **Dendritas.**- son las ramas que salen del cuerpo celular, encargadas de recibir la información de otras neuronas, las cuales en conjunto forman los árboles dendríticos.
- **Segmento inicial.**- otra de las ramas, donde se inician los potenciales de acción.
- **Axón.**- es un tubo largo y delgado, recubierto por una vaina de mielina, envía la información desde el cuerpo celular hasta los botones terminales.
- **Botones terminales.**- son pequeños engrosamientos que se encuentran en los extremos de los axones.

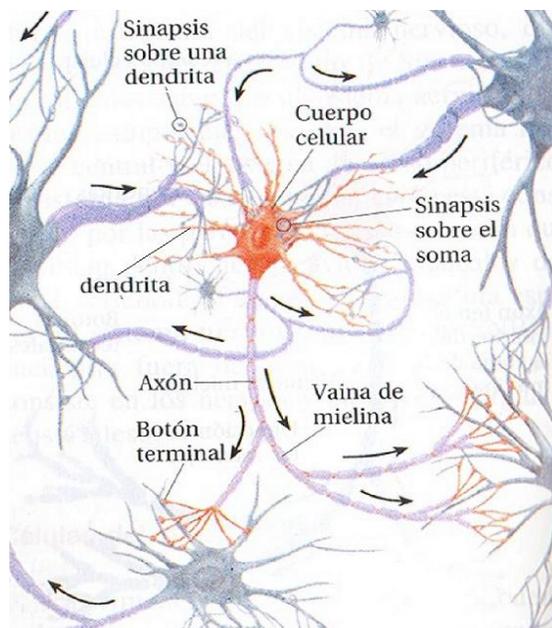


Figura 2. Estructura de una neurona.⁸

La capacidad de transmitir la información que tienen las neuronas, empieza en el segmento inicial, lugar donde se generan pequeños impulsos eléctricos, llamados potenciales de acción, los cuales viajan a través de todo el axón hasta llegar a los botones terminales, cuando estos botones se unen a la dendrita de otra neurona forman una sinapsis celular, fenómeno en el cual, los botones terminales situados al final del axón de la neurona emisora, liberan una sustancia transmisora que produce despolarizaciones o hiperpolarizaciones de la membrana postsináptica, enviando los mensajes de la neurona emisora a la receptora originando el envío de información de una neurona a otra. Ya que una neurona puede tener muchas dendritas, recibe información de docenas o cientos de otras neuronas, cada una de las cuales pueden formar muchas conexiones sinápticas con ella, de esta forma se produce una red de comunicación entre todas las neuronas.⁸

Los árboles dendríticos de las neuronas generalmente se organizan en forma de columnas, las cuales, en conjunto forman macrocolumnas que se distribuyen paralelas entre sí y perpendiculares a la superficie cortical, lo que produce que sus componentes longitudinales se puedan sumar y los transversales se puedan cancelar entre sí, originando una corriente iónica

⁸ Carlson, N. "Fisiología de la conducta".

positiva dirigida hacia el exterior de la célula o negativa hacia el interior de la célula, lo cual permite que se puedan registrar campos electromagnéticos en la superficie del cuero cabelludo.⁹

1.1.2. Registros electroencefalográficos.

Los registros producidos por la actividad eléctrica cerebral, se llaman Electroencefalogramas, los cuales, se obtienen por medio de electrodos, discos de metal ubicados sobre el cuero cabelludo, capaces de detectar los potenciales postsinápticos producidos por miles de neuronas que se encuentren en el área donde esté colocado el electrodo. Así, los registros obtenidos representan la actividad eléctrica de un enorme número de neuronas, cuyas señales eléctricas pudieron atravesar las meninges, el cráneo y finalmente el cuero cabelludo.

Los potenciales pueden presentar una orientación cualquiera respecto al electrodo de registro, ya que la corteza tiene una distribución irregular en forma de circunvoluciones. De modo, que las señales que se registran son la contribución de potenciales generados por una actividad postsináptica sincronizada en poblaciones neuronales distribuidas en forma regular con una orientación perpendicular a la superficie cortical. Para poder describir estos potenciales, se tiene que tomar en cuenta la dirección del campo generado y el valor del potencial en cualquier punto del medio de conducción, por lo que se debe considerar la estructura de la fuente generadora, la forma y la conductividad del volumen en el que se propaga. Ya que cada neurona puede considerarse como generadora de una fuente central rodeada de pozos esféricamente distribuidos, el potencial de campo equivale a una distribución de dipolos orientados radialmente a la superficie de una esfera. El modelo electromagnético más factible es la capa dipolar, el cual, consiste de muchos dipolos paralelos de actividad altamente correlacionada. La mayoría de los fenómenos de EEG son debidos a grandes capas de dipolos corticales generados por células piramidales interconectadas entre sí.¹⁰

Por eso, para encontrar un modelo del volumen conductor, se deben considerar las diferentes capas que rodean al cerebro, como es el cráneo y el cuero cabelludo, y en un modelo más completo se considera también, la capa de líquido cefalorraquídeo. Estas capas presentan diferentes conductividades,

⁹ Godínez, R. y Medina, V. "Génesis de la actividad eléctrica en el tejido nervioso".

¹⁰ Godínez, R. y Medina, V. "Génesis de la actividad eléctrica en el tejido nervioso".

por lo que afectan las mediciones de los potenciales obtenidos en el cuero cabelludo, en comparación con los registrados a nivel cortical. Si se considera la conductividad eléctrica cerebral y del cuero cabelludo iguales, el cráneo es el principal responsable de la atenuación que sufre el potencial medido en el cuero cabelludo, siendo que el hueso presenta un factor de atenuación aproximadamente cinco veces mayor al del cerebro.¹⁰

El sistema de montaje que se utiliza para obtener los registros de la actividad eléctrica en el cuero cabelludo es el sistema internacional 10-20, el cual, establece la posición de los electrodos de registro sobre el cuero cabelludo, dividiendo la distancia en 10 y 20 % en sentido anteroposterior, entre los puntos Nasión e Inión, y en sentido transversal, entre los dos auriculares, los electrodos se colocan como hileras, se deben incluir electrodos de referencia y una conexión a tierra del paciente. A cada uno de los electrodos le corresponde un canal, por medio del cual, se produce el despliegue del registro. En relación a la distribución de los registros en los canales, existen algunas convenciones adoptadas y promovidas por la Sociedad Americana de EEG, las cuales, dicen que los canales de los electrodos anteriores deben preceder, de arriba hacia abajo a los de los electrodos posteriores, los canales de los electrodos izquierdos van arriba de los de los electrodos derechos y los electrodos laterales preceden también, de arriba hacia abajo, a los parasagitales y a los de la línea media, como se muestra en la figura 3.¹¹

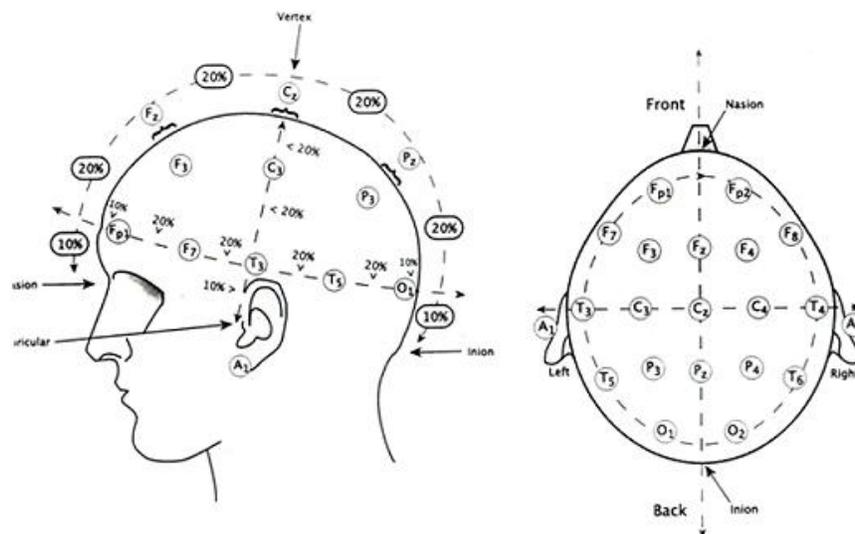


Figura 3. Distribución de los electrodos.¹²

¹¹ Islas, J. "Bases de la electroencefalografía".

¹² Neuromatrik Neurofeedback TM.

Los registros electroencefalográficos pueden tener configuraciones diferentes, la monopolar, donde se registra la diferencia del potencial entre un electrodo de registro y otro de referencia, la bipolar, donde se mide la diferencia entre el potencial de dos electrodos de registros y la laplaciana, que obtiene la diferencia de un electrodo de registro con el promedio de las señales de electrodos circundantes.¹¹

También es importante seleccionar la referencia que se va a utilizar de acuerdo al tipo de estudio, ya que ninguna puede llegar a conseguir un potencial totalmente nulo, se recomienda escoger la referencia que se encuentre más lejos de la región que se desea analizar, para que altere lo menos posible su medición. La referencia mentón o nariz, es una referencia poco activa, pero con riesgo de encontrar artefactos miográficos. La referencia de orejas interconectadas, consiste en tomar dos electrodos conectados a los lóbulos de las orejas y unirlos en un punto común por medio de resistencias muy altas, no es muy recomendable cuando la actividad de las zonas temporales es importante, ya que provoca una reducción significativa en la amplitud de las señales en estas zonas. La referencia de collar, es un conductor circular cerrado, constituido de una trenza metálica envuelta en fieltro empapado de un líquido salino, que se envuelve alrededor del cuello. La referencia esterno-vértebro-clavicular, consiste en cuatro electrodos colocados alrededor del cuello, uno en la punta superior del esternón, uno al nivel de la séptima vértebra cervical y los dos últimos sobre las clavículas, no presenta contaminación de la actividad eléctrica cerebral, pero que puede contener información parásita del electrocardiograma. Por último, la referencia promedio de tipo Wilson, en la que se toma el nivel promedio en cada instante del conjunto de electrodos que se encuentran sobre el cuero cabelludo, el inconveniente es que requiere un potencial nulo dinámico que varíe en cada latencia y el número de electrodos para la estimación debe ser alto.¹³

Una vez que la señal es detectada mediante los electrodos, es necesario amplificar la señal, conectando los electrodos de registro a la entrada negativa de los amplificadores y los electrodos de referencia a la entrada positiva. Después, es conveniente aplicar un filtro para mejora la relación de señal a ruido, quitando principalmente la interferencia de línea de 60 Hz. Posteriormente, se puede digitalizar la señal muestreando en intervalos de tiempo la actividad eléctrica del paciente, generando una serie de tiempo con

¹³ Castellanos, P., Godínez, R., Jiménez, J. y Medina, V. "Potenciales bioeléctricos cerebrales".

números representativos de la señal, los parámetros más importantes en la digitalización son la frecuencia de muestreo y la resolución del convertidor.¹⁴

1.2. Potenciales relacionados a eventos.

Los **Potenciales Relacionados a Eventos (PRE)** son respuestas provocadas en ciertas zonas de la corteza mediante un estímulo que activa selectivamente a la región que se desea estudiar. La respuesta evocada se encuentra inmersa en el EEG de fondo de mucha mayor amplitud, considerado como ruido, por lo cual, se deben emplear técnicas de registro que permiten mejorar y extraer el potencial evocado en la señal compuesta.¹³

La técnica más utilizada para la obtención del potencial evocado es la promediación, que consiste en realizar varias estimulaciones sucesivas y promediar las respuestas registradas. Los PRE se pueden definir por la polaridad y latencia de sus componentes, con la sigla de la polaridad P si es positiva y N si es negativa, seguida de la latencia o retardo posterior a la estimulación en la que aparece dicho componente, como la P300 que describe una componente de polaridad positiva que aparece 300 ms después de una estimulación.¹³

La utilidad clínica de los PRE ha radicado en la definición de parámetros poblacionales que puedan correlacionarse con patologías diversas. Para lo cual, el estudio de la variación de latencia en los componentes ha demostrado parámetros con mayor consistencia entre individuos para un grupo de sujetos de características similares, a diferencia del estudio de la variación de amplitud, que ha presentado resultados mucho más variables entre sujetos, de manera que ha sido difícil establecer índices comparativos a partir de las amplitudes de los componentes de los PRE.¹³

¹⁴ Cornejo, J. "Extracción de la información bioeléctrica".

1.3. Problema directo.

El problema directo de EEG, se trata de calcular la distribución del potencial eléctrico en la superficie del cuero cabelludo, dada las posiciones, orientaciones y magnitudes de las fuentes de corriente del dipolo, así como la geometría y la conductividad eléctrica de las diversas regiones del volumen de la cabeza.

Para esto, existen modelos físicos que se usan para representar las fuentes de la actividad eléctrica cerebral, la forma y conductividad de la cabeza. Los modelos de las fuentes incluyen desde dipolos de corriente simples hasta superficies de corriente complejas. Los modelos de forma y conductividad de la cabeza van desde conductores simétricos esféricos hasta modelos de elementos finitos basados en anatomías individuales.

1.3.1. Modelos de fuentes.

Para encontrar los parámetros de las fuentes que mejor representan a los datos medidos, se hace un ajuste de un conjunto de dipolos separadamente en cada instante de tiempo, pueden variar la posición y el momento de las fuentes en función del tiempo, como dipolos móviles, a este modelo donde todos los parámetros del dipolo cambian con el tiempo se le conoce como modelo de fuente focal de estado instantáneo. El ajuste se puede hacer con un único dipolo cuando la actividad en un instante de tiempo se restringe a una porción pequeña del cerebro, o con varios dipolos cuando la actividad es debida a dos o más regiones cerebrales activadas al mismo tiempo. Aunque el modelo más simple es el de dipolo único.

Hay otros modelos, donde toman como un todo los cursos espacio temporales de la señal, en vez de considerar cada instante de tiempo por separado, se le llama modelos de fuentes focales espacio-temporales, en los cuales, la principal suposición es que los parámetros de localización de cada fuente no cambian con el tiempo y solamente el momento del dipolo puede cambiar. Si tanto la orientación como la magnitud del momento del dipolo cambian, se tiene un modelo de dipolo rotante, pero si la orientación se mantiene fija y sólo cambia la magnitud entonces es un modelo de dipolo fijo.

Otra propuesta como modelo de fuente es el modelo de fuente distribuida, en el cual las fuentes no están restringidas a un número limitado de fuentes focales.

Aparte del modelo de fuente, también se debe considerar el modelo de la cabeza que se va a utilizar.

1.3.2. Modelos de la cabeza.

En el modelo de la cabeza deben especificarse tanto la geometría como las propiedades eléctricas de los diferentes tejidos, el número de capas que se van a utilizar para ser modelados, que pueden ser de uno a cuatro (la piel, el cráneo, el líquido cefalorraquídeo y el cerebro).

El modelo más sencillo para representar a la cabeza es el modelo esférico, consiste en una esfera con conductividad eléctrica constante. Produce grandes errores de localización de fuentes debido a que no toma en consideración las conductividades de los diferentes tejidos dentro de la cabeza.

Un modelo que reduce significativamente estos errores es el modelo esférico multicapa. En este se utilizan esferas concéntricas que representan a los diferentes tejidos. Dentro del volumen de cada esfera se asume que la conductividad es isotrópica, la misma en todas direcciones.

Los modelos reales, que incorporan las formas reales de la cabeza y volúmenes de conductividad variable, no pueden ser calculados analíticamente, por lo que se calculan utilizando algoritmos numéricos más complejos.

1.4. Problema inverso.

El problema inverso de EEG consiste en estimar la localización y las magnitudes de las fuentes de la actividad eléctrica cerebral y distribución de fuentes de corriente, dado un sistema de potenciales eléctricos dependientes del tiempo medidos en la superficie del cuero cabelludo, asociadas a las posiciones de esas medidas, las propiedades geométricas y conductivas de diferentes regiones dentro de la cabeza.

Esto es un problema, ya que existen infinitas configuraciones de fuentes que podrían generar los mismos mapas de potencial, es decir, que no hay una única solución y las soluciones no dependen continuamente de los datos. La no unicidad es una consecuencia de la superposición lineal del campo eléctrico: diversas configuraciones internas de la fuente pueden producir campos electromagnéticos externos idénticos, especialmente cuando están medidas solamente en un número finito de las posiciones del electrodo.¹⁵

1.4.1. Métodos para la solución del problema inverso.

Existen diversos métodos para solucionar el problema de localización de fuentes. Uno de los métodos más generales para la localización inversa de fuente implica empezar de alguna estimación inicial distribuida de la fuente y después ir incrementando recursivamente la amplitud de algunos de los elementos de la solución, mientras que disminuye la amplitud del resto de elementos de la solución hasta que se convierten en cero. Al final, solamente un pequeño número de elementos serán distintos de cero, produciendo una solución localizada.

Un segundo método de localización de fuente incorpora suposiciones a priori sobre fuentes y sus localizaciones en el modelo. Los dipolos de corriente eléctricos se utilizan generalmente como fuentes, con tal de que las regiones de activaciones estén relativamente concentradas. Aunque un dipolo único es el modelo más ampliamente usado, se ha demostrado que un modelo de dipolo múltiple es requerido para explicar una distribución de corriente compleja. Si la distancia entre los dipolos es grande o los dipolos tienen un comportamiento temporal completamente diferente, los patrones de corriente pueden exhibir solamente un traslape menor y pueden ser ajustados individualmente usando el modelo de dipolo único.

Sin embargo, a menudo, el análisis de topografías superficiales espaciales puede ser engañoso, como las series de tiempo de traslapes de dipolos múltiples y potenciales que se cancelan uno al otro. En tales casos, uno debe emplear un tercer método: un modelo espacio-temporal, donde la principal suposición es que hay varias fuentes dipolares que mantienen su posición y orientación y varían solamente sus amplitudes en función del tiempo. Ahora, en lugar de que ajuste los

¹⁵ Zhukov, L. et al. "Independent Component Analysis For EEG Source Localization In Realistic Head Models".

dipolos a mediciones desde un instante en el tiempo, los dipolos se ajustan reduciendo el error residual de mínimos cuadrados sobre la época entera de potencial evocada.¹⁵

1.5. Métodos de descomposición de señales.

Hay distintos tipos de análisis basados en la descomposición de la matriz de datos, los cuales permiten una recuperación de las señales que están inmersas en ruido, se utilizan en la resolución del problema inverso como un tipo de filtrado, pero no significa que sean métodos que encuentren los parámetros de los dipolos que expliquen los potenciales medidos, sino que sólo son una herramienta para eliminar ruido en la señal. A continuación, se desarrollan tres de los principales métodos.

1.5.1. Descomposición de valores singulares.

El método de **Descomposición de Valores Singulares (Singular Value Decomposition: SVD)**, ha sido ampliamente usado en el procesamiento de señales digitales para la estimación de las frecuencias estrechamente espaciadas de múltiples senoides en ruido. Es un método de expansión ortogonal basado en la eigendescomposición de la matriz de autocorrelación calculada de la secuencia de entrada de datos. Este tipo de análisis permite la reconstrucción de los datos usando sólo el subespacio de la señal de la matriz de autocorrelación separándola del subespacio de ruido.¹⁶

Una matriz X cuadrada puede ser descompuesta en sus eigenvalores y eigenvectores como $XV = V\Lambda$.

Donde V es la matriz de eigenvectores y Λ la matriz diagonal de eigenvalores. Asumiendo que los eigenvectores son linealmente independientes y que los eigenvalores son diferentes de cero, se puede estimar la inversa de la matriz X . Como $X^{-1} = V\Lambda^{-1}V^{-1} \rightarrow V\Lambda^{-1}V^T$.

La SVD puede ser dada como $X = U\Lambda^{1/2}V^T$.

¹⁶ Akay, M. "Biomedical Signal Processing".

Calculando $X^T = V\Lambda^{1/2}U^T$, $XX^T = U\Lambda U^T$, $X^TX = V\Lambda V^T$.

Donde $\Lambda^{-1/2}$ es una matriz con los eigenvalores de X . U es la matriz ortogonal con los eigenvectores de la matriz XX^T . V es la matriz ortogonal con los eigenvectores de la matriz X^TX .

Se debe reconstruir la matriz estimada \bar{X} usando solo los eigenvalores más significativos.

En la figura 4 se muestra una representación de los eigenvalores de la matriz de covarianza, donde se aprecia que solo los primeros cuatro eigenvalores contribuyen al subespacio de la señal y el resto constituyen el subespacio de ruido.

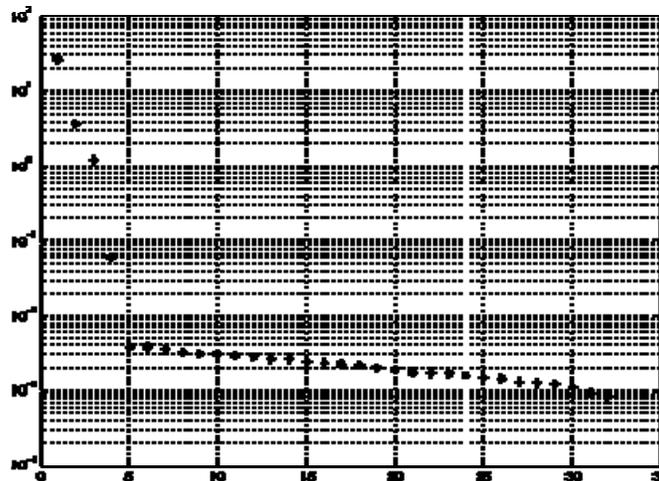


Figura 4. Representación de eigenvalores.¹⁷

La SVD sólo hace una descomposición ortogonal basada en su matriz de autocorrelación y hace un truncamiento de los eigenvalores menos significativos, lo cual produce una señal menos ruidosa.

¹⁷ Zhukov, L. et al. "Independent Component Analysis for EEG Source Localization in Realistic Head Models".

1.5.2. Análisis de componentes principales.

El **Análisis de Componentes Principales (Principal Component Analysis: PCA)** permite descomponer un conjunto de PRE promediados en un número reducido de funciones de voltaje por tiempo, llamadas componentes, las cuales representan una porción de la varianza total del conjunto de los PRE. Cada componente consiste en una covarianza, para cada punto en el tiempo de las señales, denominada pesos de componente, el peso indica el grado en que la componente está influyendo en ese punto del tiempo. Por lo tanto, el mayor peso indica los puntos en el tiempo en que el componente es más activo, mientras que donde el peso es más pequeño, indica los puntos en el tiempo en que los componentes son relativamente inactivos.¹⁸

PCA calcula los eigenvectores y eigenvalores de la matriz de covarianza del conjunto de datos. Los eigenvalores dan el orden en el que hay que poner esos eigenvectores; el eigenvalor mayor indica que su eigenvector asociado apunta en la dirección de máxima variabilidad de los datos, es decir, en la de la primera componente principal, en el que se encuentra el nivel global de la actividad; el segundo eigenvalor hace lo mismo con su eigenvector, indica que apunta en la siguiente dirección de máxima variabilidad ortogonal con la anterior y así sucesivamente.¹⁹

Cada componente sucesiva se selecciona para ser ortonormal a los anteriores, para capturar la información máxima que no esté ya presente en los componentes anteriores. Una vez que PCA encuentra los componentes principales, se seleccionan los más representativos, reduciendo la dimensión de los datos, lo que permite visualizar mejor la imagen, filtrar el ruido o simplificar los análisis de cómputo subsecuentes.²⁰

Este método es una técnica de transformaciones ortogonales, donde una matriz X puede ser transformada en otra matriz Y usando una base ortogonal Φ .
 $Y = \Phi^T X$.¹⁹

Donde Φ es la matriz ortogonal de vectores bases y Y es la matriz de coeficientes ponderados.

¹⁸ Smith, N. et al. "May I have your attention, please: Electrocortical responses to positive and negative stimuli".

¹⁹ Akay, M. "Biomedical Signal Processing".

²⁰ Lee, S. y Batzoglou, S. "Application of independent component analysis to microarrays".

Para estimar la matriz Φ se puede usar la matriz de auto correlación como $C \Phi = \Lambda \Phi$.

Donde C es la matriz de autocorrelación. Φ es la matriz de componentes principales (eigenvectores). Λ es la matriz de eigenvalores.

La matriz de autocorrelación, se puede calcular como $C = \left(\frac{1}{N}\right) \times XX^T$.

La matriz Y ponderada es la matriz de coeficientes de los componentes principales de la señal de la matriz X, que puede ser estimada como $Y = \Phi^{-1}X \rightarrow \Phi^T X$.

La reconstrucción de la matriz estimada \bar{X} se representada usando solo los eigenvectores más significativos. $\bar{X} = \bar{\Phi} * \bar{Y}$.

1.5.3. Análisis de componentes independientes.

El tercer método es el **Análisis de Componentes Independientes (Independent Component Analysis: ICA)**, el cual, separa los datos crudos de EEG, como si fueran fuentes independientes para realizar un procedimiento de localización de cada fuente independiente por separado, el método es tan confiable como los métodos de localización de fuente de un solo dipolo.

El clásico ejemplo para explicar como funciona ICA, es el llamado problema del cóctel de fiesta, representado en la figura 5, donde estas en un cuarto con varias personas hablando al mismo tiempo, de tal manera que solo se puede escuchar la mezcla de voces y es muy difícil identificar lo que cada persona esta diciendo.²¹

²¹ Vinther, M. "Independent Component Analysis of Evoked Potentials in EEG".

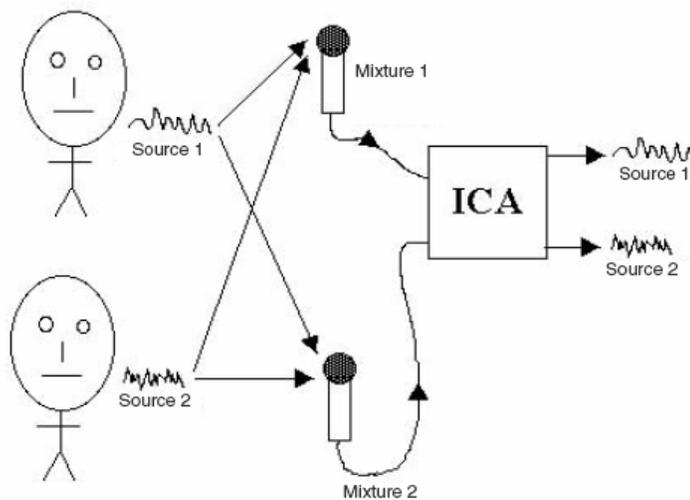


Figura 5. Representación del método.²²

Pensando que las fuentes provienen de dos voces del cóctel de fiesta y se tuvieran dos micrófonos en diferentes lugares cada uno registraría una señal en el tiempo, las cuales, se pueden escribir como $x_1(t)$ y $x_2(t)$. Cada una de esas señales registradas es una suma ponderada de las señales emitidas por los dos locutores, las cuales denotamos como $s_1(t)$ y $s_2(t)$. Lo cual, se puede expresar como una transformación lineal:

$$\begin{aligned} x_1(t) &= a_{11}s_1(t) + a_{12}s_2(t) \\ x_2(t) &= a_{21}s_1(t) + a_{22}s_2(t) \end{aligned}$$

También se puede escribir como $X = A S$.²³

Donde los elementos de A son los parámetros que dependen de la distancia de los micrófonos de los locutores, X representa las señales registradas y S , los datos de las señales de voz originales.

El problema ahora es recobrar los datos de las señales de voz originales, usando solamente los datos de las señales registradas.

²² Stone, J. "Independent Component Analysis. A Tutorial Introduction".

²³ Hyvärinen, A. y Oja, E. "Independent Component Analysis: Algorithms and Applications".

Si se despeja S para $AS=X$, entonces $S = A^{-1}X$. $A^{-1} \rightarrow W$.

Para lo cual, se necesita encontrar una transformación lineal W tal que $U=WX$, donde los elementos de U sean tan estadísticamente independientes como sea posible y sean una estimación de las fuentes originales S . Tal que $U \approx S$.

W especifica el filtrado espacial que invierte linealmente el proceso de mezclado, que puede ser encontrado por ICA para obtener una versión U de las señales originales a partir de la mezcla observable X , sin conocimiento del proceso de mezclado.

Para aplicar el algoritmo de ICA en la descomposición de datos electroencefalográficos, se deben tener en cuenta algunas suposiciones teóricas sobre las fuentes:

1. Las fuentes deben ser estadísticamente independientes.
2. Las fuentes no deben tener distribución gaussiana.
3. Las señales registradas son combinaciones lineales diferentes de las fuentes.
4. No hay ningún tiempo de retraso en la propagación de la señal de las fuentes a los electrodos.
5. Hay el mismo número de fuentes que de electrodos.

Este ejemplo es de una conversación, pero ICA puede extraer señales de fuentes de cualquier conjunto de dos o más señales mezcladas. Por ejemplo, la actividad de los registros eléctricos cerebrales dada en un electroencefalograma. Los datos del EEG consisten en registros de potenciales eléctricos en muchas diferentes localizaciones del cuero cabelludo. Estos potenciales son probablemente generados por la mezcla de algunos componentes subyacentes de la actividad cerebral. Situación muy similar al problema de la fiesta de cóctel, donde se quiere encontrar las componentes originales de la actividad cerebral, pero solo se puede observar la mezcla de componentes. ICA puede revelar información interesante de la actividad cerebral dando acceso a sus componentes independientes.

En la figura 6, se muestra en forma breve el procedimiento del ICA; el inciso A, muestra las señales registradas en la superficie del cuero cabelludo por medio de los electrodos; en el inciso B, se realiza una eigendescomposición de

los datos y se obtienen los subespacios de señal y de ruido, después de esto, se elimina el espacio de ruido para trabajar únicamente con el espacio de señal, para hacer la reconstrucción de la señal; en la parte C, se aplica el ICA sobre el espacio de la señal, dividiéndolo en componentes independientes; en el D, se localiza la fuente de dipolo que mejor explique los voltajes del mapa de manera independiente; finalmente en el inciso E, se muestra la suma de cada una de las contribuciones de las fuentes que reproducen las señales en el inciso B.

Específicamente, para cada componente independiente, se empleó un método de búsqueda para determinar el dipolo que mejor explique a la contribución de ese componente particular de la señal.²⁴

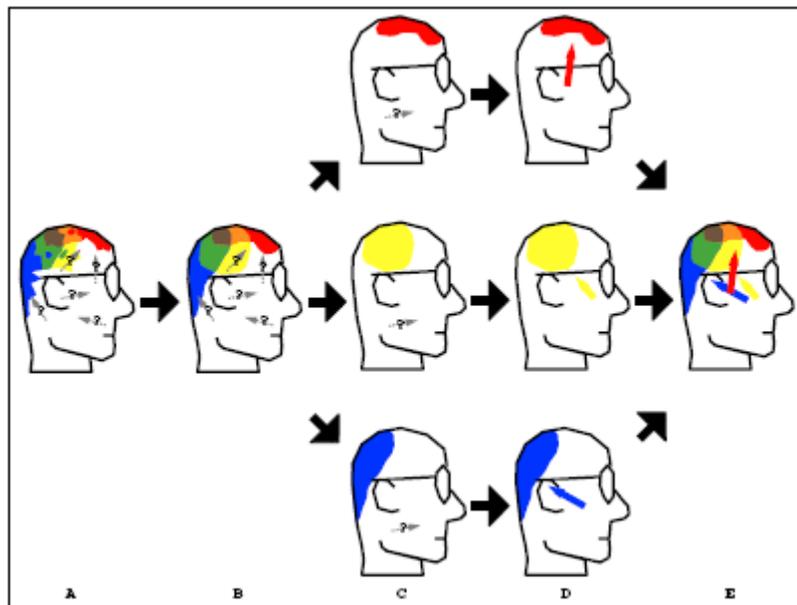


Figura 6. Separación de los datos en mapas de activación independientes.²⁴

Para hacer la separación de los datos en mapas de activación, como si fueran fuentes independientes, se deben tomar en cuenta algunas características en base a las suposiciones anteriores:

Las señales provenientes de los procesos cerebrales deben ser linealmente independientes, debido a que ICA los va a volver canales independientes. El retardo de propagación de la señal a través del medio, de las

²⁴ Zhukov, L. et al. "Independent Component Analysis for EEG Source Localization In Realistic Head Models".

fuentes a los electrodos, es despreciable. El número de las fuentes independientes de la señal no debe exceder el número de los electrodos.

En la figura 7, podemos observar cómo se separa el subespacio de la señal del subespacio de ruido, hay solamente tres patrones independientes, indicando la presencia de tres señales separadas de los datos originales y un cuarto componente que explica el ruido de la señal.²⁴

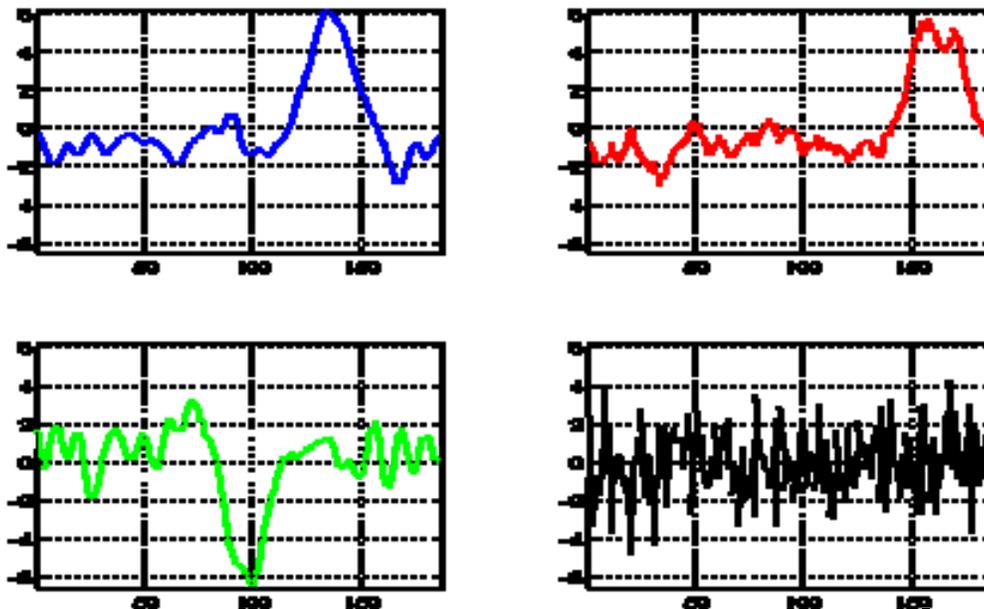


Figura 7. Componentes creados por ICA.²⁴

1.5.4. Comparación entre los métodos mencionados.

Se resume una comparación de ICA con los métodos descritos anteriormente.

La SVD descompone una señal multidimensional en sus representaciones espacialmente sin correlacionar. En cambio el algoritmo del ICA descompone los datos de k-canales mezclados en un conjunto de componentes estadísticamente independientes. La comparación de la SVD y el ICA concerniente al coeficiente de señal a ruido antes y después de la descomposición muestra claramente la superioridad del ICA, especialmente en

los casos de ruido no estacionario, donde la SVD falla.²⁵ Cuando los datos son descritos usando estadísticos de un orden no tan alto que de segundo orden, el ICA y la SVD hacen lo mismo, pero el hecho de que la SVD descorrelaciona los datos usando estadísticos de segundo orden y el ICA descompone los datos usando estadísticos de ordenes superiores, hace que se esperen ventajas con la aplicación de ICA.²⁶

El PCA es muy similar al ICA ya que ambos métodos proyectan una matriz de datos en componentes en un espacio diferente. Sin embargo, la principal diferencia matemática es que el PCA encuentra las n componentes que no están correlacionadas y que están espacialmente opuestas, mientras que el ICA encuentra las n componentes estadísticamente independientemente, sin importar la orientación que tengan. Las dos condiciones matemáticas son equivalentes para las variables aleatorias gaussianas, tales como el ruido aleatorio, pero diferentes para las variables no gaussianas. Debido a que se piensa que los procesos biológicos tienen distribuciones altamente no gaussianas, el ICA podría descomponer mejor este tipo de señales.

En la figura 8, se muestran las descomposiciones del ICA de una respuesta evocada simulada, se registran en dos electrodos A y B, se suma la actividad de dos fuentes temporalmente independientes de respuesta #1 y #2 con distribuciones espaciales arbitrarias. Los potenciales registrados en los dos electrodos, muestra la respuesta como una trayectoria de dos dimensiones. En este diagrama, la actividad de la fuente #1 solamente descansaría en el eje ICA-1 cercano al eje vertical; la actividad de la fuente #2 descansaría sobre el eje ICA-2 cercano al eje horizontal, pero no ortogonal. El primer componente principal de los datos (PCA-1) indica la dirección de la máxima variación de los datos, pero ni esto ni el segundo componente principal, ortogonal a él, identifica cualquiera de los componentes independientes. PCA, encuentra direcciones ortogonales de varianza más grande en los datos, mientras que ICA encuentra casi temporalmente los componentes independientes cuyos mapas pueden ser no ortogonales.²⁷

²⁵ Drozd, M. et al. "Detecting evoked potentials with SVD and ICA based statistical models".

²⁶ Kastner, J. Fuchs, M. y Wagner, M. "Comparison between SVD and ICA as preprocessing tools for source reconstruction".

²⁷ Makeig, S. et al. "Blind separation of auditory event-related brain responses into independent components".

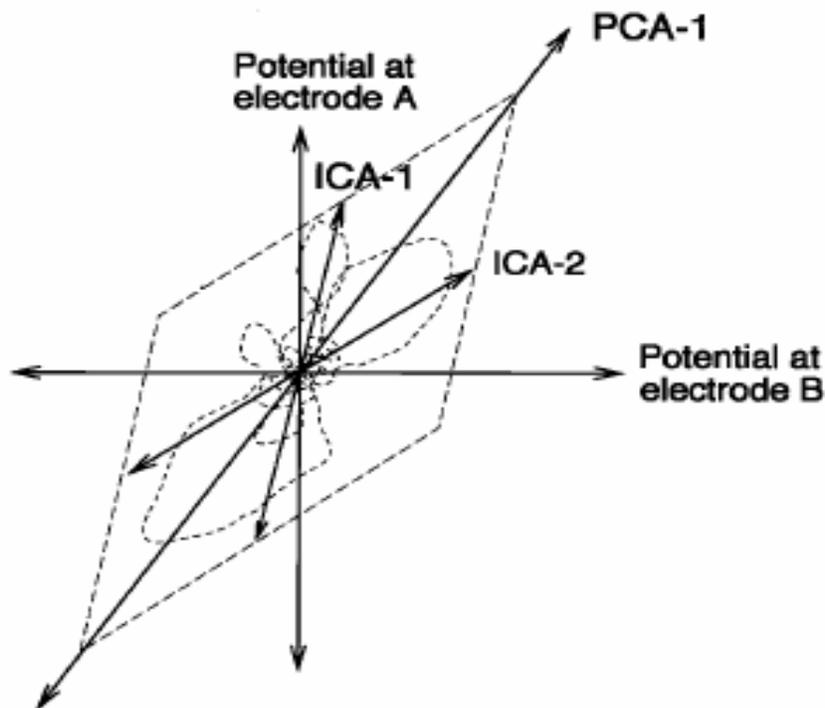


Figura 8. Comparación de ICA y PCA.²⁷

Después de revisar varios métodos de descomposición de señales es posible observar que el ICA muestra varias ventajas sobre los otros métodos debido a que puede hacer una mejor separación del subespacio de ruido, ya que sus componentes presentan máxima independencia en relación a la sucesiva.

1.6. EEGLAB.

EEGLAB es un conjunto de herramientas que trabaja bajo la plataforma de MATLAB, el cual, cuenta con una interfaz gráfica interactiva que permite a los usuarios procesar EEG continuo, EEG relacionados a eventos y otros datos electrofisiológicos usando el Análisis de Componente Independiente y/o el Análisis de Tiempo-Frecuencia, así como métodos de promediación.²⁸

²⁸ EEGLAB. Desarrollado por: Arnaud Delorme y Scott Makeig.

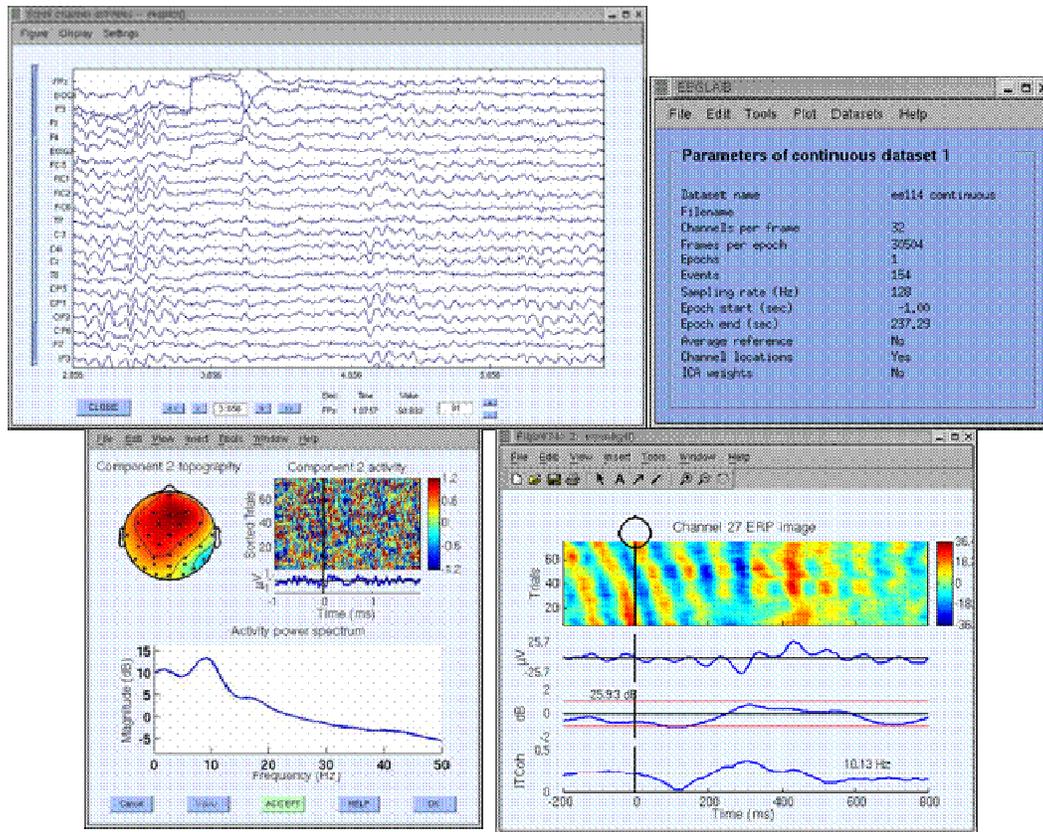


Figura 9. Aplicaciones realizadas por EEGLAB.²⁸

La colección de funciones disponibles en EEGLAB, permite el procesamiento de la señal, la visualización de los datos de EEG y el mapeado de la imagen de Potenciales Relacionados a Eventos, entre otras cosas.

Con el pre-procesamiento de la señal, se pueden filtrar los datos, extraer épocas, eliminar la línea de base y remuestrear los datos. EEGLAB también hace posible que los usuarios puedan eliminar canales de datos, épocas, y/o componentes formadas principalmente por artefactos oculares, musculares y de la línea de ruido, aceptando o rechazando visualmente las recomendaciones de EEGLAB que son basadas en medidas del procesamiento e información de la señal.

El mapeo de la imagen de PRE es una representación de los datos en dos dimensiones, donde se muestran las variaciones de potenciales registrados en un solo canal en todas las épocas a través del tiempo.

Una herramienta esencial de EEGLAB es el Análisis de Componentes Independientes de los datos de EEG, el cual, ha probado ser capaz de aislar las fuentes generadas por EEG, bajo la suposición de que sus actividades son temporalmente independientes o al menos más temporalmente independientes que cualquier combinación lineal de sus señales. ICA ha sido ampliamente utilizado en la comunidad de investigación de EEG para detectar y quitar los artefactos no deseados.

Una aplicación más de EEGLAB, es el Análisis de Tiempo/Frecuencia, el cual, determina la amplitud espectral relacionada a eventos, las perturbaciones de fase y coherencia en los datos registrados de simples electrodos y/o componentes de ICA.

Para los usuarios experimentados de MATLAB, EEGLAB ofrece un ambiente de programación estructurado para almacenar, tener acceso, medir, manipular y visualizar los datos de EEG relacionados a eventos. Y para los programadores investigadores y desarrolladores creativos de métodos, EEGLAB posee una extensa plataforma de fuente abierta a través de la cual se pueden compartir nuevos métodos con la comunidad de investigación mundial contribuyendo con funciones de EEGLAB que aparezcan automáticamente en el menú de EEGLAB.²⁹

1.7. Cartografía cerebral.

La cartografía cerebral es una técnica de representación utilizada para integrar información sobre la estructura y funcionamiento cerebral, obteniendo información de distintos dispositivos, como la electroencefalografía, que registran datos en individuos sanos, enfermos y hasta tejido cerebral post-mortem.

El incremento del número de investigaciones centradas en la organización estructural y funcional cerebral, ha producido un gran avance en técnicas de imagen aplicadas al cerebro; debido a que la estructura del cerebro humano es tan compleja y tan distinta de una persona a otra, se requieren múltiples campos de investigación para poder manipular, analizar y comunicar

²⁹ Delorme, A. y Makeig S. 2004. "EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis".

datos cerebrales. Para lo cual, se encuentra la construcción de atlas cerebrales y bases de datos de cartografía cerebral tridimensional, plantillas y modelos que describan como la organización de cada una de las partes cerebrales. Donde el principal problema es el diseño de sistemas de referencia adecuados para los datos cerebrales humanos, ya que se deben adaptar a las variaciones en la estructura y función cerebral en grandes poblaciones de individuos, en función de la edad y sexo, en distintas enfermedades, distintas técnicas de imagen o incluso distintas especies.

Para resolver estas tareas se encuentran la construcción de promedios, plantillas y modelos, donde es importante la confianza, para una correcta manipulación, análisis e interpretación de los datos cerebrales, dado que la complejidad y variabilidad entre los individuos es muy grande.

1.7.1. StatMap.

El mapeo cerebral se puede efectuar sobre cualquier parámetro relevante extraído del EEG registrado. Hay varios tipos de mapas eléctricos cerebrales, de acuerdo con la información que presenta: de amplitud, de densidad de corriente, de energía espectral o de parámetros estadísticos.

Con los mapas de parámetros estadísticos, se puede comparar datos de un sujeto con alguna población de referencia o de dos poblaciones entre sí, y realizar un mapa de los parámetros estadísticos resultantes de la comparación, utilizando las estadísticas clásicas como la prueba z y la t de Student.

StatMap+ 3D es un programa de mapeo estadístico que permite crear mapas que representan la probabilidad de significancia del valor p asociada a una prueba estadística específica. El mapa de valor p, destaca visualmente las regiones corticales, en las cuales, la actividad eléctrica cerebral difiere significativamente entre dos grupos o entre un solo sujeto y un grupo de referencia.³⁰

Se pueden realizar diferentes pruebas estadísticas como son:

La **comparación entre un solo sujeto y un grupo de referencia**, opción que hace posible que se comparen los datos de un sujeto contra los valores

³⁰ StatMap+ 3D, DigiMed Systems Inc.

medios de un grupo. Esto corresponde al mapeo del índice z. Permite que uno mida que tan lejos está el valor del sujeto del valor de la media del grupo. Esta distancia o desviación es expresada por el índice z y la probabilidad de significancia, representada con el valor p.

La **comparación de la media entre dos grupos independientes**, esta opción corresponde a la comparación entre dos grupos independientes a través del uso de la prueba t bajo la hipótesis de varianzas desiguales. Este último es más robusto que la prueba t de Student clásica que considera la varianza de los dos grupos como igual.

La **comparación de la media entre dos grupos dependientes**, a diferencia de la opción anterior, considera la interdependencia de los dos grupos. Esta opción, es muy útil para ser comparada a un mismo grupo probado bajo diversas condiciones o en una manera a través del tiempo, comparando condiciones antes y después de tratamiento. En este contexto, esta comparación es más sensible, ya que detecta diferencias más eficientemente que las usadas para los grupos independientes.

El beneficio de StatMap+ es el hecho de que las pruebas estadísticas ofrecidas son mucho más robustas y apropiadas que las que comúnmente proveen los programas de mapeo cerebral:

1. StatMap+ 3D hace posibles comparaciones entre la media de los grupos bajo la hipótesis de varianzas desiguales. Esta situación puede ocurrir cuando se realiza una comparación entre un grupo de control y un grupo clínico.

2. StatMap+ 3D puede comparar directamente los mapas de probabilidad entre sí mismos, aun cuando sean de diversos estudios o de grupos con diferentes números de sujetos. Aunque esta clase de comparación no se puede hacer para los mapas de índice t, ya que los índices t dependen del número de grados de libertad y por lo tanto del número de sujetos en cada estudio. Un índice t idéntico con dos diferentes números de grados de libertad tiene dos diferentes valores p, por lo tanto, dos mapas de índice t con dos diferentes números de grados de libertad no se pueden comparar directamente.

1.7.2. Sistema Estereotáxico de Talairach.

La mayoría de los atlas están basados en una representación detallada de la anatomía de un solo sujeto en un sistema de coordenadas 3D estándar o espacio estereotáxico. Los primeros intentos se crearon a partir de especímenes post-mortem, tomando la forma de referencias anatómicas o representando un rasgo particular del cerebro. También se centraron en la citoarquitectura de la corteza cerebral de Brodmann. Los sistemas de normalización espacial fueron propuestos para transformar nuevos datos y adaptarlos al espacio ocupado por el atlas.

El sistema estereotáxico de Talairach³¹, se ha convertido en un estándar internacional para estudios funcionales basados en MRI. En este sistema se basan muchos programas de mapeo cerebral, tal es el caso de **Talairach Daemon Client (TDClient)**, un programa para consultar datos sobre las estructuras cerebrales de humanos.

El Talairach Daemon Client, utiliza el sistema de coordenadas bicomisurales, (CA-CP), como método para localización de la activación cerebral, un estándar internacional dentro de la cartografía cerebral utilizado por muchos de los laboratorios de tomografía por emisión de positrones que trabajan estos temas.³²

El espacio de coordenadas bicomisurales se encuentra definido por tres planos ortogonales, estando el centro en la comisura anterior, como se muestra en la figura 10:

- 1) El eje (x) va de oído a oído y es el plano medio sagital.
- 2) El eje (y) va de frente a la parte posterior de la cara, es el plano a través de las comisuras anterior y posterior y es ortogonal al plano medio sagital.
- 3) El eje (z) va de la parte superior del cráneo a la inferior, el plano a través de la comisura anterior y ortogonal a los otros dos planos.

³¹ Talairach, J y Tournoux, P. "Co-planar Stereotaxic Atlas of the Human Brain. 3Dimensional Proportional System: An Approach to Cerebral Imaging".

³² Talairach Daemon Client: Desarrollado por: Jack L. Lancaster, Peter T. Fox, Mick Fox, Angela Uecker.

Las coordenadas x-y-z determinadas para elementos volumétricos de 1x1x1 milímetros dentro de un espacio estereotáxico estandarizado. Abarcando 170 mm en el eje (x), 210 mm en el eje (y) y 200 mm en el eje (z).

Siguiendo la alineación de estos planos, una imagen cerebral es escalada a lo largo de cada eje en las dimensiones de un cerebro estándar, la cual, es adaptada al espacio bicomisural, cada punto en una imagen cerebral es accesible mediante una dirección x-y-z referida al espacio definido por el atlas cerebral.

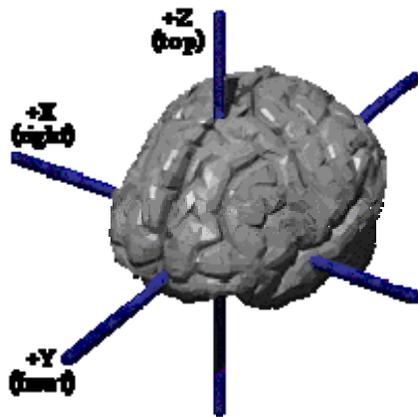


Figura 10. Orientación de los ejes.³¹

Las dimensiones del arreglo fueron seleccionadas para ser aproximadamente 25% más grandes que las del **Atlas de Talairach (AT)**.

Las coordenadas que localiza el TDClient son espacialmente consistentes con el Atlas de Talairach. Cada localización almacena un marcador para registrar un vínculo que contenga los datos descritos presentes en las coordenadas correspondientes. Los datos registrados son mapas de probabilidad estructural o etiquetas del AT. Los registros son implementados como listas relacionadas a los valores y a los nombres de las estructuras cerebrales.

Las etiquetas del AT son etiquetas de regiones anatómicas, obtenidas electrónicamente de imágenes axiales por secciones del Atlas de Talairach de 1988, se almacenan en la base de datos de las etiquetas de Talairach. Aunque las coordenadas sean tridimensionales son exactas, descripciones cuantitativas de las localizaciones, descripciones anatómicas más usuales, pero menos

cuantitativas, por ejemplo la anatomía superficial (circunvoluciones cerebrales) y áreas arquitectónicas.

El Atlas de Talairach se ha digitalizado y trazado manualmente en una organización volumétrica de regiones anatómicas, hemisferios, lóbulos, circunvoluciones y núcleo, han sido delineadas y etiquetadas. En la corteza cerebral, todas las **Áreas de Brodmann (AB)** se han trazado y se han ampliado en volúmenes tridimensionales. El Atlas también incluye etiquetas de AB, pero carece de límites explícitos entre AB. El TDClient mejorará la exactitud y la consistencia con la cual estudios basados en coordenadas hacen referencia a la nomenclatura anatómica tradicional. Porque esta basado en mapas de probabilidad estructural que se almacenan en la base de datos del servidor del TDClient. Actualmente hay nueve mapas de probabilidad estructural dentro de la base de datos: Caudado, Putamen, Tálamo, Ínsula, Lóbulo frontal, Lóbulo temporal, Lóbulo parietal, Lóbulo de Occipital y Cerebelo.

Los mapas de probabilidad estructural fueron generados, usando una plantilla simple de una imagen cerebral de sujetos normales con MRI que se ha etiquetado cada voxel identificándolos con una región anatómica. El mapeo espacial entre la plantilla y los sujetos se puede aplicar a las etiquetas de la plantilla para que cada cerebro esté etiquetado en su orientación original. Después, los cerebros etiquetados se mapean en un espacio estereotáxico estandarizado, usando una transformación simple de nueve parámetros para hacer coincidir cada imagen cerebral etiquetada contra una marca de la imagen estereotáxica. Aunque la imagen de resonancia magnética, no es una sola imagen, sino el promedio de 305 imágenes, cada una mapeada dentro de un espacio estereotáxico de una manera de orden independiente. Este promedio de imágenes, define el espacio estereotáxico en el cual se expresan todos los mapas de probabilidad.

Las etiquetas para cada estructura de todos los cerebros no se alinean exactamente, dando lugar a un límite poco definido que representa la variabilidad. Un mapa de probabilidad para cualquier mapa estructural se calcula en cada localización x-y-z donde está presente la estructura. Estos mapas son una medida de la incidencia de porcentaje de la estructura en cada uno de estas localizaciones en el espacio estereotáxico definido. Los métodos para medir la variabilidad anatómica dependen del espacio de referencia y la transformación usada para poner cada cerebro en ese espacio, en este caso nueve parámetros.

El cerebro de Talairach podría fallar en establecer la equivalencia entre estudios de dos individuos distintos porque está basado únicamente en transformaciones lineales (rotación, escalado, translación) y porque fue creado para resolver problemas de mapeo y localización de estructuras cerebrales situadas profundamente, dónde la variabilidad individual es relativamente baja.

Capítulo 2.

METODOLOGÍA.

La presente investigación se realizó en colaboración con el Laboratorio de Psicofisiología y Neuropsicología de la Facultad de Psicología de la **Universidad Nacional Autónoma de México (UNAM)**. La selección de los participantes, la aplicación de la serie de estímulos y la adquisición de los datos fueron efectuadas por investigadores de esta Facultad.

2.1. Sujetos.

En el estudio participaron veinte sujetos, diez hombres y diez mujeres jóvenes, estudiantes de la carrera de Psicología de la UNAM, con el mismo nivel de estudios, similar clase social y sin antecedentes de patologías psiquiátricas o neurológicas.

2.2. Estímulo.

El experimento consistió en presentar imágenes formadas por tres diferentes tipos de estímulos a los participantes, los cuales, no realizaron ningún tipo de actividad, más que observar las imágenes que se le presentaron.

Se utilizaron imágenes previamente validadas por la Facultad de Psicología de la UNAM, mediante la aplicación de exámenes a una población de jóvenes mexicanos, los cuales por medio de una escala del 1 al 10 calificaron las imágenes de acuerdo al grado de moralidad que les evocaba, siendo el 10 el valor moral más alto; posteriormente, se eliminaron todas las imágenes clasificadas con valores menores de 7 en dicha escala.

Se presentaron 270 imágenes de los tres tipos de estímulos aleatoriamente agrupadas en 45 secuencias formadas por 6 imágenes, cada imagen se presentó con una duración de 1.5 segundos con un intervalo entre estímulo de 3 segundos.

Los diferentes tipos de estímulos fueron:

1. Estímulos emocionalmente neutrales.
2. Estímulos emocionalmente desagradables sin contenido moral.
3. Estímulos emocionalmente desagradables con contenido moral.

La clase de imágenes para el primer estímulo, fueron una puerta, una silla o un contacto eléctrico; para el segundo estímulo, imágenes de una persona vomitando, un excusado sucio o un órgano mutilado; para el tercer estímulo, imágenes de niños de la calle, una mujer violada, o un asalto a mano armada; imágenes que evocan sentimientos de compasión e indignación, en algunos casos, creando sentimiento de empatía con la persona de la imagen, ejemplo de estas imágenes se muestran en la figura 11.



Figura 11. Imágenes presentadas para cada tipo de estímulo.

2.3. Adquisición de datos.

La adquisición electrofisiológica se llevó a cabo mientras el sujeto observaba las imágenes de manera individual con el sistema de registro de señales del Neuroscan del Laboratorio de Psicofisiología y Neuropsicología de

la Facultad de Psicología de la UNAM. Por medio de una gorra colocada sobre el cuero cabelludo con 32 electrodos superficiales distribuidos de acuerdo al Sistema Internacional 10/20 con una configuración monopolar y una referencia de orejas interconectadas. La señal se adquirió con un filtro pasa alta de 0.1 Hz y un filtro pasa baja de 30 Hz. En cada ensayo se registraron 256 puntos de EEG digitalizado con una frecuencia de muestreo de 256 Hz. En total se promediaron segmentos de 1.4 segundo, un pre-estímulo de 100 milisegundos y un post-estímulo de 900 milisegundos para cada ensayo.

2.4. Registro de las señales.

Para procesar la información se utilizó, EEGLAB v4.5b, un software de acceso libre, fuente abierta, funciona bajo un ambiente de MatLab (Mathworks, Inc.), en el que se pueden realizar diversas funciones como visualización de datos; pre-procesamiento (rechazo de artefactos, filtración, selección de épocas y promediación), ICA y descomposición de tiempo y frecuencia.

Se registró la señal eléctrica del cuero cabelludo por medio de 32 electrodos, la cual se almacenó en una matriz de datos donde cada columna corresponde a una muestra en el tiempo y cada fila a un canal o electrodo, construyendo así un registro continuo de EEG a una razón de muestreo de 256 Hz; a lo largo del registro se indica el momento en que se aplican los diferentes tipos de estímulos por medio de eventos, haciendo un total de 276 eventos por registro, para eliminar algunos artefactos, se aplicó un filtro pasa alta de 0.25 Hz y un filtro pasa baja de 10 Hz, quedando un ancho de banda de 10 Hz.

Posteriormente, se separaron los registros por cada tipo de estímulo, extrayendo todos los eventos del mismo estímulo en el registro continuo, obteniendo tres diferentes series de datos o registros, separados en épocas de un segundo, las cuales inician en la aplicación del estímulo y terminan un segundo posterior a él. Para cada registro se removió la línea de base utilizando 100 mseg. pre-estímulo.

En esta etapa se eliminaron cinco participantes del grupo, ya que presentaron canales sueltos y artefactos muy grandes en el registro.

2.5. Rechazo de artefactos.

Después se les aplicaron a las señales los siguientes criterios para eliminar posibles artefactos.

- A. Rechazo de épocas por inspección visual, eliminando épocas que presentaron artefactos muy claros.
- B. Rechazo por valores extremos, se removieron las épocas que sobrepasaron valores de -30 o $+30 \mu\text{V}$.
- C. Rechazo por tendencias anormales, en este método se ajustan los datos a una línea recta para detectar alguna tendencia, eliminando las épocas donde la pendiente exceda los $40 \mu\text{V}$, basándose en que los artefactos causan tendencias lineales en algunos electrodos.
- D. Rechazo por datos improbables, esta función determina la distribución de probabilidad de las épocas, calculando la probabilidad de ocurrencia de cada una, por lo que al eliminar las épocas con eventos improbables, se espera que sean debido a artefactos, el umbral de rechazo que se utilizó fue 3, valor expresado en término de las desviaciones estándar de la distribución de probabilidad.
- E. Rechazo por datos anormalmente distribuidos, este procedimiento, se basa en el cálculo de el coeficiente de curtosis, cuarto momento estadístico, se utiliza para detectar el comportamiento de la distribución de las señales, es decir, si el valor de curtosis es alto y negativo, la distribución será plana, llamada platicúrtica, si el valor es cercano a 0, la distribución será parecida a una distribución normal, llamada mesocúrtica, pero si el valor es alto y positivo, la distribución será puntiaguda, se llama leptocúrtica, debido a que las épocas de datos con artefactos a veces tienen distribuciones de la actividad muy picudas o muy planas por algún canal suelto, por esto es útil este método; los umbrales son definidos en términos de las desviaciones estándar del valor y también se utilizó un valor de 3 para rechazar las épocas.

Se realizó este procedimiento para los otros tres tipos de eventos, estímulos emocionalmente neutral, emocionalmente desagradable y emocionalmente desagradable con contenido moral.

Una vez eliminado algunos artefactos se escogieron las 40 mejores épocas para hacer una promediación, tratando de desenmascarar diferencias entre los potenciales de una señal y de otra. Se obtuvo una señal formada por los 32 canales a través del tiempo para cada tipo de estímulo, como la que se muestra en la figura 12.

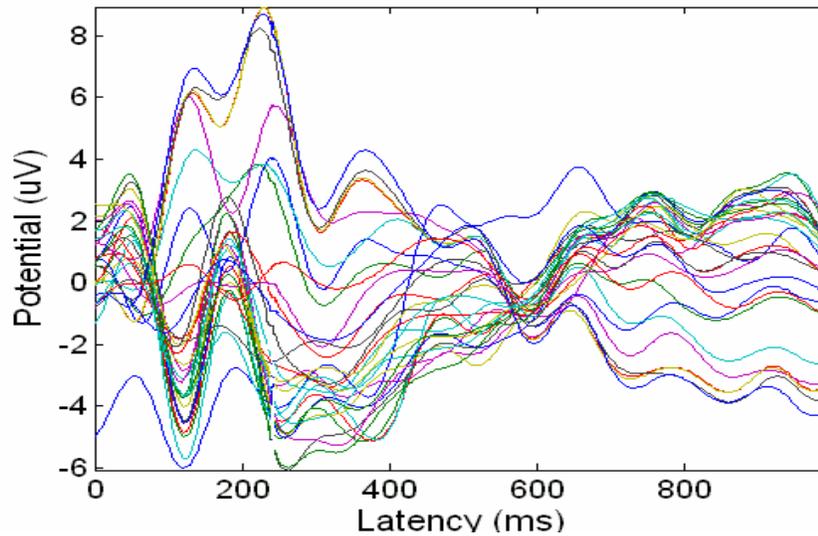


Figura 12. Señal formada por los 32 canales.

Para dieciséis de los registros no fue posible seleccionar 40 épocas, ya que al aplicar los criterios de rechazo de artefactos solo quedaron 25 o menos épocas, estos registros también se rechazaron.

2.6 Descomposición basada en ICA.

Se aplicó el método de ICA para cada tipo de estímulo, lo cual fue útil para mejorar la señal inmersa en ruido, ya que al descomponer las señales en diferentes componentes, se puede identificar que componentes se relacionan con artefactos y eliminarlas. Se muestra una representación de la señal promediada descompuesta en 32 componentes en un arreglo rectangular en la figura 13.

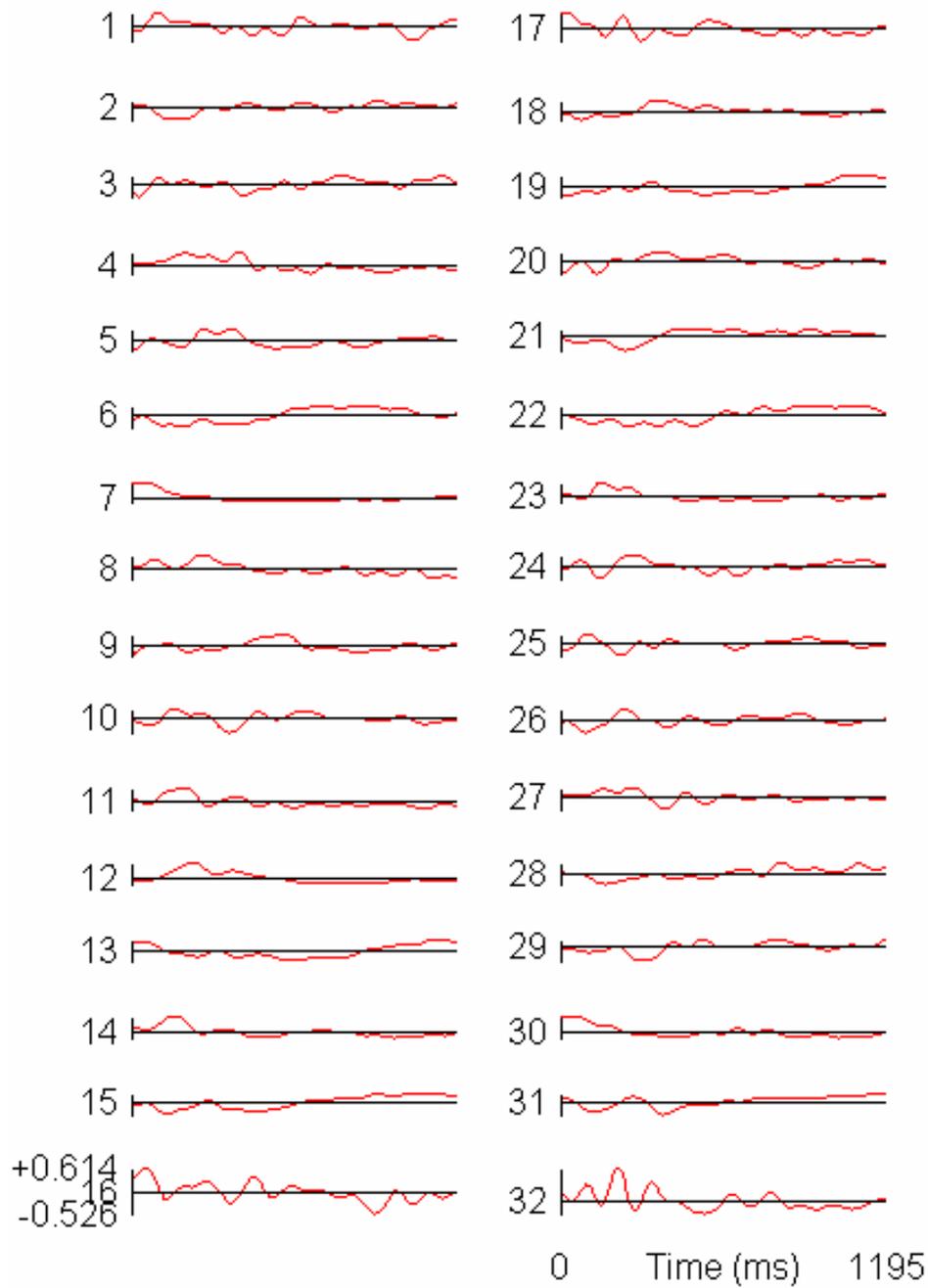


Figura 13. Representación de las 32 componentes en un arreglo rectangular.

En la figura 14, se muestra otra representación de la señal formada por las componentes.

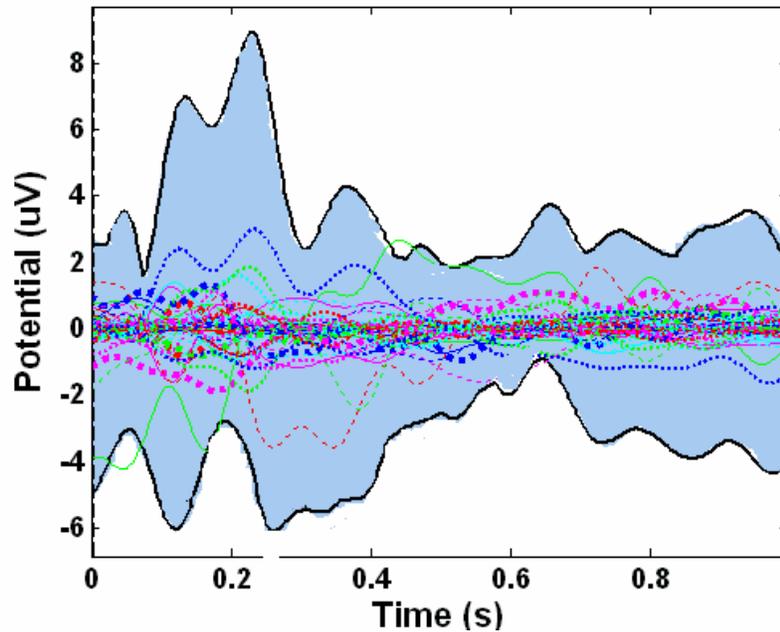


Figura 14. Representación de la contribución de las componentes en la envolvente de la señal.

Una vez que se descompuso la señal, las componentes obtenidas, al igual que las épocas, se pueden eliminar con diferentes criterios para hacer una mejor reconstrucción de la señal.

2.6.1. Eliminación de componentes por artefacto ocular.

Este criterio se basó en eliminar la componente que proyectó su actividad a la parte ocular, asumiendo que esa componente contenía el artefacto ocular, además de observar si se asemejaba a la distribución del canal ocular. Se muestra una componente que explica actividad ocular en la figura 15.

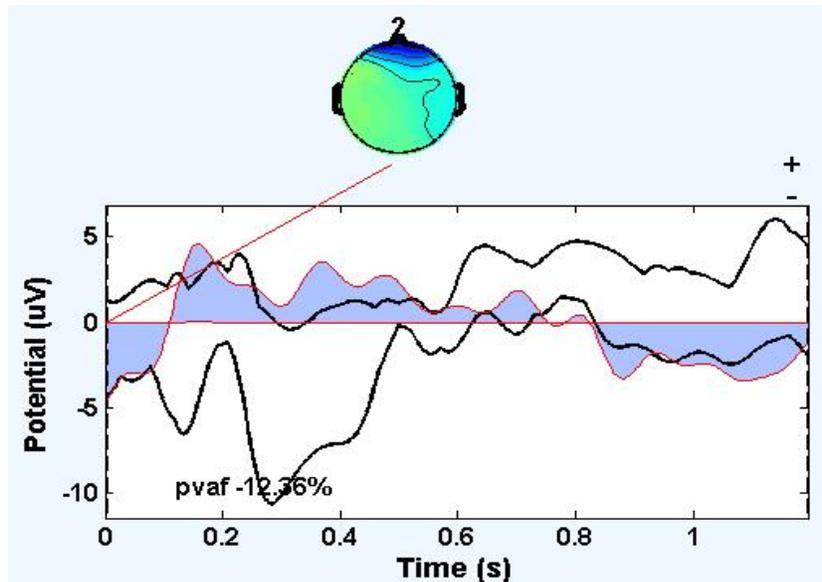


Figura 15. Componente representativa de artefacto ocular.

Después de eliminar dicha componente, en la figura 16, se puede observar una disminución de la actividad en el canal ocular.

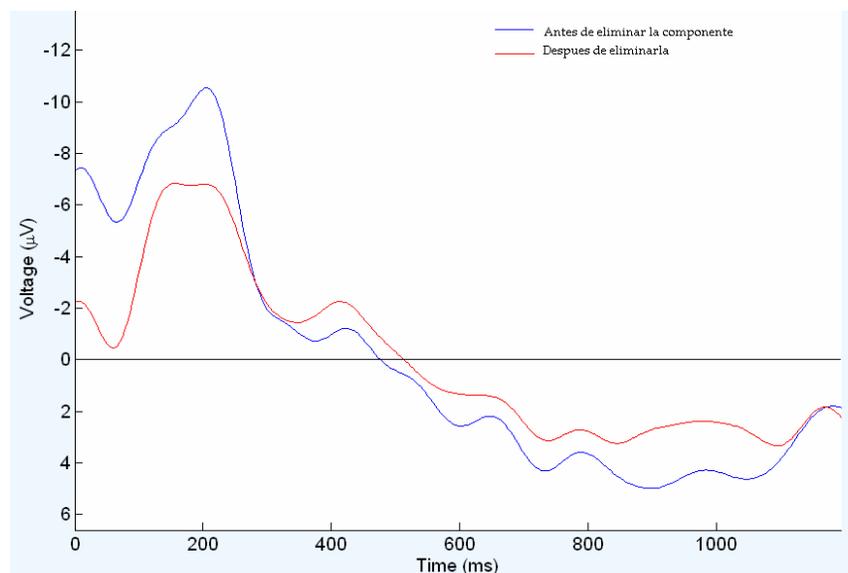


Figura 16. Disminución de voltaje en el canal ocular.

En general se observa una mejoría de la línea de base en todos los canales, como se muestra en la figura 17.

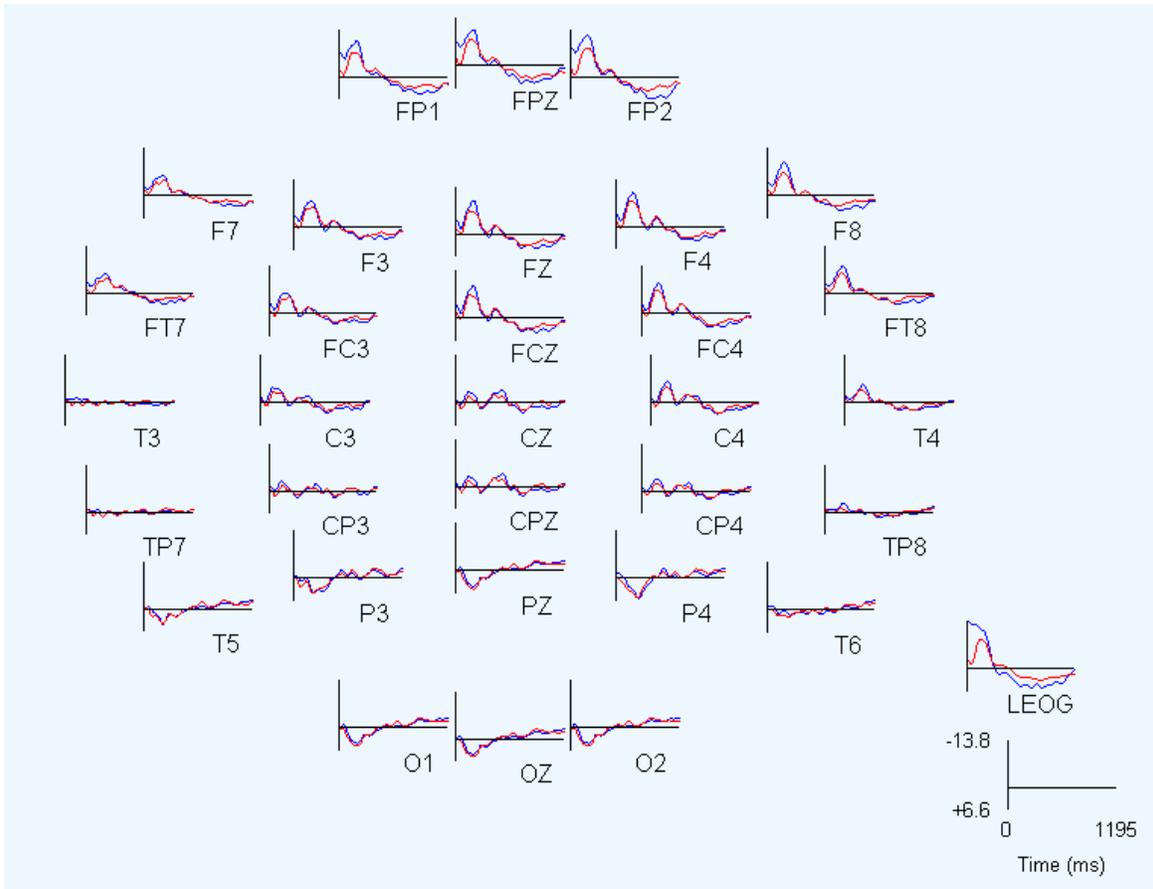


Figura 17. Mapa topográfico cerebral con todos sus canales.

Se debe tomar en cuenta que si al quitar una componente se ve muy afectado el canal occipital, en comparación con los demás canales, no es artefacto ocular y por lo tanto, no debe eliminarse.

2.6.2. Eliminación de componentes por medio de la varianza explicada.

La varianza explicada, representa la contribución de una componente en la señal promediada, por lo que si alguna componente presentaba valores bajos de varianza se eliminaba por no contribuir mucho a la señal. Se grafica una componente con trazo rojo, en la figura 18, la cual representa el 1.83% del total de la señal y la envolvente de la señal promediada con trazo negro.

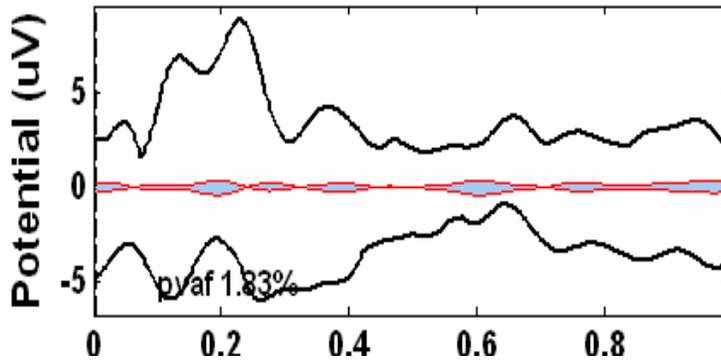


Figura 18. Componente a eliminar.

A diferencia de la figura 19, la cual muestra una de las componentes más significativas, pues explica una varianza del 31.9%, observando la relación con la envolvente. Esta es un buen ejemplo de una componente que no debe ser eliminada.

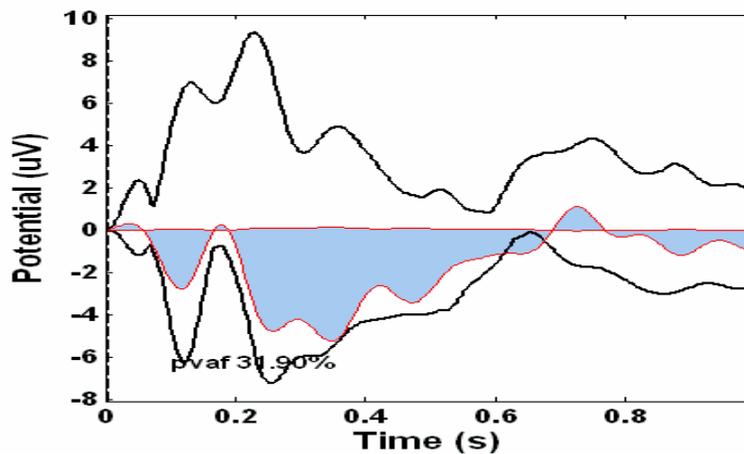


Figura 19. Componente representativa.

2.6.3. Eliminación de componentes por medio del concentrado de épocas a través del tiempo.

El tercer criterio es por medio de la representación de épocas a través del tiempo observando un mapa de colores, el cual representa el número de épocas a lo largo del eje vertical, el tiempo a lo largo del eje horizontal y la amplitud de voltaje representada por la variación de colores.

Si no se presenta una continuidad del voltaje en la misma latencia, significa que hay valores de voltaje muy diferentes en unas épocas que en otras, por lo que se elimina, por no tener aproximadamente el mismo valor de voltaje en esa latencia a través de todas las épocas, como se muestra en la figura 20.

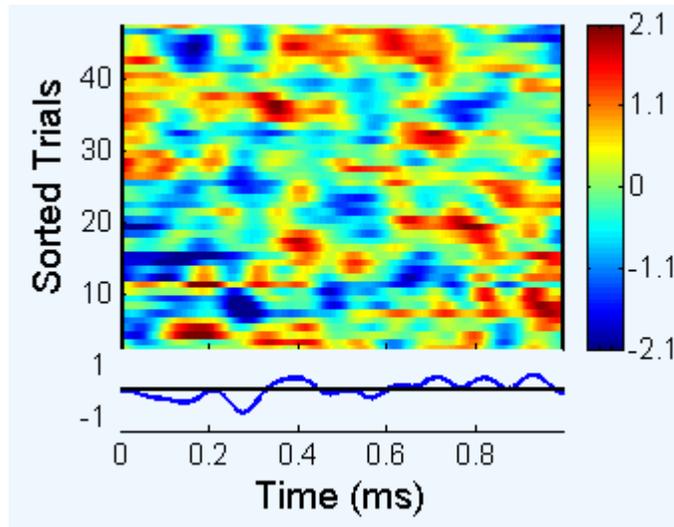


Figura 20. Representación en comprimido de una componente a rechazar.

Se muestra el caso contrario, en la figura 21, donde el voltaje en todas las épocas es el mismo, lo que la hace una componente muy significativa que no será eliminada.

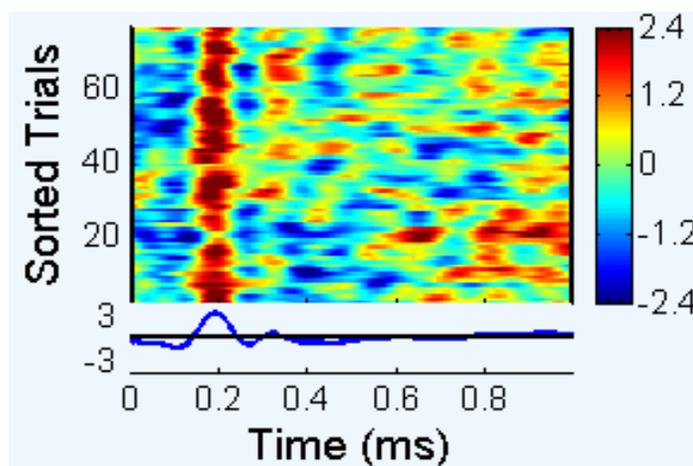


Figura 21. Representación en comprimido de una buena componente.

Después de eliminar las componentes por los criterios antes descritos, se hace una nueva reconstrucción de la señal con un número menor de componentes en la figura 22, donde se observa una disminución del ruido y una mejoría de la señal.

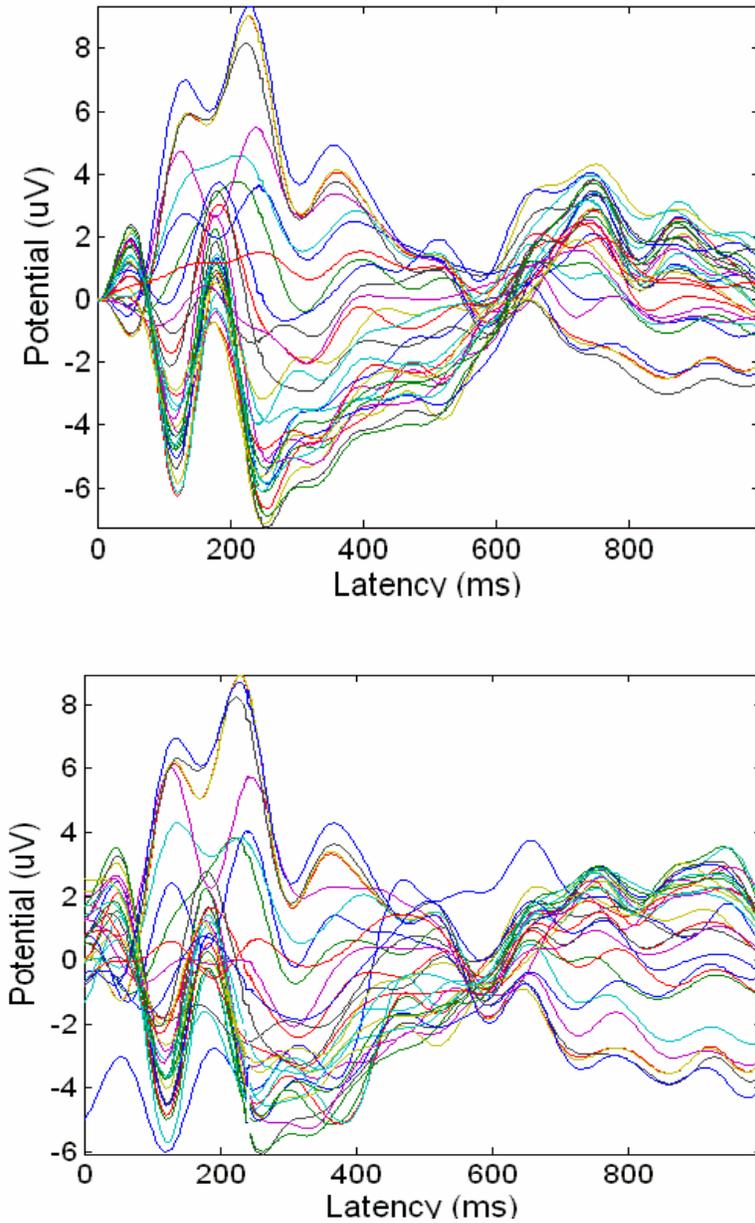


Figura 22. Representación de la reconstrucción de la señal a) antes y b) después de eliminar las componentes menos significativas.

Se realizó este procedimiento a los tres registros correspondientes a cada tipo de evento a los nueve sujetos restantes.

Después de la reconstrucción de las señales se observó que en once de los registros la descomposición no fue la adecuada, puesto que aún después de quitar componentes representativas de artefactos, en algunas latencias se presenta un pico de voltaje en todos los canales, como una propagación de onda del comportamiento del canal ocular hacia los demás canales, lo que indica que la extracción del movimiento ocular no fue la adecuada, por lo que también se excluyeron estos registros. Finalmente, se analizaron a cinco sujetos para el estudio.

2.7. Grandes promedios para cada tipo de estímulo.

Una vez que se han limpiado las señales lo más posible, se calculan los grandes promedios, los promedios de los promedios de cada estímulo de todos los sujetos analizados, de cada condición para poder encontrar los rangos de latencias y áreas donde se presentan las principales diferencias entre los estímulos. Además, se realiza una diferencia entre los promedios de dos condiciones.

Si la diferencia da 0 o casi 0, significa que las condiciones son muy parecidas o existe poca diferencia entre ellas, como se muestra en la figura 23, se grafican los promedios y la diferencia para dos condiciones.

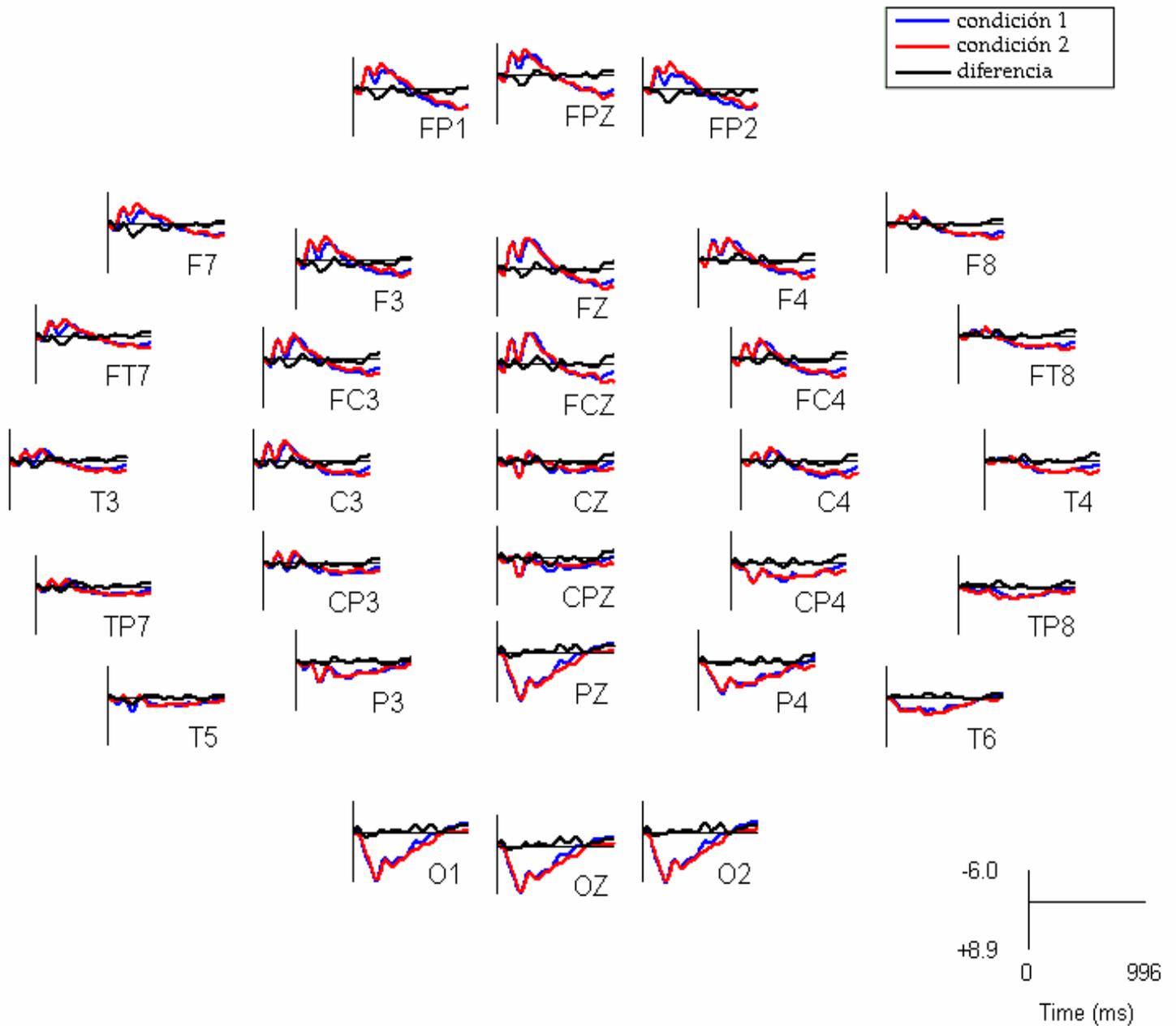


Figura 23. Representación topográfica cerebral del promedio de dos condiciones y la diferencia en cada canal.

2.8. Análisis de diferencias estadísticas entre grupos.

Con el programa de StatMap se pueden aplicar pruebas estadísticas para encontrar diferencias entre dos grupos de estudio, comparando la media de estos grupos por medio de la prueba t de Student bajo la hipótesis de varianza desigual.

Para la realización de la prueba t; primero se hizo una serie de tiempo para cada sujeto, compuesta por los valores de la actividad eléctrica cerebral registrada en cada uno de sus electrodos en cada latencia, durante un período de 0 a 1000 ms postestímulo muestreando cada 25 ms.

Después, se formaron conjuntos para cada latencia con los valores de la actividad eléctrica cerebral de todos los participantes, esto para los tres tipos de estímulos.

Una vez formados los conjuntos, se llevó a cabo la prueba t para las tres combinaciones posibles; una para el grupo neutral contra el grupo desagradable, otra para el neutral contra el moral y finalmente para el desagradable contra el moral. Para identificar las latencias donde existan diferencias estadísticas entre los tres tipos de estímulos aplicados en la población de estudio.

En la figura 24, se presenta la comparación entre los mapas obtenidos del grupo con estimulación neutral contra la del grupo con estimulación desagradable; en el mapa superior izquierdo, se muestra la media de la actividad eléctrica registrada en cada uno de sus electrodos del grupo de participantes que recibieron estímulos neutrales; en el mapa superior derecho, se observa la media de la actividad eléctrica del grupo con estímulos desagradables; el mapa central, representa el valor de la prueba t; mientras que el mapa inferior, indica el nivel de significancia asociado a la prueba t, el valor p; finalmente, las paletas de colores de la derecha, cuentan con una escala que representa los valores de los mapas.

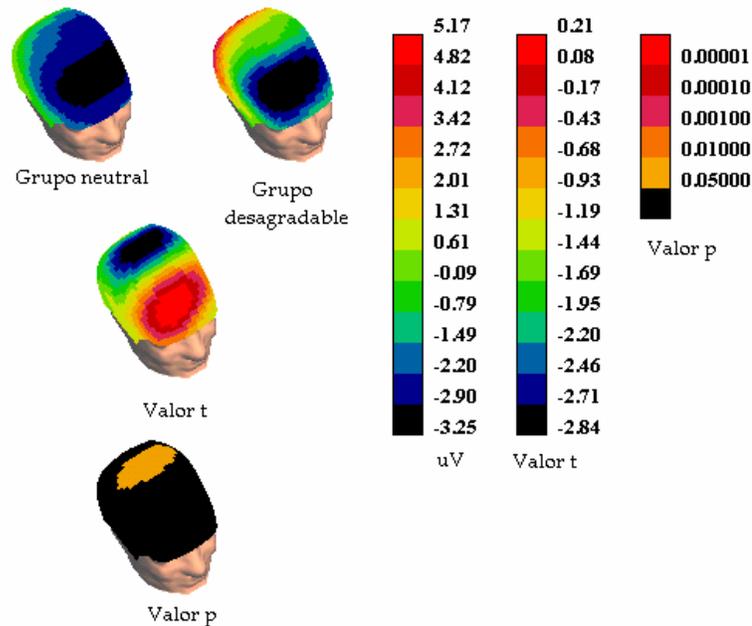


Figura 24. Mapas estadísticos de la actividad eléctrica cerebral y la representación de las pruebas estadísticas con sus valores t y p.³³

2.9. Localización de fuentes.

Es muy difícil encontrar las localizaciones de muchos dipolos activos simultáneamente y las soluciones de mejor ajuste dependen de las condiciones iniciales dadas al algoritmo. Por esta razón, los modeladores de problema inverso tendieron a centrar su atención en los casos en los cuales se observa un mapa de dipolo simple y se esperan los picos muy tempranos en respuesta de PRE promediados. Otros ajustan dipolos múltiples en partes más grandes, basados en la forma de onda del PRE, con conocimiento a priori o adivinando en donde deben ser localizadas las fuentes. Estas aproximaciones han sido criticadas porque no se basan completamente en los datos observados. Debido a esto se utiliza DIP-FIT, una herramienta de EEGLAB basada en ICA, la cual, identifica temporalmente fuentes independientes de la señal, encuentra la localización equivalente del dipolo que mejor explique la información registrada y lo proyecta en la superficie del cuero cabelludo.

³³ StatMap+ 3D. DigiMed Systems Inc.

Algunos componentes independientes tienen mapas que coinciden perfectamente con la proyección de un solo dipolo equivalente. La localización de un simple dipolo equivalente 3-D que genere un mapa de potencial se ha representado bien, aunque la localización del dipolo equivalente no estará en general en el centro del punto de la actividad cortical (si el punto se orienta radialmente, el dipolo equivalente estará más profundo que él).

Por todo esto, se ha utilizado el algoritmo DIP-FIT del programa EEGLAB, para encontrar las fuentes activadas en respuesta al estímulo neutral, desagradable y con contenido moral; DIP-FIT hace una localización de dipolos de fuentes equivalentes en base a las componentes independientes, realiza la localización del dipolo usando la minimización de varianza residual y la mínima variación lineal con un modelo esférico de N capas.

2.9.1. Selección de componentes representativas.

Para esto primero, se hizo una proyección de todos los dipolos que intervienen en algún tipo de estímulo, en este caso el neutral, que se muestra en las figura 25.

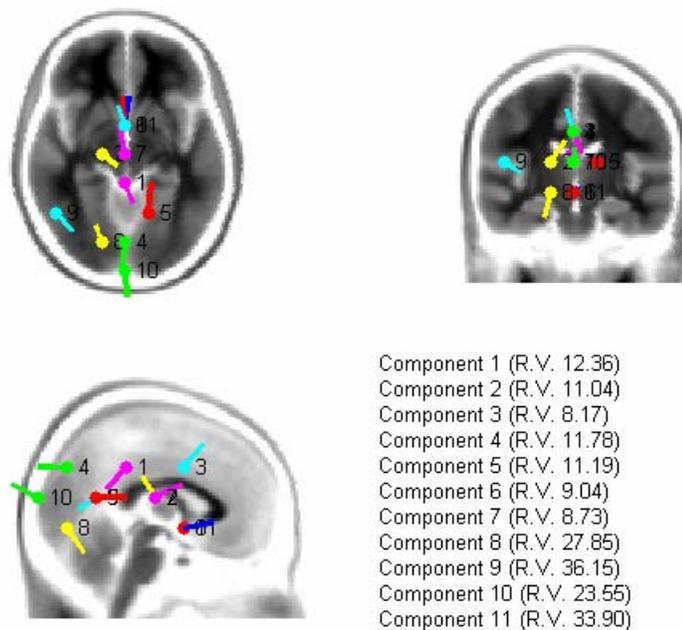


Figura 25. Todos los dipolos para el estímulo neutral en un sujeto.

Observando la representación de todos los dipolos, se eliminan los que tienen una ubicación predominantemente occipital, puesto que es conocido que la respuesta visual genera una activación en este lugar y no es nuestro objetivo de análisis para este estudio. Por lo que, se descartan los dipolos 4, 8 y 10 del análisis.

Posteriormente, se grafican las componentes posibles 1, 2, 3, 5, 6, 7, 9 y 11 en las latencias de interés, como se muestra en la figura 26, para poder escoger las que sean más representativas en ese punto.

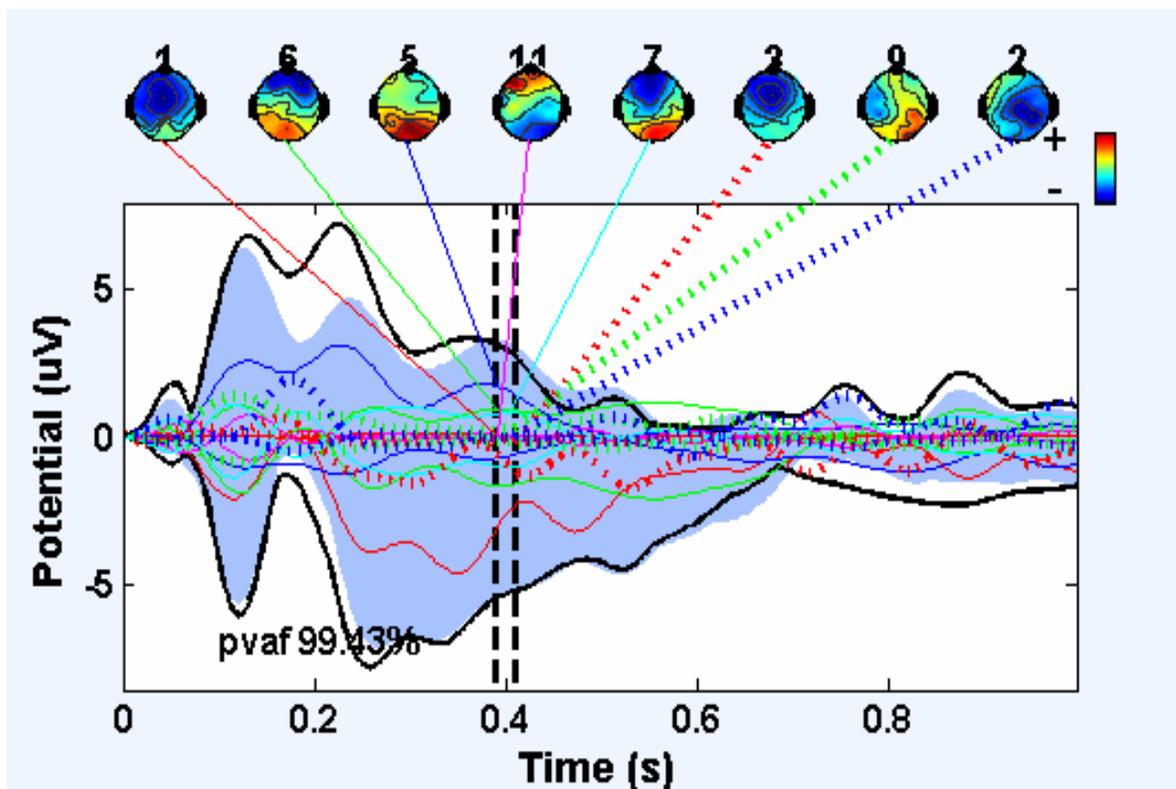


Figura 26. Representación de todas las componentes seleccionadas.

Para poder identificar las componentes que más intervienen en este período, se aplica un aumento alrededor de los 400 ms, como se muestra en la figura 27.

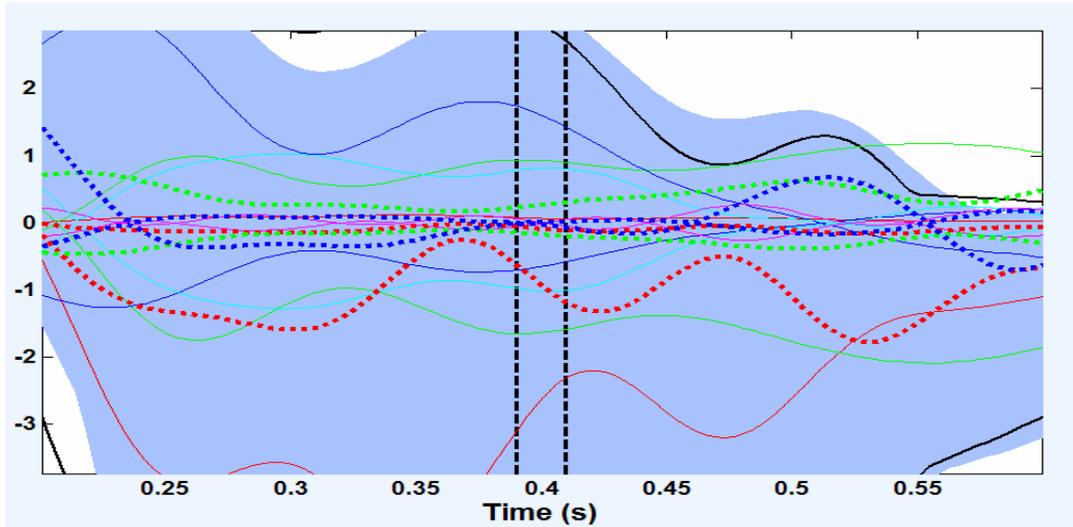


Figura 27. Aumento en la latencia de interés.

Se seleccionaron las componentes con mayor varianza en ese punto, identificándolas por colores, de esta manera se escogen las componentes 1, 5, 6 y 7, como las que representan más la señal en ese punto, ya que la suma de la varianza explicada con estas cuatro componentes es del 96.31%, un muy buen porcentaje de representación de la señal, lo cual se representa en la figura 28.

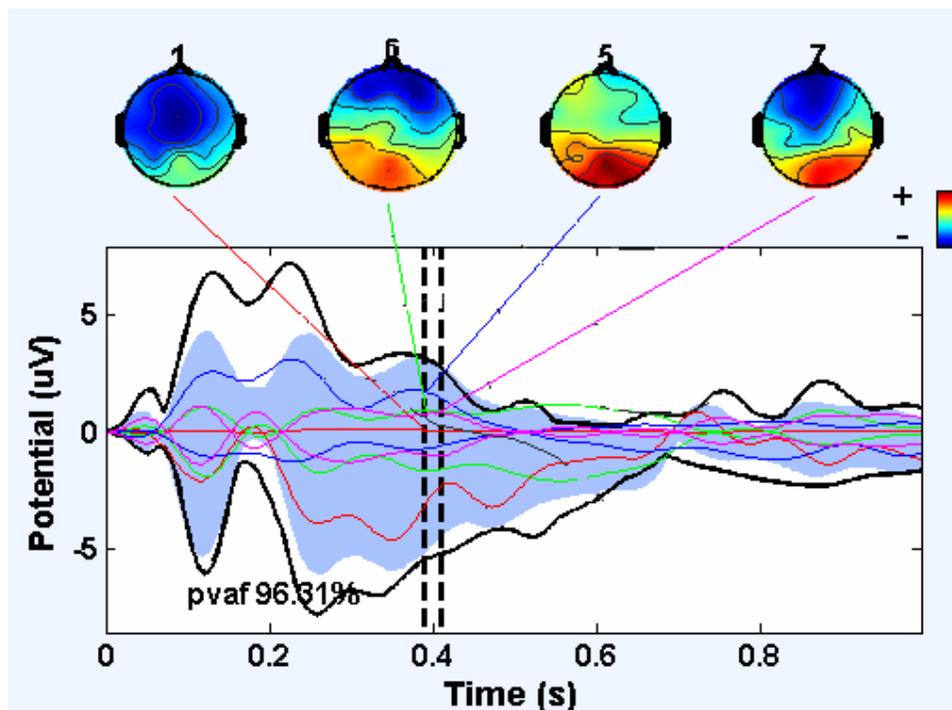


Figura 28. Las componentes más representativas.

2.9.2. Dipolos de las componentes representativas.

Posteriormente se buscó la proyección de los dipolos equivalente a cada componente seleccionada, obteniendo una imagen como la que se muestra en la figura 29.

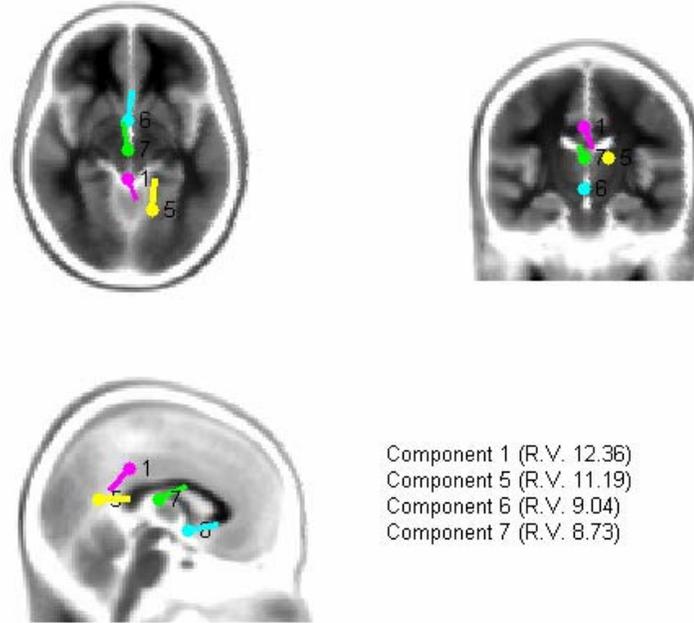


Figura 29. Proyección de los dipolos correspondientes a las componentes más representativas.

Se obtuvieron este tipo de imágenes cada 50 ms durante un período de 300 a 600 ms para los cinco sujetos en cuestión por cada tipo de estímulo, con la finalidad de encontrar los dipolos de interés y así poder obtener la localización de las fuentes que se activan en cada tipo de estimulación.

2.10. Estructuras activadas.

El paso siguiente fue encontrar el nombre de la estructura correspondiente al área que se está activando. Para lo cual, se realizaron los siguientes pasos:

1. Se obtuvieron las coordenadas de cada dipolo por medio de EEGLAB.

- Se elaboró una tabla por sujeto y para cada tipo de estímulo, donde se agruparon las coordenadas de los dipolos seleccionados por latencia durante el período definido, como se muestra en la tabla 1.

Sujeto1 neutral												
300	1			3			6			8		
	51	-17	0	34	-17	17	34	-34	34	17	-51	34
350	1			3			6			8		
	51	-17	0	34	-17	17	34	-34	34	17	-51	34
400	1			6			8			10		
	51	-17	0	34	-34	34	17	-51	34	-17	34	34
450	1			4			6			8		
	51	-17	0	-34	-34	17	34	-34	34	17	-51	34
500	1			4			6			8		
	51	-17	0	-34	-34	17	34	-34	34	17	-51	34
550	1			3			4			10		
	51	-17	0	34	-17	17	-34	-34	17	-17	34	34
600	1			3			4			10		
	51	-17	0	34	-17	17	-34	-34	17	-17	34	34

Tabla 1. Coordenadas para cada dipolo.

- Después, se introdujeron las coordenadas correspondientes a la base de datos del programa Talairach Daemon Client, el cual, basado en el atlas de Talairach encuentra el nombre de la estructura que se esta activando.
- Finalmente, se construyeron otras tablas, para cada sujeto y tipo de estímulo, como la que se muestra en la tabla 2, indicando la estructura que representa el área donde se localizan los dipolos seleccionados en cada latencia.

Sujeto1 neutral				
300	GFM,LF,Der./GFI	CA,LLímbico,Der.	GFM,LF,Der,AB9	GFCentral,LF,Der.
350	GFM,LF,Der./GFI	CA,LLímbico,Der.	GFM,LF,Der,AB9	GFCentral,LF,Der.
400	GFM,LF,Der./GFI	sGiro,LF,Izq.	GFM,LF,Der,AB9	GFCentral,LF,Der.
450	GFM,LF,Der./GFI	sGiro,LT,Der.	GFM,LF,Der,AB9	GFCentral,LF,Der.
500	GFM,LF,Der./GFI	sGiro,LT,Der.	GFM,LF,Der,AB9	GFCentral,LF,Der.
550	sGiro,LT,Der.	CA,LLímbico,Der.	sGiro,LF,Izq.	GFCentral,LF,Der.
600	sGiro,LT,Der.	CA,LLímbico,Der.	sGiro,LF,Izq.	GFCentral,LF,Der.

Tabla 2. Estructuras representación.

Capítulo 3.

RESULTADOS.

3.1. Identificación de latencias y áreas significativas.

Se graficaron los grandes promedios y la diferencia de dos condiciones, para poderlas comparar entre sí, encontrar los electrodos donde se observan las máximas amplitudes de diferencia y el rango de latencias en que se presenten. Conjuntamente, se utilizó StatMap para localizar diferencias estadísticas en un rango más específico a través del período de análisis.

3.1.1. Diferencias para el estímulo neutral contra el desagradable.

En la primera comparación del grupo neutral contra el desagradable, se observa en la figura 30 que las máximas diferencias del estímulo neutral contra el desagradable, se encuentran en los canales CZ, CPZ, CP4, PZ y P4 en un rango de 200 a 500 ms; con menor amplitud diferencias en los canales centrales de 200 a 600 ms y finalmente una mínima pero significativa diferencia en los canales frontales de 200 a 300 ms. Aunque se observa una diferencia significativa en los occipitales, no se toma en cuenta, debido a que los estímulos de tipo visual se generan en la región occipital.

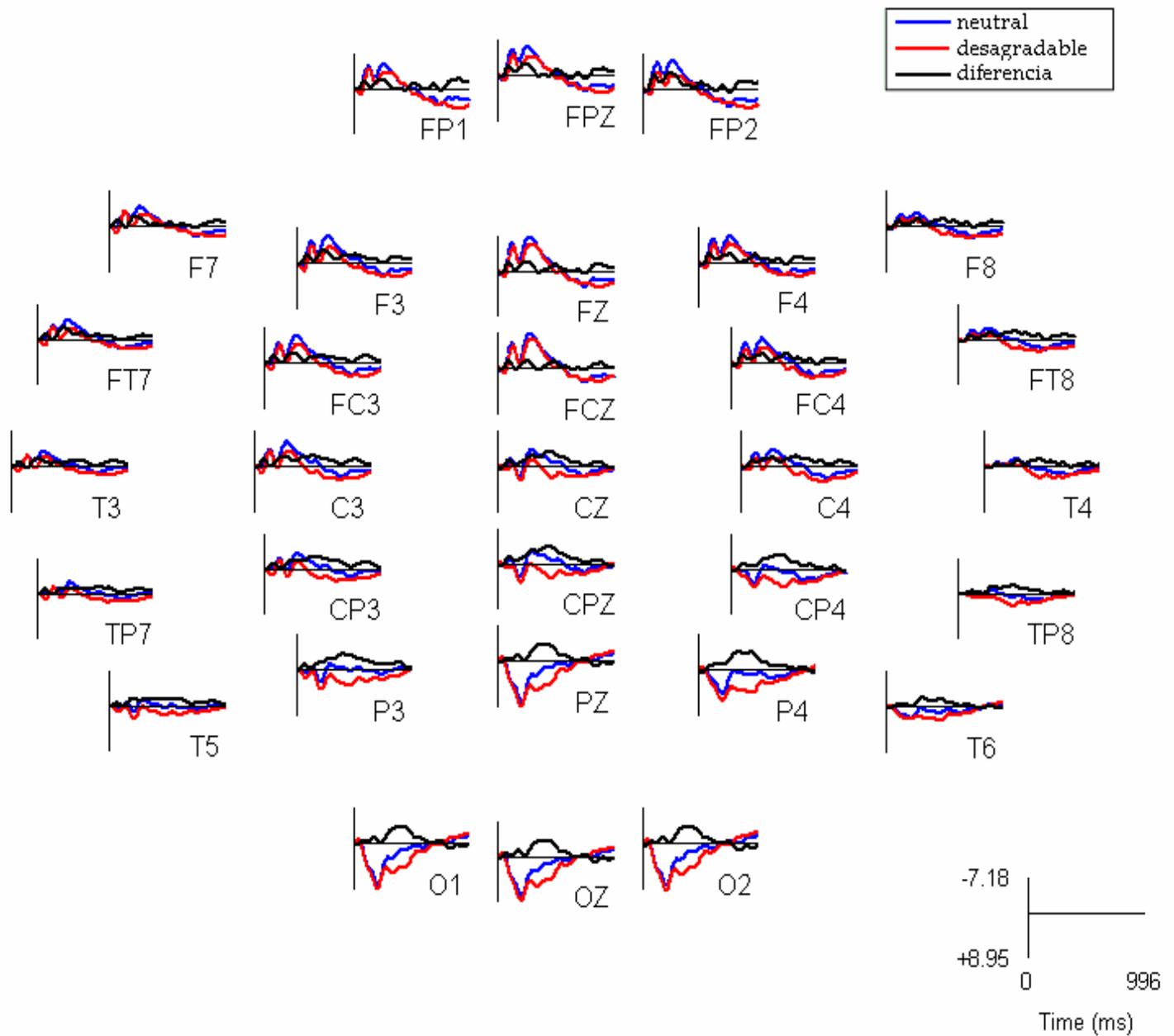


Figura 30. Grandes promedios para la condición neutral contra desagradable.

Con el StatMap, se encontraron diferencias principalmente en la región centroparietal media en un rango de 400 a 500 ms, como se muestra en la figura 31 que esta a 400 ms.

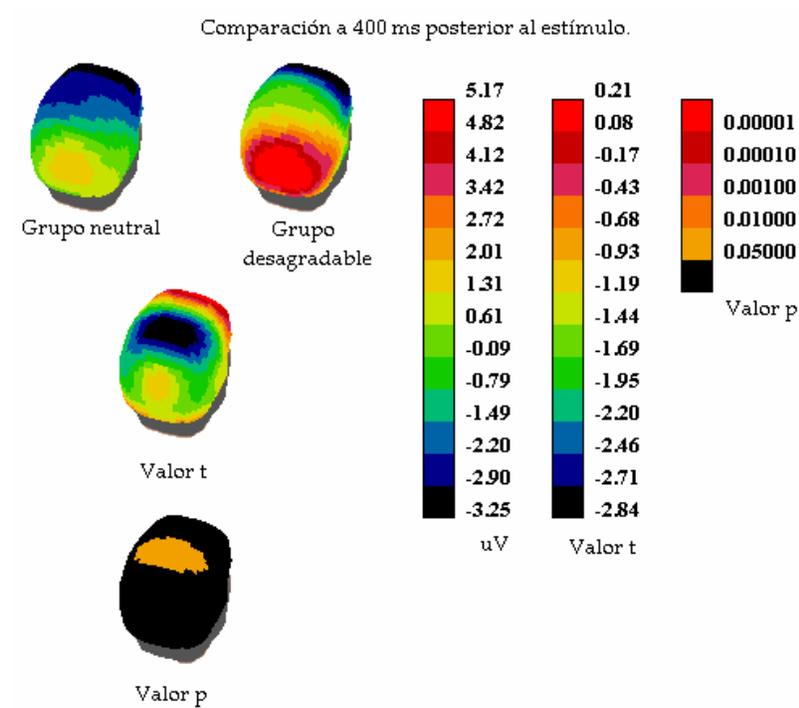


Figura 31. Prueba estadística t neutral contra desagradable en 400 ms.

3.1.2. Diferencias para el estímulo neutral contra el moral.

En la comparación del grupo neutral contra el moral, en la figura 32 se muestran las máximas diferencias en los canales CP4, PZ y P4 en un rango de 200 a 600 ms y con una menor amplitud en los canales CZ, CPZ, P3 y T6 de 300 a 600 ms.

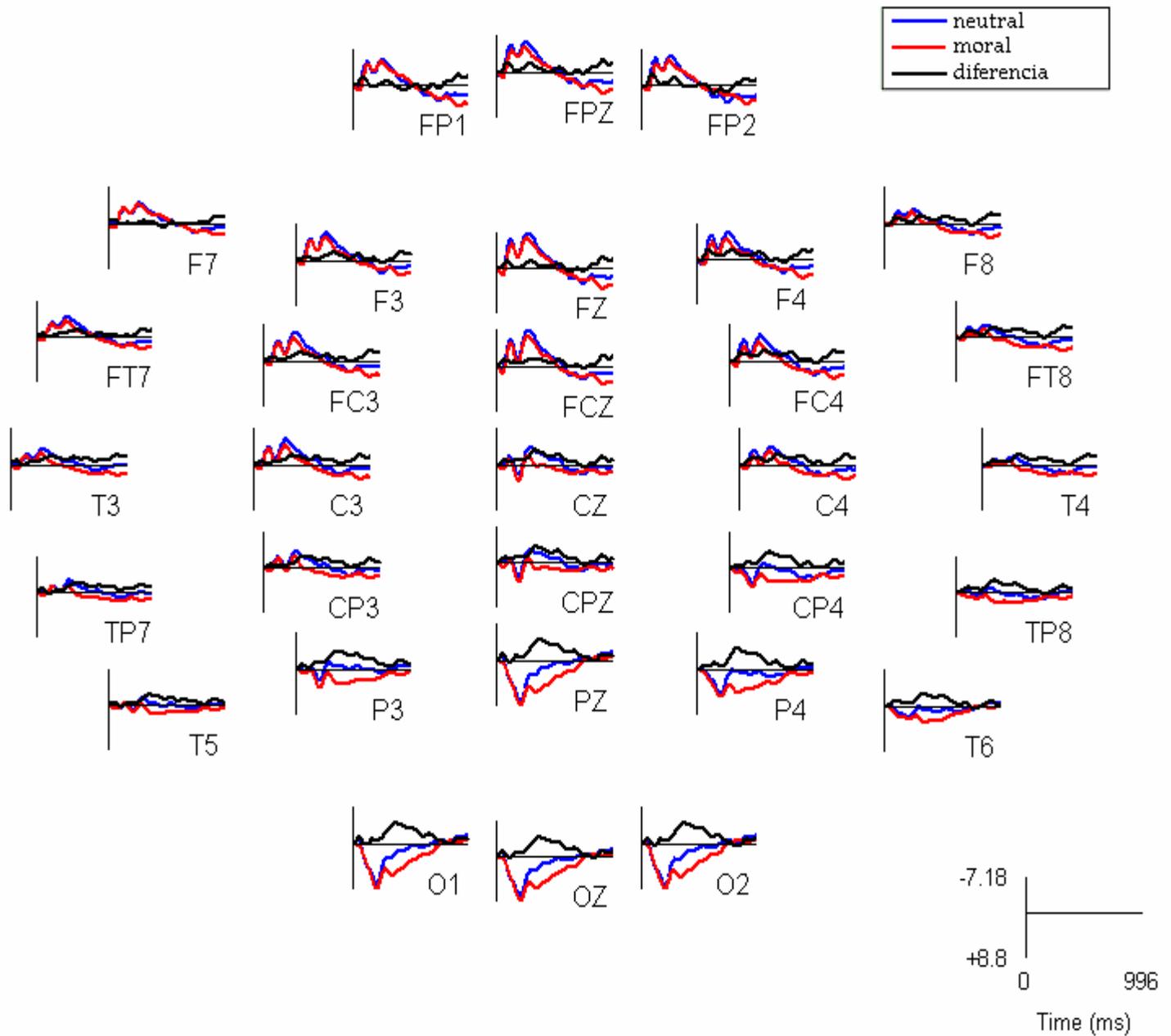


Figura 32. Grandes promedios para la condición neutral contra moral.

Con el StatMap, se encontraron diferencias en las regiones centroparietal media, derecha e izquierda, y temporoparietal derecha e izquierda en un rango de 300 a 550. En la figura 33, se muestra como esta activada la parte centroparietal media y derecha, y temporoparietal derecha a 350 ms.

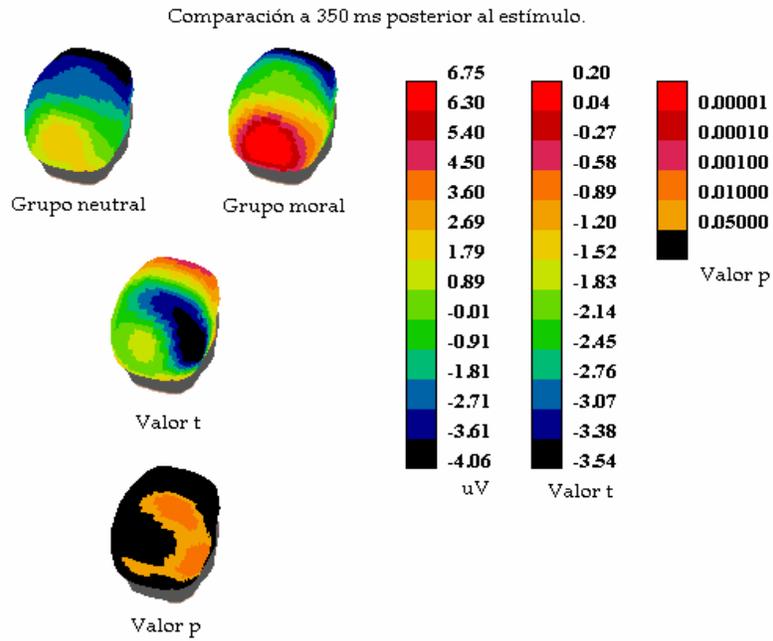


Figura 33. Prueba estadística t neutral contra moral en 350 ms.

En la figura 34, 50 ms después de 350 ms, a 400 ms, se observa una disminución de la parte centroparietal y temporoparietal derecha y un desplazamiento a la parte temporoparietal izquierda.

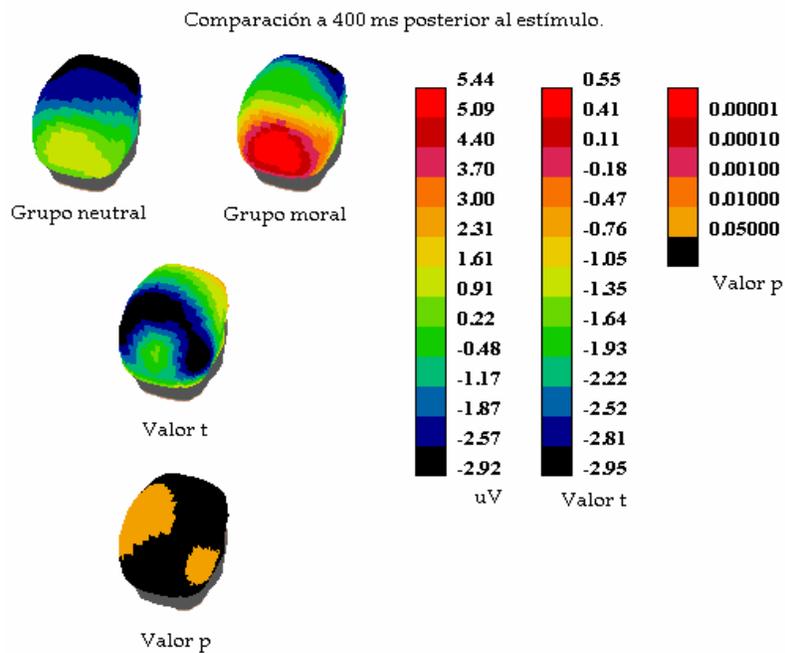


Figura 34. Prueba estadística t neutral contra moral en 400 ms.

3.1.3. Diferencias para el estímulo desagradable contra el moral.

En la figura 35, se muestra la comparación del promedio de las señales del estímulo desagradable contra el moral, la diferencia entre estos estímulos es muy poca, encontrando la mayor amplitud en el canal PZ en el rango de 500 a 700 ms y en los frontales de 200 a 300 ms, para los demás canales prácticamente no hay diferencia.

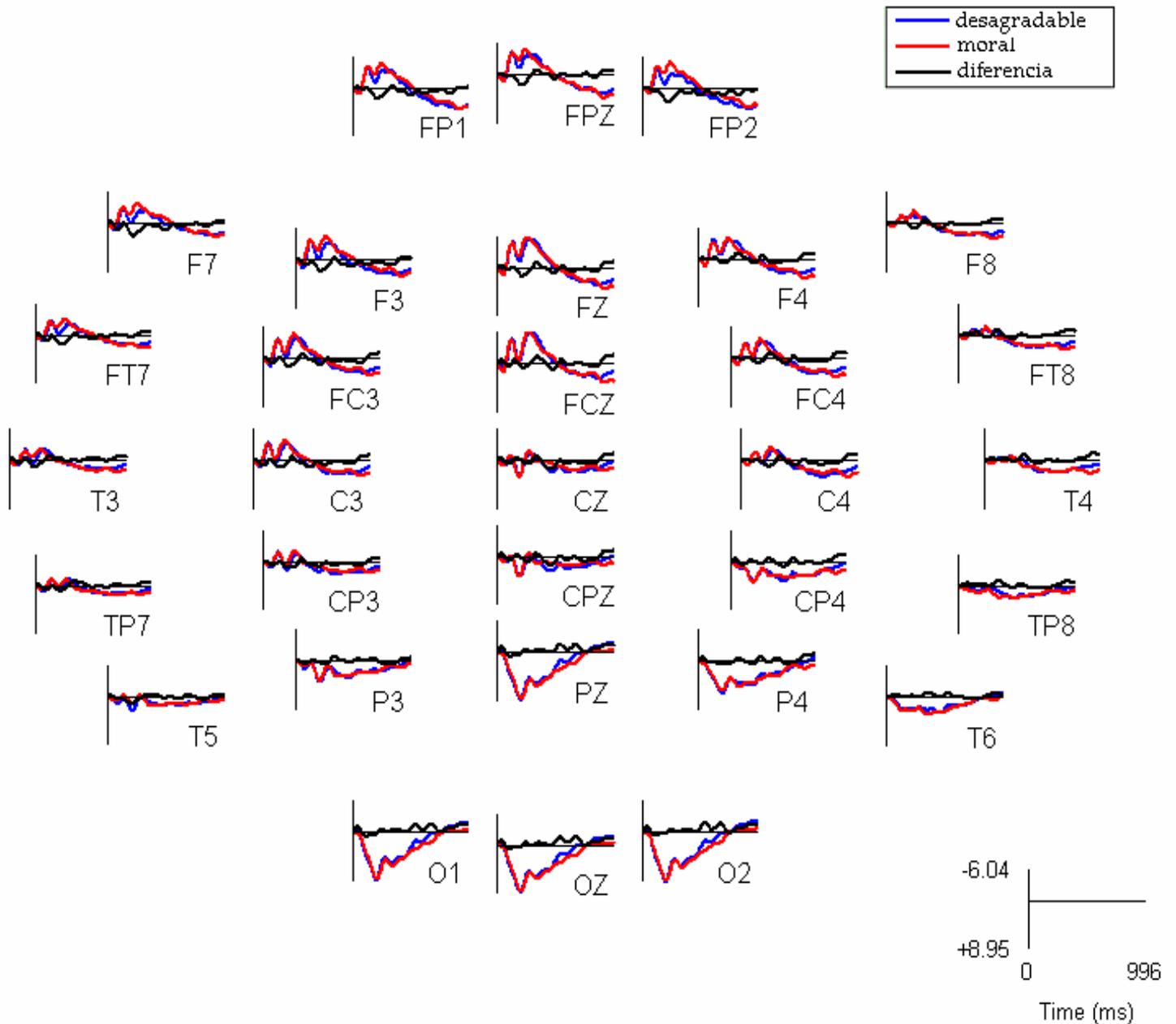


Figura 35. Grandes promedios para la condición desagradable contra moral.

En la figura 36, se muestra el análisis con StatMap, para el cual, no se encontraron diferencias estadísticas en ninguna latencia para la comparación de estas condiciones.

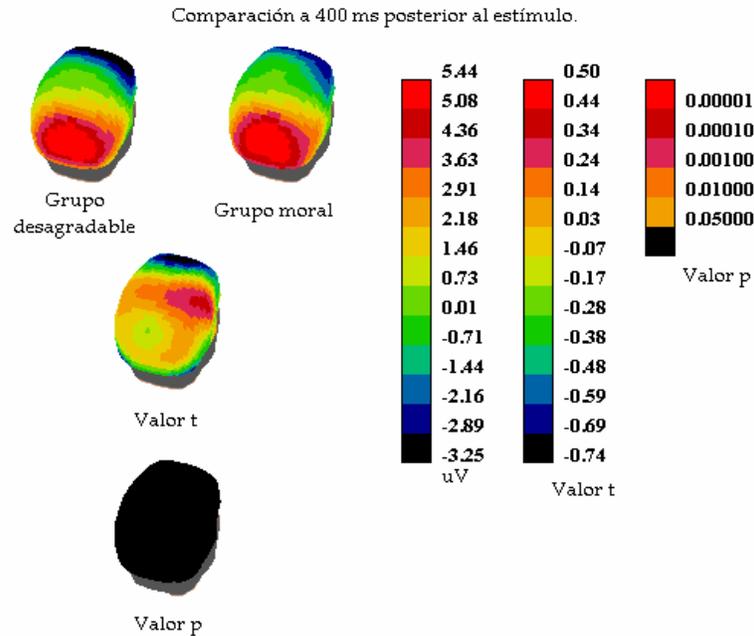


Figura 36. Prueba estadística t desagradable contra moral en 400 ms.

Finalmente, se muestra una representación de los grandes promedios de las tres condiciones en la figura 37, donde primero se observan dos picos negativos, uno alrededor de los 150 ms y otro más a los 300 ms para las zonas frontales; un pico positivo aproximadamente a los 200 ms en zonas posteriores y una onda positiva tardía que se presenta a partir de los 550 ms y se prolonga más allá de los 800 ms en la mayoría de los electrodos, exceptuando las partes occipitales. En general, el intervalo donde se encuentran las principales diferencias para los tres tipos de estímulos es de 300 a 600 ms.

En esta misma figura, también se pudo observar que la amplitud de la señal moral se encuentra entre las amplitudes de las señales desagradable y neutral durante el período de 200 a 400 ms en los electrodos frontales y centrales.

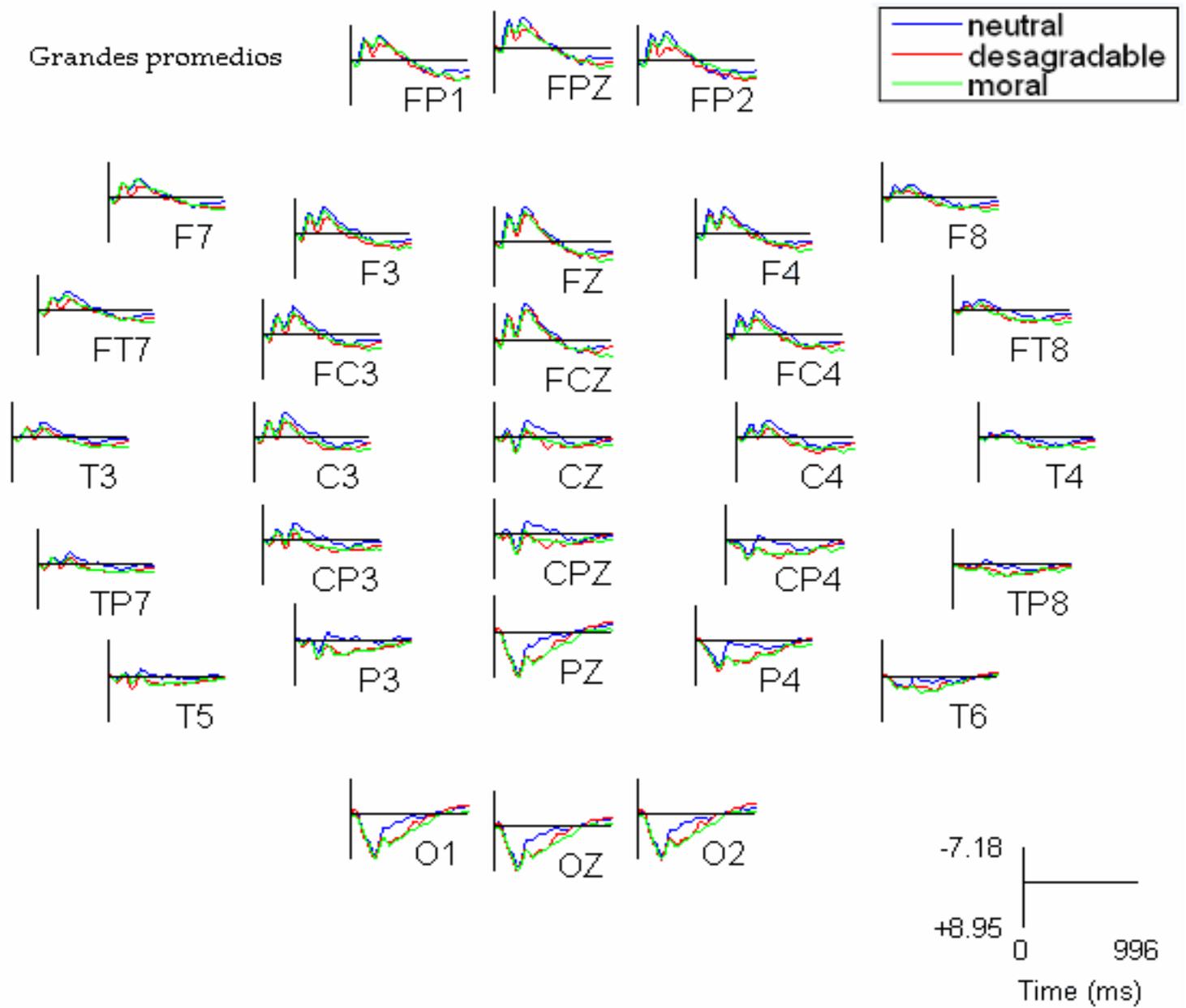


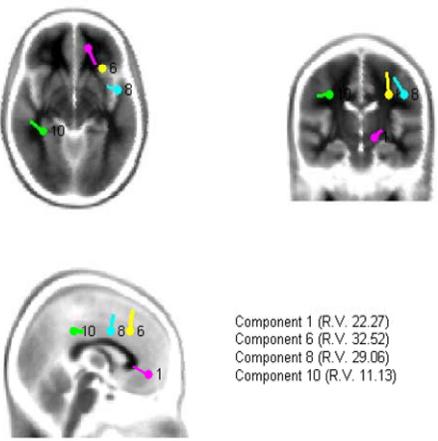
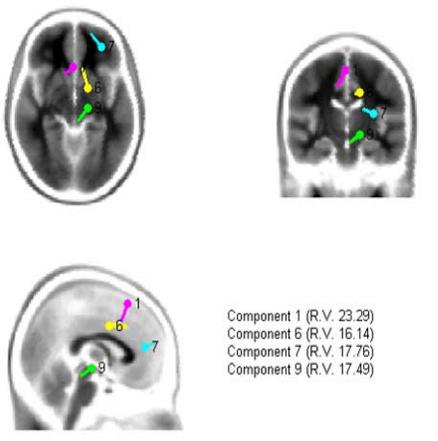
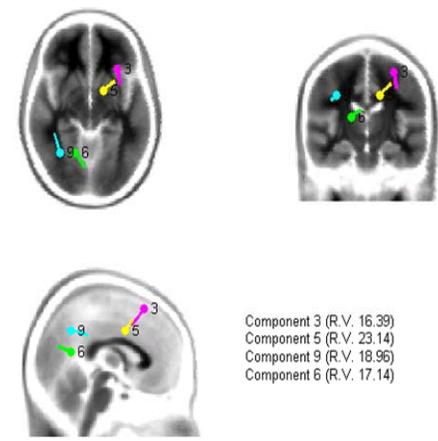
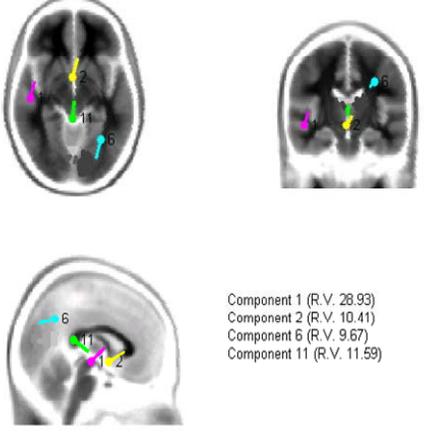
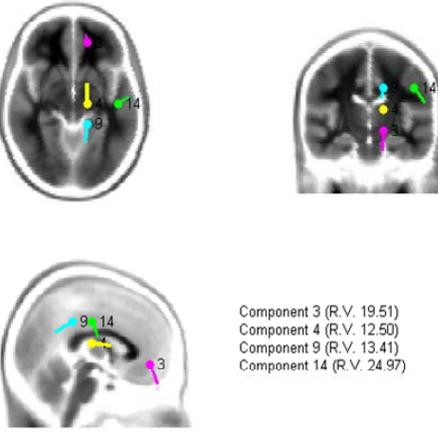
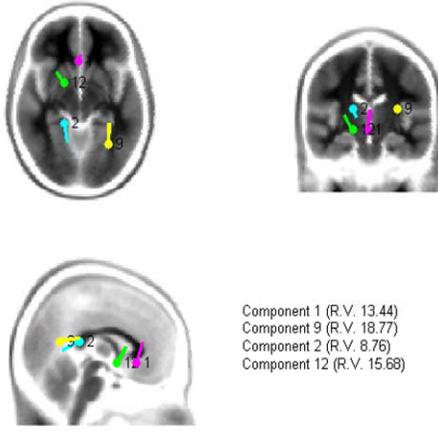
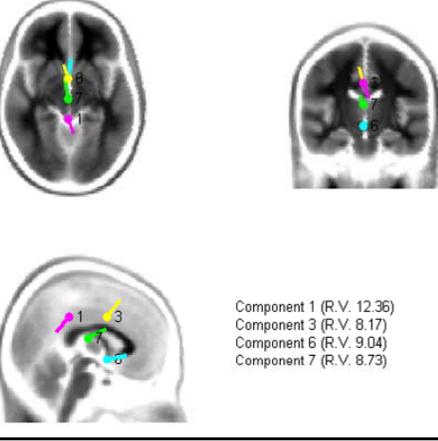
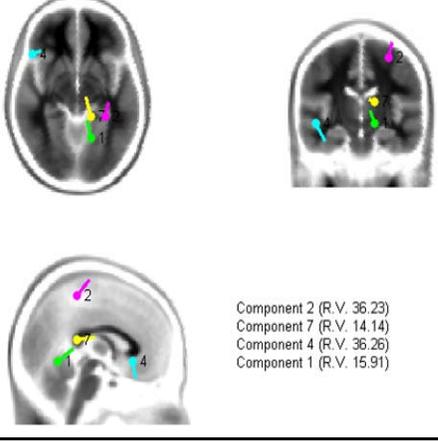
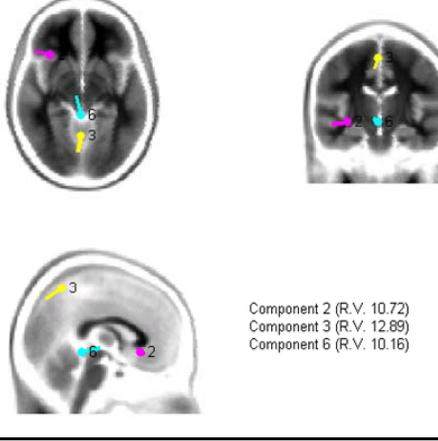
Figura 37. Grandes promedios para las tres condiciones.

3.2. Posición de dipolos equivalentes.

En base a los grandes promedios analizadas con EEGLAB se presentaron diferencias entre los tres tipos de estímulos en el rango de 200 a 600 ms, pero de acuerdo a los rangos encontrados con el análisis estadístico del StatMap, se puede reducir el rango de 300 a 600 ms, por lo que se escoge este intervalo para proyectar los dipolos y analizar las estructuras que intervienen en los diferentes estímulos cada 50 ms.

En la tabla 3, se muestran los dipolos activados de cinco sujetos a los 400 ms, para las tres condiciones, estimulación neutral, estimulación desagradable y estimulación desagradable con contenido moral.

A 400 ms

	Neutral	Desagradable	Moral
Sujeto 1	 <p>Component 1 (R.V. 22.27) Component 6 (R.V. 32.52) Component 8 (R.V. 29.06) Component 10 (R.V. 11.13)</p>	 <p>Component 1 (R.V. 23.29) Component 6 (R.V. 16.14) Component 7 (R.V. 17.76) Component 9 (R.V. 17.49)</p>	 <p>Component 3 (R.V. 16.39) Component 5 (R.V. 23.14) Component 9 (R.V. 18.96) Component 6 (R.V. 17.14)</p>
Sujeto 2	 <p>Component 1 (R.V. 28.93) Component 2 (R.V. 10.41) Component 6 (R.V. 9.67) Component 11 (R.V. 11.59)</p>	 <p>Component 3 (R.V. 19.51) Component 4 (R.V. 12.50) Component 9 (R.V. 13.41) Component 14 (R.V. 24.97)</p>	 <p>Component 1 (R.V. 13.44) Component 9 (R.V. 18.77) Component 2 (R.V. 8.76) Component 12 (R.V. 15.68)</p>
Sujeto 3	 <p>Component 1 (R.V. 12.36) Component 3 (R.V. 8.17) Component 6 (R.V. 9.04) Component 7 (R.V. 8.73)</p>	 <p>Component 2 (R.V. 36.23) Component 7 (R.V. 14.14) Component 4 (R.V. 36.26) Component 1 (R.V. 15.91)</p>	 <p>Component 2 (R.V. 10.72) Component 3 (R.V. 12.89) Component 6 (R.V. 10.16)</p>

		A 400 ms					
		Neutral		Desagradable		Moral	
S u j e t o	4						
			Component 8 (R.V. 17.26) Component 15 (R.V. 13.33) Component 2 (R.V. 15.58)		Component 1 (R.V. 14.14) Component 3 (R.V. 40.41) Component 10 (R.V. 15.84) Component 14 (R.V. 17.76)		Component 3 (R.V. 13.80) Component 10 (R.V. 26.54)
S u j e t o	5						
			Component 1 (R.V. 34.46) Component 2 (R.V. 23.59) Component 5 (R.V. 21.22) Component 6 (R.V. 21.85)		Component 5 (R.V. 25.25) Component 4 (R.V. 21.28) Component 7 (R.V. 19.62) Component 13 (R.V. 23.77)		Component 13 (R.V. 13.00) Component 3 (R.V. 11.09) Component 6 (R.V. 10.76)

Tabla 3. Dipolos activados para las tres condiciones.

En este tipo de análisis no se pudo especificar el nombre de las regiones o estructuras cuando los dipolos se localizan en áreas profundas, por lo que se buscó definir exactamente la estructura que se estaba activando con otro análisis.

3.3. Estructuras activadas.

Se especifican los nombres de las estructuras asociadas a los dipolos más representativos, a continuación se muestran en las tablas 4, 5 y 6; para el estímulo neutral, desagradable y moral respectivamente.

3.3.1. Estructuras activadas con el estímulo neutral.

Sujeto 1				
300	GFM,D	CA,LLímbico,D	GFM,D,AB9	GFMedial,D
350	GFM,D	CA,LLímbico,D	GFM,D,AB9	GFMedial,D
400	GFM,D	sGiro,LF,I	GFM,D,AB9	GFMedial,D
450	GFM,D	sGiro,LT,D	GFM,D,AB9	GFMedial,D
500	GFM,D	sGiro,LT,D	GFM,D,AB9	GFMedial,D
550	sGiro,LT,D	CA,LLímbico,D	sGiro,LF,I	GFMedial,D
600	sGiro,LT,D	CA,LLímbico,D	sGiro,LF,I	GFMedial,D
Sujeto 2				
300	sGiro,LP,D	ComAC,M	Putamen,I	Fórnix,M
350	sGiro,LP,D	sGiro,LF,D	VL,M	Insula,I
400	sGiro,LP,D	GTS,LT,I	VL,M	Fórnix,M
450	sGiro,LP,D	sGiro,LF,D	NC,D	Fórnix,M
500	ComAC,M	sGiro,LF,D	Putamen,I	Fórnix,M
550		sGiro,LF,D	Putamen,I	Fórnix,M
600	ComAC,M	sGiro,LF,D	Putamen,I	Fórnix,M
Sujeto 3				
300	SCC,M	GC,M	VL,M	VL,M
350	SCC,M	GC,M	VL,M	VL,M
400	SCC,M	GC,M	VL,M	VL,M
450	SCC,M	GC,M	VL,M	VL,M
500	SCC,M	GC,M	VL,M	
550	SCC,M	GC,M	VL,M	
600	SCC,M	NC,I	VL,M	
Sujeto 4				
300	Tálamo,D	LParacentral,I	GFM,I	LParacentral,I
350	Tálamo,D	LParacentral,I	GFM,I	GFMedial,D
400	Tálamo,D	LParacentral,I		GFI,D
450	Tálamo,D	LParacentral,I	LParacentral,I	GFI,D
500	Tálamo,D	LParacentral,I	GFM,I	GFI,D
550	Tálamo,D		GFM,I	
600	Tálamo,D		GFM,I	GFI,D
Sujeto 5				
300	GFS,I		GFM,D	GFS,I
350	GFS,I	GFM,I	GFM,D	GFS,I
400	GFS,I	NVL,Tálamo,D	GFM,D	GFS,I

450	GFS,I	NVL,Tálamo,D	GFM,I	GFS,I
500	GFS,I	NVL,Tálamo,D	GFM,I	GFS,I
550	GFS,I	NVL,Tálamo,D	GFM,D	GFS,I
600	GFM,I	NVL,Tálamo,D	GFM,D	

Tabla 4. Concentrado de estructuras para el estímulo neutral.

Para el estímulo neutral encontramos coincidencias en las siguientes estructuras:

1. Tálamo parte Derecha se activa en 2 sujetos.
2. Giro Frontal Medio parte Derecha se activa en 2 sujetos.
2. Giro Frontal Medio parte Izquierda se activa en 2 sujetos.
3. Ventrículo Lateral parte Media se activa en 2 sujetos.
4. Giro Frontal Medial parte Derecha se activa en 2 sujetos.

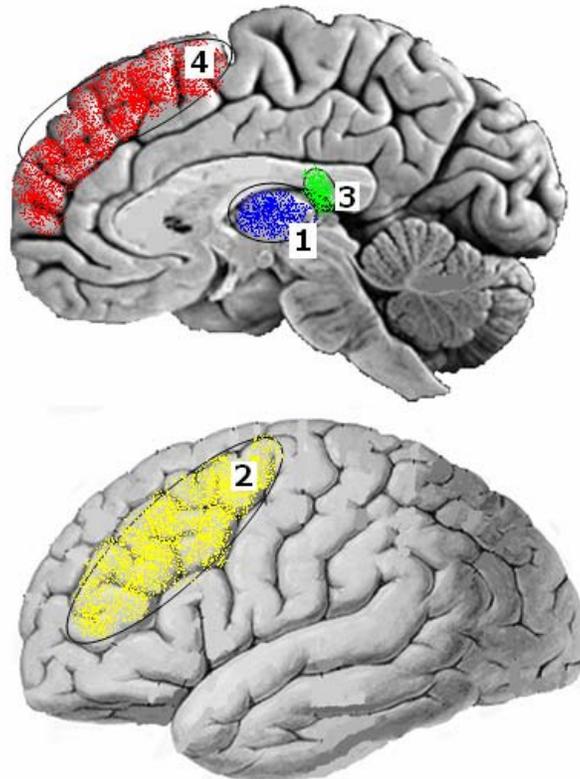


Figura 38. Estructuras activadas con el estímulo neutral.

3.3.2. Estructuras activadas con el estímulo desagradable.

Sujeto 1				
300	GFMedial	GC,LF,D	GPL,NLentiforme,D	sGiro,LT,D
350	GFMedial	GC,LF,D	GPL,NLentiforme,D	GFS,D
400	GFMedial	GC,LF,D	GPL,NLentiforme,D	GFS,D
450	GFMedial	GC,LF,D	GPL,NLentiforme,D	GFS,D
500	sGiro,LF,D	GC,LF,D		
550	GFMedial	GC,LF,D	sGiro,LF,D	GFS,D
600	sGiro,LF,D	GC,LF,D	sGiro,LF,D	sGiro,LT,D
Sujeto 2				
300	Insula,D	GFMedial,D	NC,D	GFMedial,I
350	Insula,D	GPrecentral,D	NC,D	GFMedial,I
400	GFMedial,D	GPrecentral,D	NC,D	GC,LLímbico,D
450	GFMedial,D	GFMedial,I	NC,D	GC,LLímbico,D
500	GFMedial,D	Putamen,D	NC,D	Claustrum,I
550	GFMedial,D	Putamen,D	NC,D	GC,LLímbico,D
600	Putamen,D	Putamen,D	NC,D	GFI,I
Sujeto 3				
300	Gprecentral,D,AB 4	NVL,Tálamo,D	GFI,I	sGiro,LF,I
350	Gprecentral,D,AB 4	NVL,Tálamo,D	GFI,I	NC,D
400	Gprecentral,D,AB 4	NVL,Tálamo,D	GFI,I	Cíngulo,D
450	Gprecentral,D,AB 4	NVL,Tálamo,D	GFM,I	Cíngulo,D
500	LParacentral,I	NVL,Tálamo,D	GFM,I	Cíngulo,D
550	LParacentral,I	sGiro,LF,I	GFM,I	Cíngulo,D
600	Gprecentral,D,AB 4	NVL,Tálamo,D	LParacentral,I	Cíngulo,D
Sujeto 4				
300	GFM,I	sGiro,LT,D	Cíngulo,I	GFMedial
350	GFM,I	sGiro,LT,D	Cíngulo,I	GFMedial
400	GFM,I	sGiro,LT,D	Cíngulo,I	Cíngulo,D
450	GFM,I	sGiro,LT,D	GPL,Nlentiforme,I	Cíngulo,D
500	GFM,I	sGiro,LT,D	GPL,Nlentiforme,I	Cíngulo,D
550	GFM,I	sGiro,LT,D	GPL,Nlentiforme,I	Cíngulo,D
600	GFM,I	sGiro,LT,D	GPL,Nlentiforme,I	Cíngulo,D
Sujeto 5				
300	sGiro,LF,D	GFMedial	GFS,I	
350	sGiro,LF,D	GFMedial	GFS,I	
400	sGiro,LF,D	GFMedial	GFS,I	GFM,I
450	sGiro,LF,D	GFMedial	GFS,I	Cu,C,M
500	sGiro,LF,D	GFMedial	GFS,I	NC,D
550	GFM,D	GFMedial	GFS,I	
600		GFMedial	GFS,I	

Tabla 5. Concentrado de estructuras para el estímulo desagradable.

Para el estímulo desagradable encontramos coincidencias en las siguientes estructuras:

1. Giro Cingular parte Derecha se activa en 5 sujetos. *
1. Giro Cingular parte Izquierda se activa en 2 sujetos. *
2. Giro Frontal Medial se activa en 4 sujetos.**
3. Giro Frontal Medio parte Izquierda se activa en 3 sujetos.
4. Núcleo Caudado parte Derecha se activa en 3 sujetos.
5. Núcleo Lentiforme parte Derecha se activa en 2 sujetos.***
6. Giro Frontal Inferior parte Izquierda se activa en 2 sujetos.
7. Giro Precentral parte Derecha y AB 4 se activa en 2 sujetos

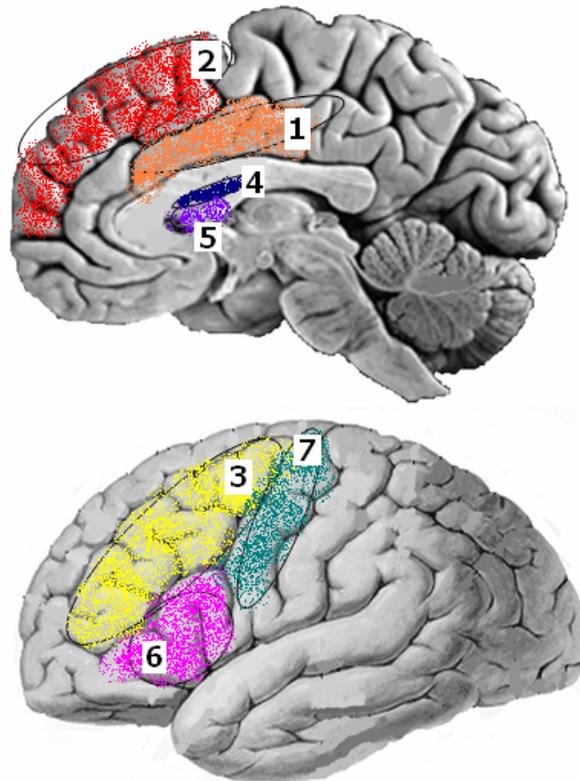


Figura 39. Estructuras activadas con el estímulo desagradable.

* En el grupo del Giro Cingular, se incluyeron el subGiro del Lóbulo Frontal (sGiro, LF), el Cíngulo y el Giro Cingular (GC), debido a la cercanía de las estructuras.

**En el Giro Frontal Medial, no se tomó en cuenta la lateralización, debido a que es una estructura que se encuentra en la parte media del cerebro.

***En el grupo del Núcleo Lentiforme, se incluyó el Putámen y el Globo Pálido Lateral (GPL), puesto que forman parte del Núcleo Lentiforme.

3.3.3. Estructuras activadas con el estímulo desagradable con contenido moral.

Sujeto 1				
300	GFM,D	GC,LF,D	sGiro,LP,I	GFMedial,I
350	GFM,D	GC,LF,D	sGiro,LP,I	GFMedial,D
400	GFM,D	GC,LF,D	sGiro,LP,I	VL,sL,I
450	GFM,D	GC,LF,D	sGiro,LP,I	GFS,D
500	GFM,D	GC,LF,D	sGiro,LP,I	GFS,D
550	GFM,D	GC,LF,D	sGiro,LP,I	
600		GC,LF,D	sGiro,LP,I	
Sujeto 2				
300	CuC,M	NC,D	Putamen,I	Clastrum,I
350	CuC,M	NC,D	Clastrum,I	sGiro,LT,D
400	CuC,M	NVL,Tálamo,I	Putamen,I	sGiro,LT,D
450	CuC,M	NVL,Tálamo,I	Putamen,I	Clastrum,I
500		NC,D	Putamen,I	Clastrum,I
550	CuC,M	NVL,Tálamo,I	NC,D	sGiro,LF,I
600	GPL,Nlentiforme,D	sGiro,LT,D	Putamen,I	sGiro,LF,I
Sujeto 3				
300	GFI,I	LParacentral,I	CuC,M	VL,M
350	GFI,I	LParacentral,I	3erV,D	VL,M
400	GFI,I	LParacentral,I	3erV,D	
450	GFI,I	LParacentral,I	3erV,D	
500	GFI,I	GPrecentral,D	3erV,D	FOF,I
550	GFI,I	GPrecentral,D	3erV,D	FOF,I
600	GFI,I	GPrecentral,D	LParacentral,I	FOF,I
Sujeto 4				
300	GC,LLímbico,I	Cíngulo,I	LParacentral,I	VL,M
350	GC,LLímbico,I	Cíngulo,I	LParacentral,I	
400	GC,LLímbico,I	Cíngulo,I		
450	GC,LLímbico,I	Cíngulo,I		
500	GC,LLímbico,I	Cíngulo,I		
550	GC,LLímbico,I	Cíngulo,I		
600	GC,LLímbico,I	Cíngulo,I		
Sujeto 5				
300	CuC,M	NVL,Tálamo,sL,D		
350	CuC,M	GPL,Nlentiforme,I		GC,M
400	CuC,M	GPL,Nlentiforme,I		GC,M
450	CuC,M	GPL,Nlentiforme,I	ComAC,M	NC,D
500	CuC,M	GPL,Nlentiforme,I	ComAC,M	GTS,LT,I
550	CuC,M	GPL,Nlentiforme,I	ComAC,M	GC,M
600	CuC,M	GFI,D	ComAC,M	NC,D

Tabla 6. Concentrado de estructuras para el estímulo desagradable con contenido moral.

Para el estímulo desagradable con contenido moral encontramos coincidencias en las siguientes estructuras:

1. Cuerpo Calloso parte Media se activa en 3 sujetos.
2. Giro Cingular parte Izquierda se activa en 2 sujetos.*
3. Lóbulo Paracentral parte Izquierda se activa en 2 sujetos.
4. Ventrículo Lateral parte Media se activa en 2 sujetos.
5. Núcleo Lentiforme parte Izquierda se activa en 2 sujetos.**
6. Núcleo Caudado parte Derecha se activa en 2 sujetos.

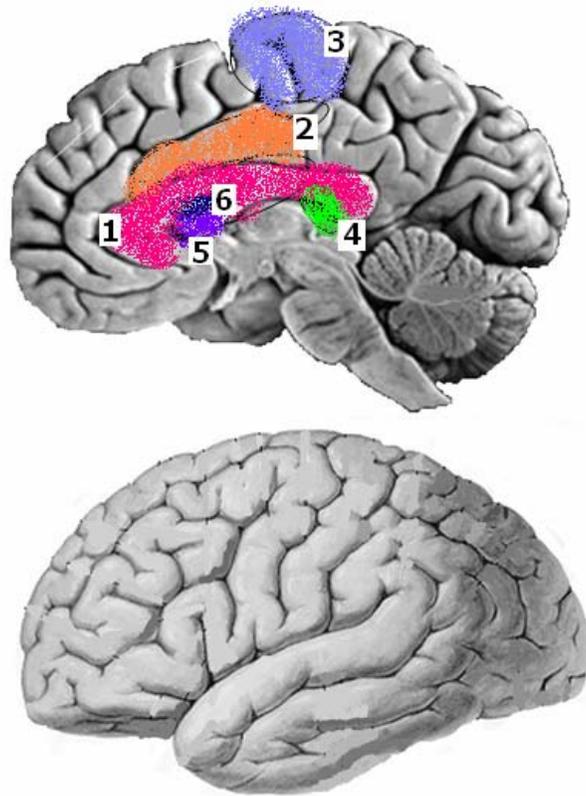


Figura 40. Estructuras activadas con el estímulo desagradable con contenido moral.

DISCUSIÓN.

En la presente investigación el propósito fue encontrar las diferencias generadas por tres tipos de estímulos, registrando las respuestas que producen inmediatamente después de la aplicación del estímulo. Para lo cual, se utilizaron los PRE basada en EEG por ser la técnica de registro más rápida.

La técnica de PRE ha demostrado ser una herramienta confiable y sensible para establecer en tiempo y secuencia real lo que sucede durante la activación de diferentes áreas corticales.

Se logró interpretar un EEG a partir de una mezcla de señales de todo el cerebro, localizando las fuentes que contribuyeron al modelo. Esto fue posible utilizando ICA, técnica que además de mejorar la señal inmersa en ruido, también sirvió para separar las señales provenientes del cerebro en componentes, tratando las componentes como fuentes de información independientes, consiguiendo la localización de los dipolos asociados a cada componente independiente.

Se analizó la distribución de las tres condiciones en base a los promedios de los PRE de todos los sujetos, con lo que se pudo observar, que aunque existe una gran variabilidad entre los sujetos, si existe una distinción entre una condición y otra.

Se encontró que para el estímulo neutral contra el desagradable la máxima diferencia está en los canales **CZ, CPZ, CP4, PZ y P4** en un rango de 200 a 500 ms., en menor grado los **centrales** de 200 a 600 ms y muy poco en los **frontales** de 200 a 300 ms. Para el estímulo neutral contra el moral, la mayor diferencia en los canales **CP4, PZ y P4** de 200 a 600 ms y una menor diferencia en **CZ, CPZ, P3 y T6** de 300 a 600 ms, en contraste del neutral contra el desagradable, en los frontales casi no hay diferencias. Finalmente, para el estímulo desagradable contra el moral, aunque no se encontraron diferencias estadísticamente significativas, existe una diferencia en el canal **PZ** de 500 a 700 ms y en los canales **frontales medios** de 200 a 300 ms.

Las principales regiones que se distinguen son:

Condición Neutral vs. <u>Desagradable</u>	⇒	Regiones centro-parietales medias.
Condición Neutral vs. <u>Moral</u>	⇒	Regiones centro-parietales medias y derechas y temporo-parietales derechas.
Condición Desagradable vs. <u>Moral</u>	⇒	Regiones frontales medias.

De acuerdo a los grandes promedios de los PRE, se observó que si existe diferencia entre las tres condiciones, siendo la mayor entre la neutral y la desagradable, en menor grado la neutral contra la moral y muy poca para la desagradable contra la moral, esto no quiere decir que no exista una distinción, simplemente no es tan clara con este tipo de análisis. Además de que en las regiones frontales y centrales, la amplitud de la condición moral se mantuvo en una posición intermedia entre las condiciones neutral y desagradable, lo cual sugiere que si se puede diferenciar entre estos tipos de estimulaciones.

En relación al análisis de las estructuras que se activan, los resultados obtenidos revelaron que para el estímulo **neutral** las principales áreas activadas son el **Tálamo** en la parte **derecha**, el **Giro Frontal Medio bilateralmente** y en menor grado el **Ventrículo Lateral** en la parte **media** y el **Giro Frontal Medial** en la parte **derecha**.

Las áreas activadas para el estímulo **desagradable** con una mayor activación son el **Giro Cingular bilateralmente**, el **Giro Frontal Medial bilateralmente**, el **Giro Frontal Medio** en la parte **izquierda**, el **Núcleo Caudado** en la parte **derecha**, el **Núcleo Lentiforme** en la parte **derecha**, el **Lóbulo Temporal** en la parte **derecha** y con una menor activación el **Giro Frontal Inferior** en la parte **izquierda** y el **Giro precentral** en la parte **derecha**. De estas estructuras, el **Giro Frontal Medio** y el **Giro Frontal Inferior** coinciden con Moll, J. et al. (2002), quién también encontró la activación de estas áreas en presencia de estimulaciones desagradables.

Las áreas activadas para el estímulo **moral** con una participación mayor son el **Giro Cingular** en la parte **izquierda**, el **Cuerpo Calloso** en la parte **media**, el **Lóbulo Paracentral** en la parte **izquierda**, el **Núcleo Lentiforme** en la parte **izquierda**, el **Núcleo Caudado** en la parte **derecha** y con una menor participación el **Ventrículo Lateral** en la parte **media**. De estos resultados, el **Giro Cingular**, también se encontró en las estructuras reportadas para el cerebro moral de Greene, J. et al. (2002) y el **Núcleo Lentiforme**, reportado en Moll, J. et al. (2001) para la activación de emociones morales.

El hecho de que las estructuras encontradas en nuestra investigación, difieran de las estructuras reportadas en otros trabajos, se puede deber a que se utilizaron distintas técnicas de registro, lo cual afecta principalmente al tiempo de registro de la respuesta, ya que para la RM el tiempo es mayor en comparación al de EEG, por lo tanto con RM se puede estar registrando la respuesta a un proceso de razonamiento más elaborado, que la respuesta inconsciente y rápida, objetivo de nuestro estudio.

CONCLUSIONES.

- Los resultados de este estudio indicaron que la EEG, es útil para detectar diferencias entre estimulaciones de tipo emocional.
- La metodología definida hizo posible eliminar algunos artefactos, mejorando la señal inmersa en ruido, permitiendo identificar las componentes representativas del estímulo neutral, desagradable y moral.
- Para un conjunto de cinco sujetos fue posible determinar las áreas activadas para los tres tipos de estímulos.
- De las estructuras encontradas el Giro Frontal Medio y el Giro Frontal Inferior coinciden con la literatura para el estímulo desagradable. Y el Giro Cingular y el Núcleo Lentiforme para el estímulo moral, sugiriendo que los PRE pueden diferenciar entre estas estimulaciones.

BIBLIOGRAFÍA:

Akay, M. 1994. "Biomedical Signal Processing". Academic Press. San Diego. 377 págs.

Babiloni, F. et al. "Linear Inverse Estimation of Cortical Sources by using High Resolution EEG and fMRI priors". IJBEM. 3 (1).

Barbas, H. et al. 2003. "Serial Pathways from Primate Prefrontal Cortex to Autonomic Areas May Influence Emotional Expression". BMC Neuroscience: 4-25.

Berne, R. y Levy, M. 1992. "Fisiología". Mosby / Doyma Libros. Madrid. 690 págs.

Best, M. et al. 2001. "Evidence for a Dysfunctional Prefrontal Circuit in Patients with an Impulsive Aggressive Disorder". PNAS. Vol. 99. No. 12.

Brett, M., Johnsrude, I. y Owen, A. 2002. "The Problem of Functional Localization in the Human Brain". Macmillan Magazines Ltd. Vol. 3: 243-249.

Carlson, N. 2000. "Fisiología de la Conducta". Ariel Neurociencia. Barcelona. 836 págs.

Castellanos, P., Godínez, R., Jiménez, J. y Medina, V. 1997a. "Potenciales Bioeléctricos Cerebrales". En: "Electrofisiología Humana. Un Enfoque para Ingenieros". págs. 287-288. UAM. México.

Castellanos, P., Godínez, R., Jiménez, J. y Medina, V. 1997b. "Propiedades Eléctricas de las Células Excitables". En: "Electrofisiología Humana. Un Enfoque para Ingenieros". págs. 56-60. UAM. México.

Cornejo, J. 1997. "Extracción de la Información Bioeléctrica". En: "Registros Electrofisiológicos para el Diagnóstico de la Patología de la Comunicación Humana". Instituto Nacional de la Comunicación humana. pág. 53. Secretaría de la Salud. México.

Delorme, A. y Makeig S. 2004. "EEGLAB: an Open Source Toolbox for Analysis of Single-trial EEG Dynamics Including Independent Component Analysis". *Journal of Neuroscience Methods* 134. 9-21

Drozd, M. et al. 2005. "Detecting Evoked Potentials with SVD and ICA Based Statistical Models." *IEEE Engineering In Medicine and Biology Magazine*: 51-58.

Dvorkin y Cardinali. 2003. Best & Taylor. "Bases Fisiológicas de la Práctica Médica". Medica-Panamericana. Buenos Aires. 1132págs.

Eichele, T. et al. 2005. "Assessing the Spatiotemporal Evolution of Neuronal Activation with Single-trial Event-related Potentials and Functional MRI". *Proc Natl Acad Sci USA*. 102(49): 17798–17803.

Foucher, J. et al. 2003. "The BOLD Response and the Gamma Oscillations Respond Differently than Evoked Potential: an Interleaved EEG-fMRI Study". *BioMed Central Neuroscience*. 4:22.

García, A. "Informática y Atlas Cerebral". [en línea] Sociedad Española de Informática de la Salud. Grupo Novasoft. España. <http://www.conganat.org/seis/i_s/is27/i_s27f.htm> [consulta: 21 septiembre 2006]

Gentiletti, G. 2004. "Detección y Clasificación de Potenciales Relacionados a Eventos para Interfases Cerebro-Computadora". UAM. México.

Godínez, R. y Medina, V. 1997. "Génesis de la Actividad Eléctrica en el Tejido Nervioso". En: Instituto Nacional de la Comunicación Humana. "Registros Electrofisiológicos para el Diagnóstico de la Patología de la Comunicación Humana". pág. 35. Secretaría de la Salud. México.

Greene, J. et al. 2001. "An fMRI Investigation of Emotional Engagement in Moral Judgment". *SCIENCE*. Vol. 293.

Greene, J. et al. 2002. "How (and where) does Moral Judgment Work?" *TRENDS in Cognitive Sciences*. Vol.6. No.12.

Grossman, S.I. 1996. "Álgebra Lineal". 5ª ed. McGraw-Hill. México. 634 págs.

Herrera, J. 2002. "Estudio de los Dipolos Electromagnéticos Generadores de la Onda N400 en Varias Poblaciones de Sujetos". UAM. México.

Hong, B. et al. 2006. "Measurement of Dynamic Coupling of Independent EEG Components from Cognitive Tasks". International Journal of Bioeletromagnetism. Vol.8. No.1.

Hyvärinen, A. 1999. "Survey on Independent Component Analysis". Neural Computing Surveys 2. 94-128.

Hyvärinen, A. y Oja, E. 2000. "Independent Component Analysis: Algorithms and Applications". Neural Networks 13: 411-430.

Hyvärinen, A., Karhunen, J. y Oja, E. 2001. "Independent Component Analysis". John Wiley and Sons, Inc. Nueva York. 481págs.

Islas, J. 1997. "Bases de la Electroencefalografía". En: Instituto Nacional de la Comunicación Humana. "Registros Electrofisiologicos para el Diagnóstico de la Patología de la Comunicación Humana". pág. 27. Secretaría de la Salud. México.

Kamousi, B. et al. 2005. "An EEG Inverse Solution based Brain-computer Interface". IJBEM. Vol. 7. No.2.

Kastner, J., Fuchs, M. y Wagner, M. "Comparison between SVD and ICA as Preprocessing Tools for Source Reconstruction". Neuroscan, Lutterothstr. Alemania. 28e. 20255.

Kavanagh, R., Darccey, T., Lehmann, D. y Fender, D. 1978. "Evaluation of Methods for three Dimensional Localization of Electric Sources in the Human Brain". IEEE Trans Biomed Eng. 25:421.429.

Lee, S. y Batzoglou, S. "Application of Independent Component Analysis to Microarrays". Department of Electrical Engineering, †Department of Computer Science, Stanford University. Stanford.

Luo, A., Gerson, A. y Sajda, P. "Comparison of Supervised and Unsupervised Linear Methods for Recovering Task-Relevant Activity in EEG". Department of Biomedical Engineering, Columbia University. Nueva York.

Lutz, A. et al. 2001. "Guiding the Study of Brain Dynamics by Using first Person Data: Synchrony Patterns Correlate with Ongoing Conscious States During a Simple Visual Task". PNAS. Vol. 99. No. 3.

Makeig, S. et al. 1997. "Blind Separation of Auditory Event-related Brain Responses into Independent Components". University of California at San Diego. La Jolla.

Makeig, S. et al. 1999a. "Functionally Independent Components of Early Event-Related Potentials in a Visual Spatial Attention Task". *Philosophical Transactions of the Royal Society: Biological Sciences* 354:1135-44.

Makeig, S. et al. 1999b. "Functionally Independent Components of the Late Positive Event-Related Potential during Visual Spatial Attention". *The Journal of Neuroscience*. 19(7):2665–2680.

Makeig, S. et al. 2004a. "Electroencephalographic Brain Dynamics Following Manually Responded Visual Targets". *PLOS Biology*. Vol. 2. Issue 6.

Makeig, S., et al. 2004b. "Mining Event-Related Brain Dynamics". *Trends in Cognitive Science*.

Moll, J. et al. 2001. "Frontopolar and Anterior Temporal Cortex Activation in a Moral Judgment Task. Preliminary Functional MRI Results in Normal Subjects". *Arq. Neuropsiquiatr.* 59(3-B).

Moll, J. et al. 2002a. "Functional Networks in Emotional Moral and Nonmoral Social Judgments". *NeuroImage* 16.

Moll, J. et al. 2002b. "The Neural Correlates of Moral Sensitivity: A Functional Magnetic Resonance Imaging Investigation of Basic and Moral Emotions". *The Journal of Neuroscience*. 22(7).

Moll, J et al. 2003. "Morals and the Human Brain: a Working Model". Lippincott Williams & wilkins. Vol. 14. No. 3.

Moore, K. y Dalley A. 2002. "Anatomía con Orientación Clínica". 4ª ed. Panamericana. Buenos Aires. 1185 págs.

Nunez, P. 1995. "Neocortical Dynamics and Human EEG Rhythms". Oxford University Press. Nueva York. 708 págs.

Ostrosky-Solís, F., Vélez, A., Castillo, G., Arias, N., Pérez, M. y Chayo, R. 2004. "Nuevas Perspectivas en el Estudio de las Emociones Morales: Un estudio Electrofisiológico. *Revista Latina de Pensamiento y Lenguaje*. Vol. 6. No. 28: 215-226.

Pascual-Marqui, R. 1999. "Review of Methods for Solving the EEG Inverse Problem". *IJBEM*. Vol. 1. No. 1.

Patel, S. y Azzam, P. 2005. "Characterization of N200 and P300: Selected Studies of the Event-Related Potencial". *Int J Med Sci*. 2(4): 147–154.

Quant, S. et al. 2004. "The Effect of a Concurrent Cognitive Task on Cortical Potentials Evoked by Unpredictable Balance Perturbations". *BMC Neurosciences*. 5:18.

Rajapakse, J., Cichocki, A y Sánchez, D. "Independent Component Analysis and Beyond in Brain Imaging: EEG, MEG, fMRI and PET." *Proceedings of the 9th International Conference on Neural Information Processing (ICONIP'02)*. Vol. 1.

Rohen y Yokochi. 1996. "Atlas Fotográfico de Anatomía Humana", 3^a ed. Mosby. Madrid. 483 págs.

Sagvolden, T. 2005. "Behavioral and Brain Functions. A new journal". *BioMed Central*. I:1 doi:10.1186/1744-9081-1-1.

Shibata, T. et al. 2002. "Generators of Visual Evoked Potentials for Faces and Eyes in the Human Brain as Determined by Dipole Localization". *Brain Topography*. Vol.15. No.1.

Smith, N. et al. 2002. "May I Have your Attention, Please: Electrocortical Responses to Positive and Negative Stimuli". Elsevier Science Ltd.

Stone, J. 2002. "Independent Component Analysis: an Introduction". *TRENDS in Cognitive Sciences*. Vol. 6. No. 2.

Stone, J. 2004. "Independent Component Analysis. A Tutorial Introduction". The MIT Press. Masachusets. 193 págs.

Talairach, J y Tournoux, P. 1988. "Co-planar Stereotaxic Atlas of the Human Brain. 3Dimensional Proportional System: An Approach to Cerebral Imaging". Thieme. Nueva York. 122págs.

Thakor, N. 1995. "Nonlinear Changes in Brain's Response in the Event of Injury as Detected by Adaptive Coherence Estimation of Evoked Potentials" IEEE Transactions on Biomedical Engineering. Vol. 42. No.1.

Tierra-Criollo, C. et al. 1997. "Resolución Espacial de Técnicas de Interpolación para Mapas Cerebrales con Derivación de la Fuente utilizando Simulaciones". Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica. México. Vol.18. No. 4.

Vélez, A., Chayo-Dichi, R., Arias, N., Castillo, G., y Ostrosky-Solís, F. 2003. "Emociones Morales, una Batería para su Medición". Revista Neuropsicología, Neuropsiquiatría y Neurociencias. Vol. 5: 189-199.

Vélez, A. y Ostrosky-Solís, F. 2006. "From Morality to Moral Emotions". International Journal of Psychology. 41(5): 348-354.

Victor, J. 1986. "Isolation of Components due to Intracortical Processing in the Visual Evoked Potencial". Proc. Natl. Acad. Sci. Vol.83.

Vigário, R., Särelä, J., Jousmäki, V., Hämäläinen, M. y Oja, E. 2000. "Independent Component Approach to the Analysis of EEG and MEG Recordings". IEEE Transactions on Biomedical Engineering. Vol. 47. No. 5.

Vinther, M. 2002. "Independent Component Analysis of Evoked Potentials in EEG". Orsted, DTU.

Zhukov, L. et al. 1999. "Independent Component Analysis For EEG Source Localization In Realistic Head Models". Center for Scientific Computing and Imaging University of Utah.

Zhukov, L. et al. 2000. "Statistical Analysis for FEM EEG Source Localization in Realistic Head Models". Center for Scientific Computing and Imaging Department of Computer Science University of Utah.

*EEGLAB. Copyright (C) 1989, 1991 Free Software Foundation, Inc. The Swartz Center for Computational Neuroscience (SCCN) of the Institute for Neural

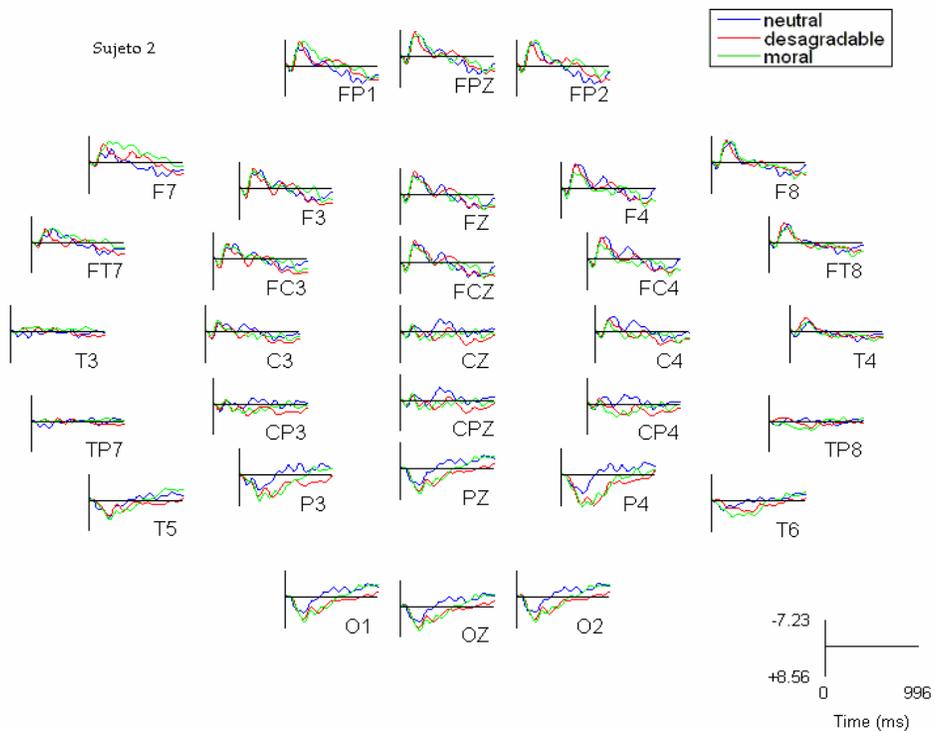
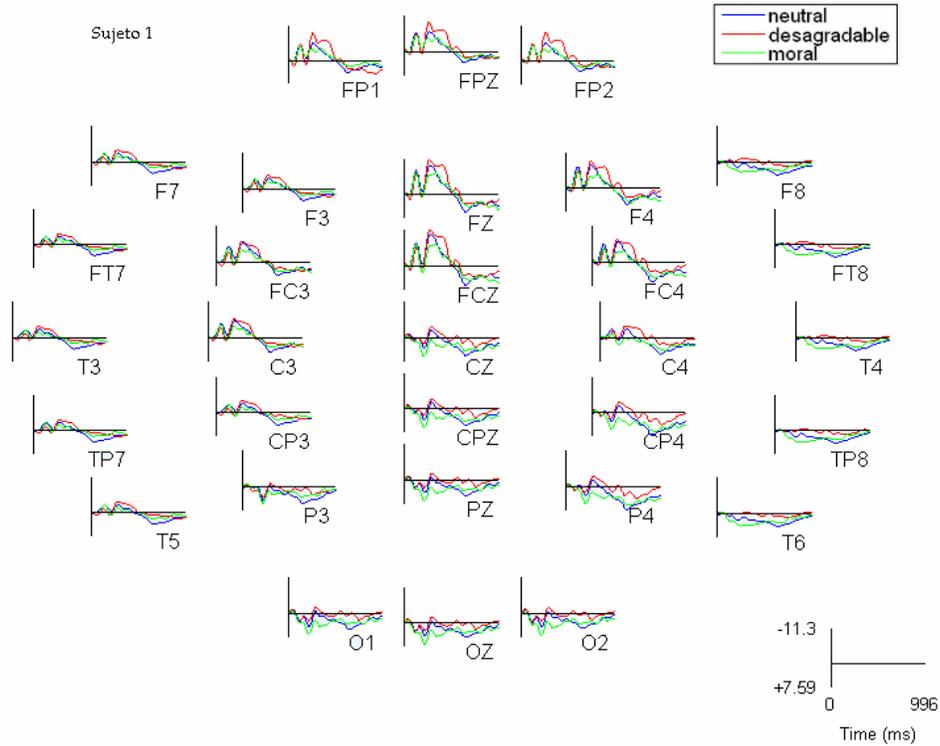
Computation at the University of California San Diego (UCSD). Desarrollado por:
Arnaud Delorme y Scott Makeig.

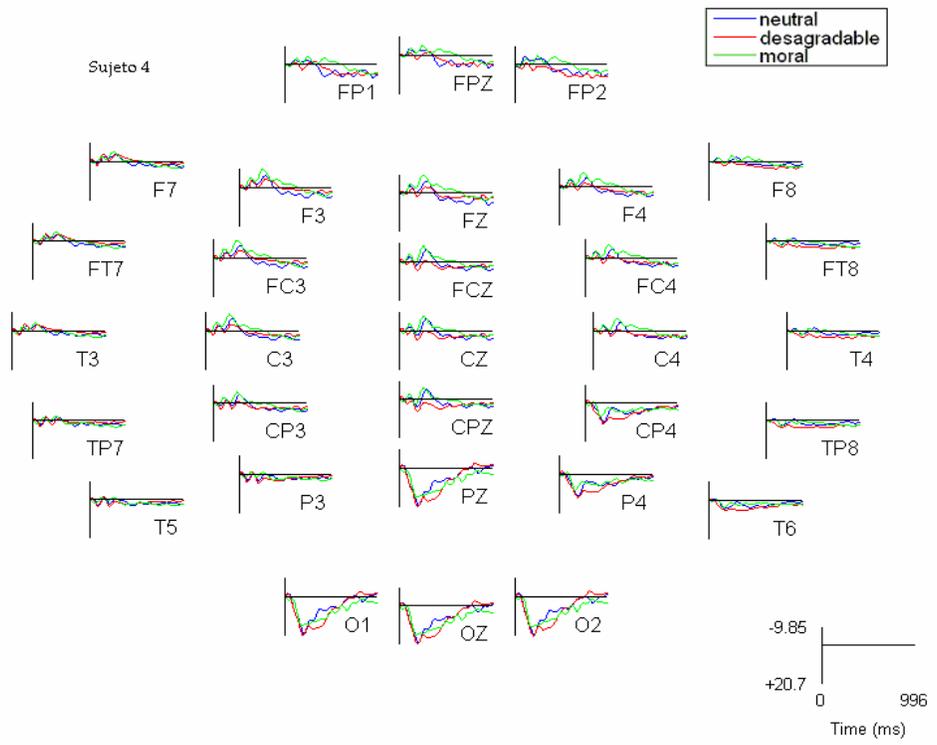
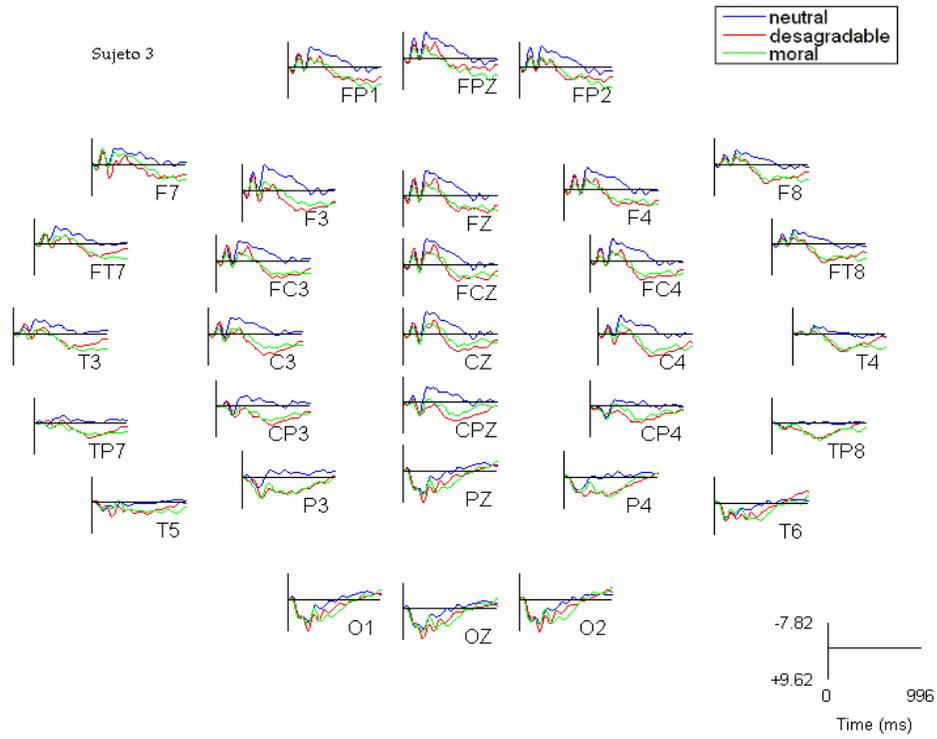
***Talairach Daemon Client:** Copyright 2003 Centro de Investigación de Imagen del
Centro de Ciencias de la Salud de la Universidad de Texas en San Antonio.
Desarrollado por: Jack L. Lancaster, Peter T. Fox, Mick Fox, Angela Uecker.

***StatMap+ 3D,** versión 1.1, Copyright 1999 DigiMed Systems Inc.

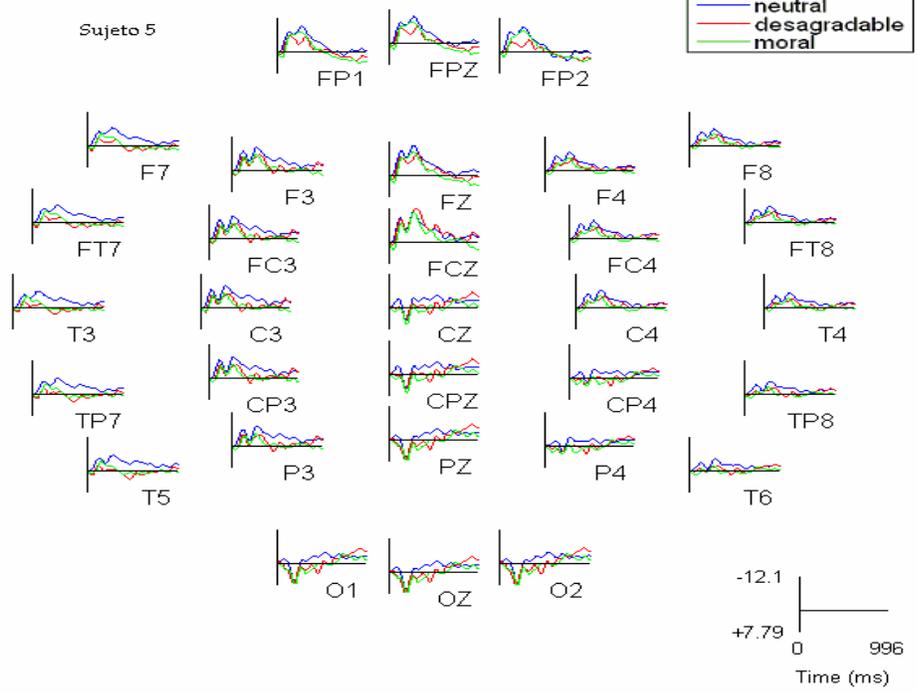
ANEXOS:

Anexo 1. Distribución de los Potenciales Relacionados a Eventos en las 3 condiciones para todos los sujetos.





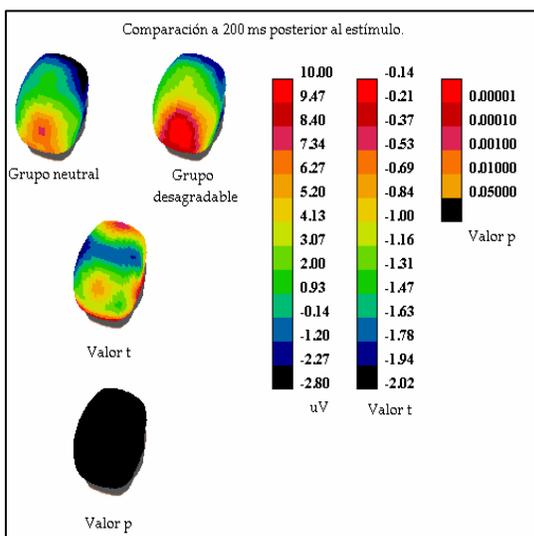
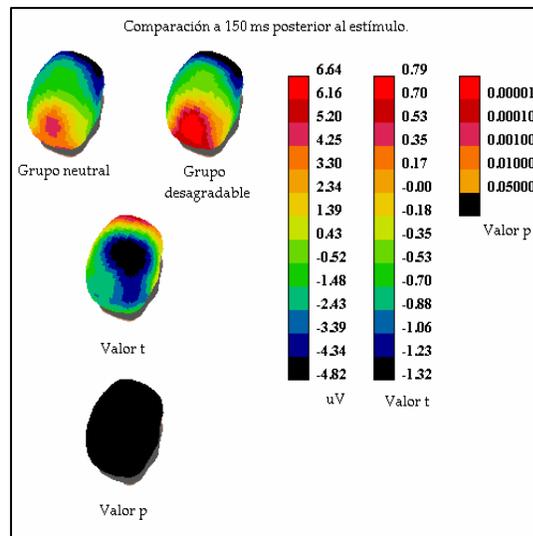
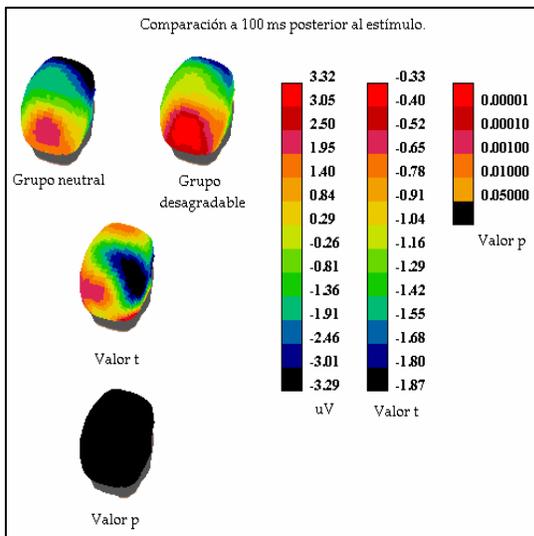
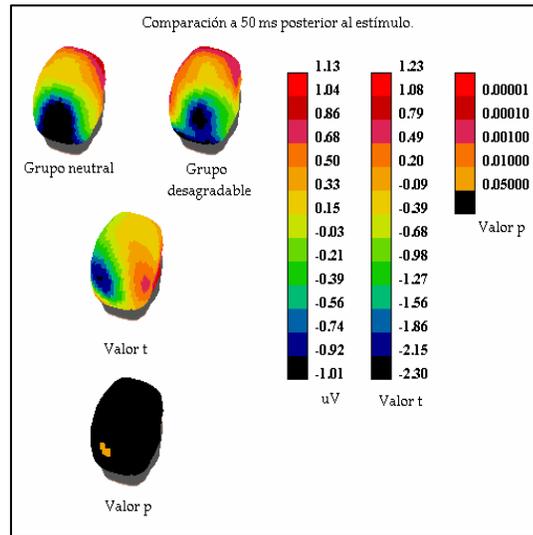
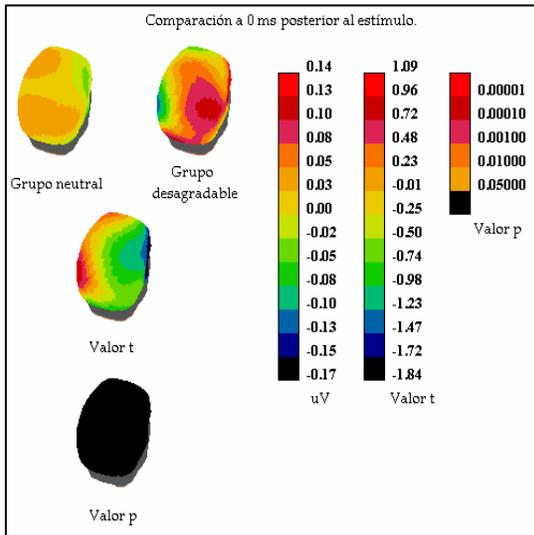
Sujeto 5

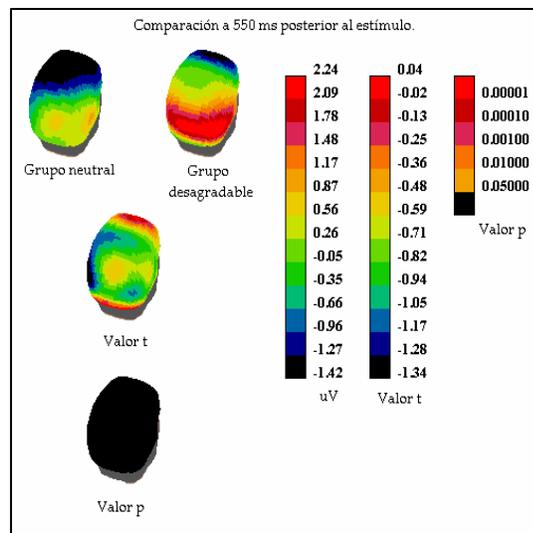
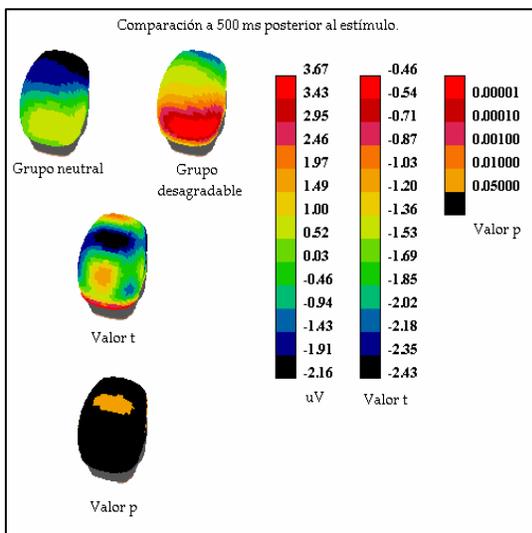
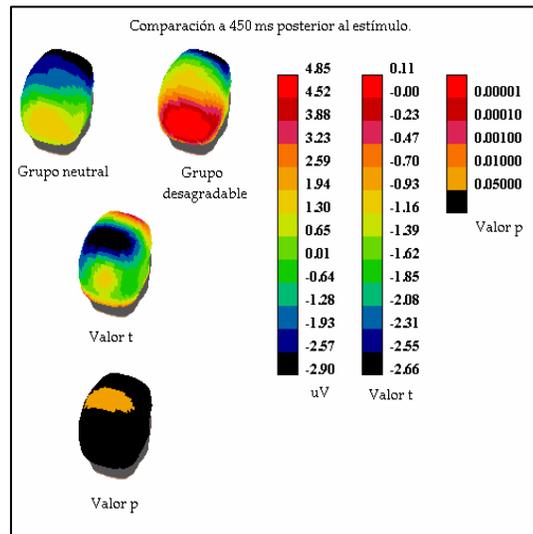
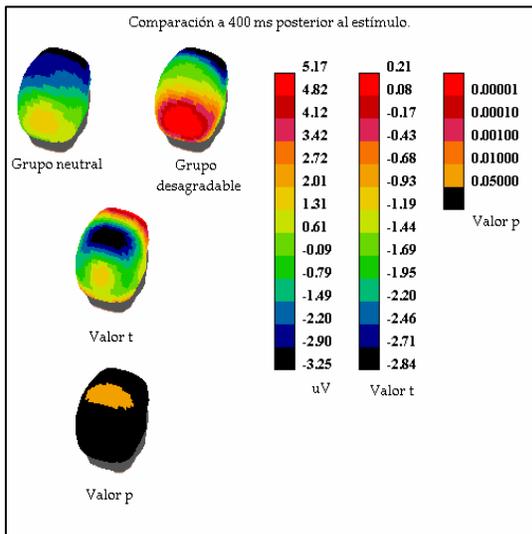
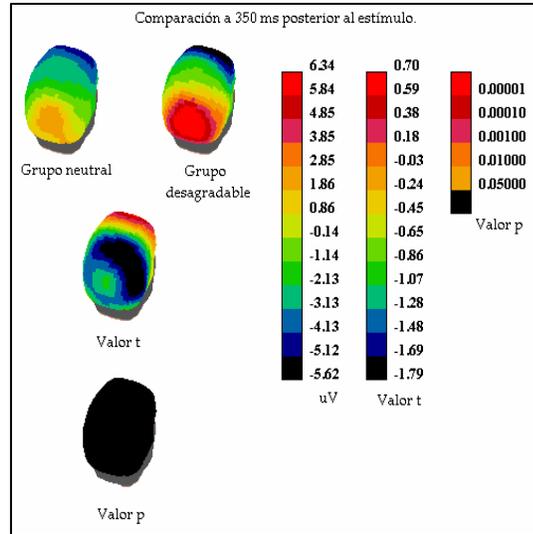
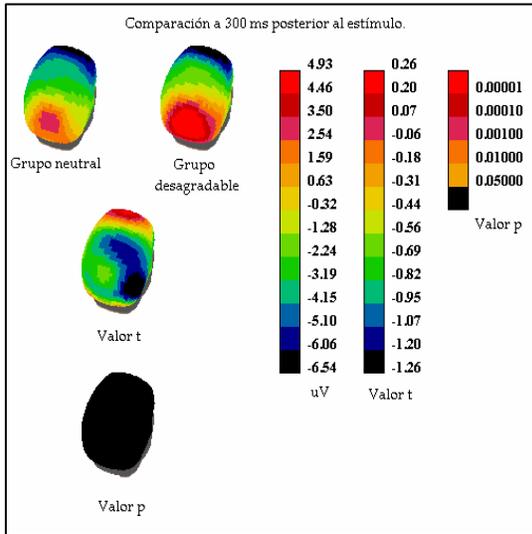


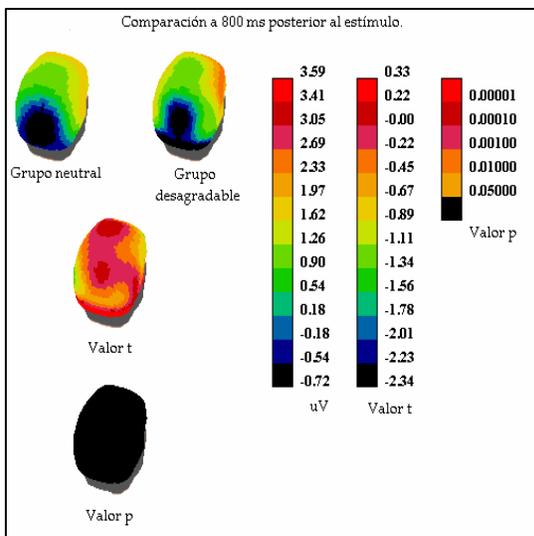
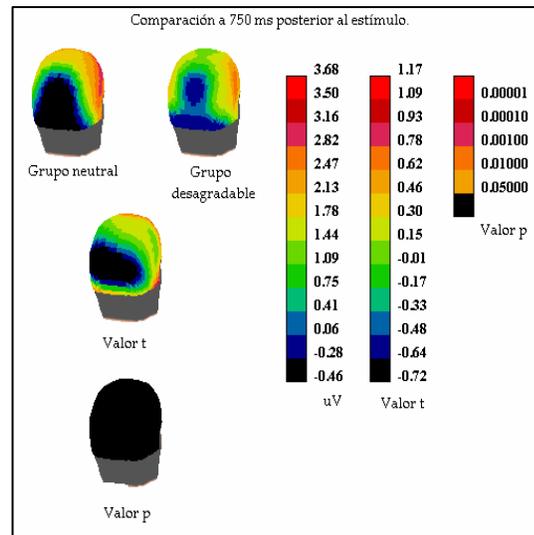
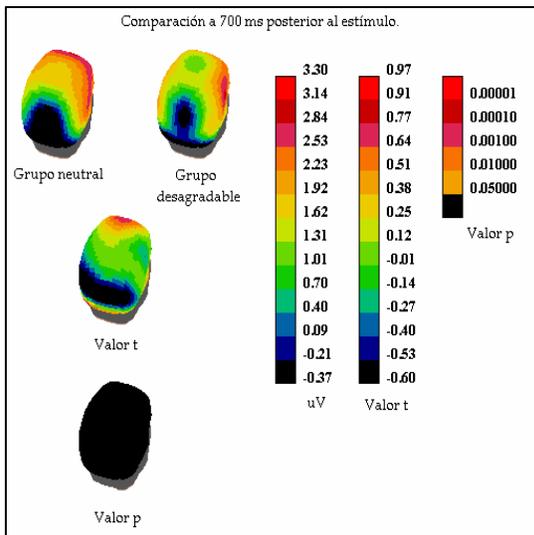
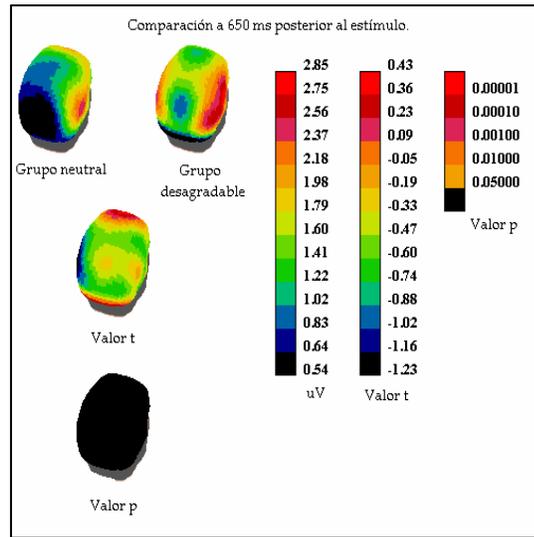
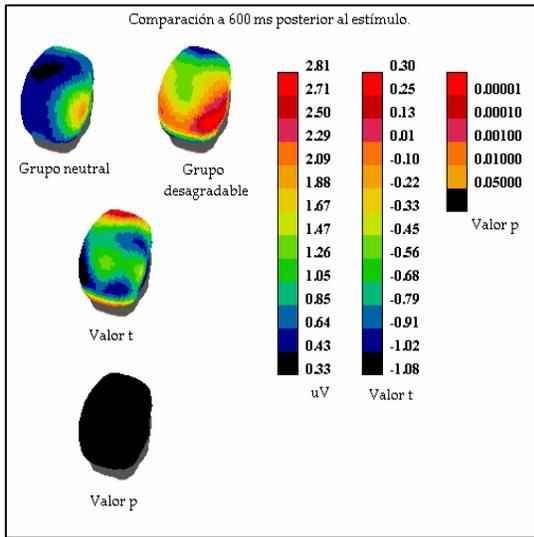
Anexo 2. Abreviaturas de estructuras.

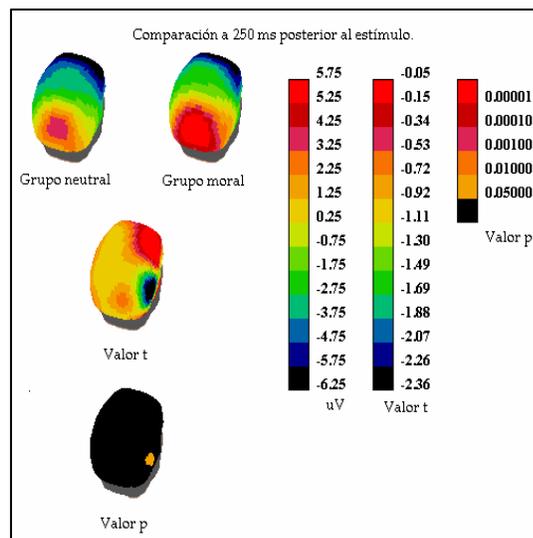
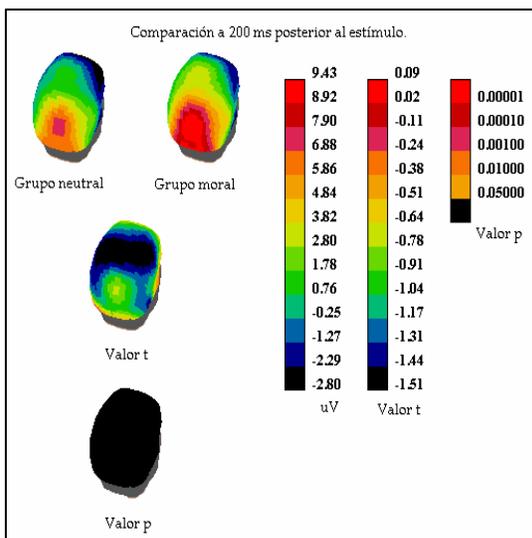
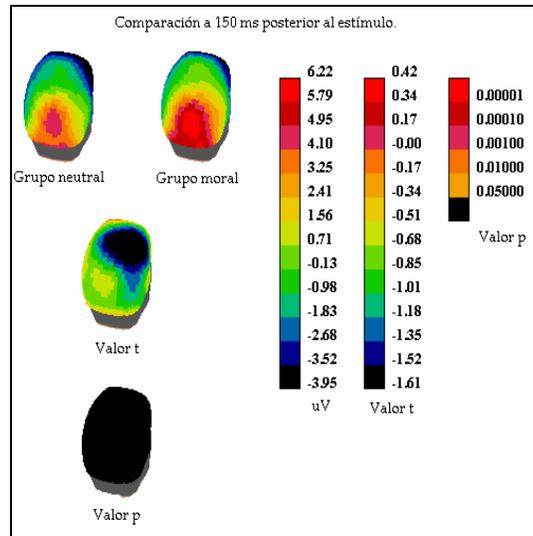
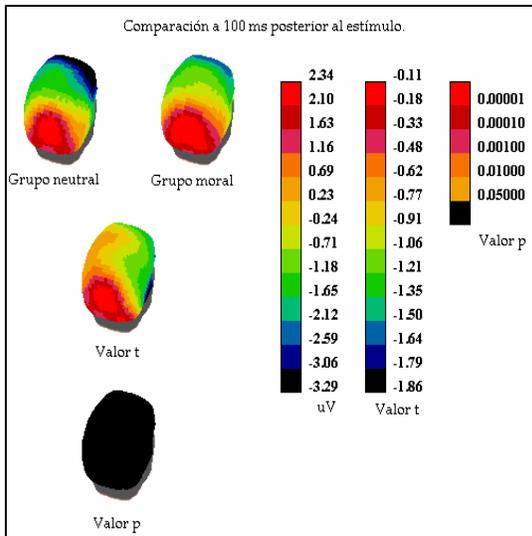
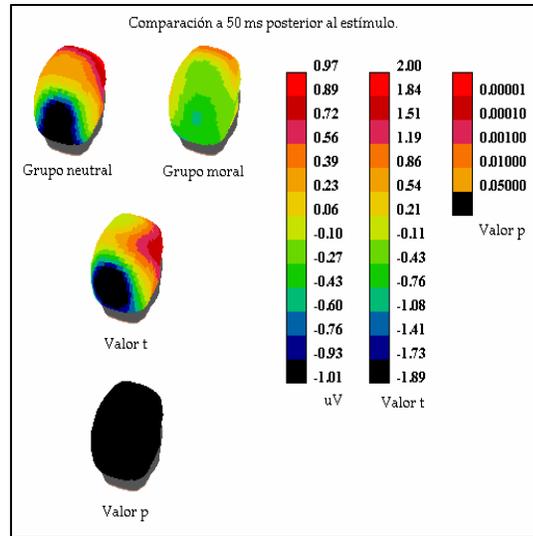
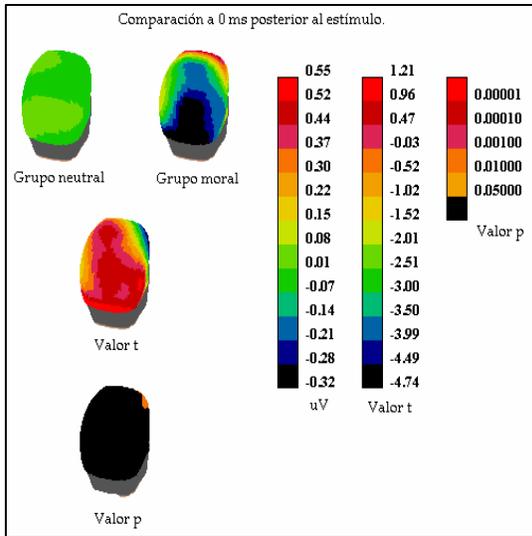
AB=Área de Broadmman
ComAC=Comisura Anterior Cerebral
CA=Cíngulo Anterior
CuC=Cuerpo Calloso
D=Hemisferio Derecho
FOF=Fascículo Occipito-Frontal
G=Giro
GC=Giro Singular
GF=Giro Frontal
GFI=Giro Frontal Inferior
GFM=Giro Frontal Medio
GFS=Giro Frontal Superior
GTS=Giro Temporal Superior
GPL=Globo Pálido Lateral
I=Hemisferio Izquierdo
L=Lóbulo
LF=Lóbulo Frontal
LP=Lóbulo Parietal
LT=Lóbulo Temporal
M=Parte Media del Cerebro
N=Núcleo
NC=Núcleo Caudado
NVL=Núcleo Ventral Lateral
V=Ventrículo
VL=Ventrículo Lateral
s=sub
SCC=Surco del Cuerpo Calloso

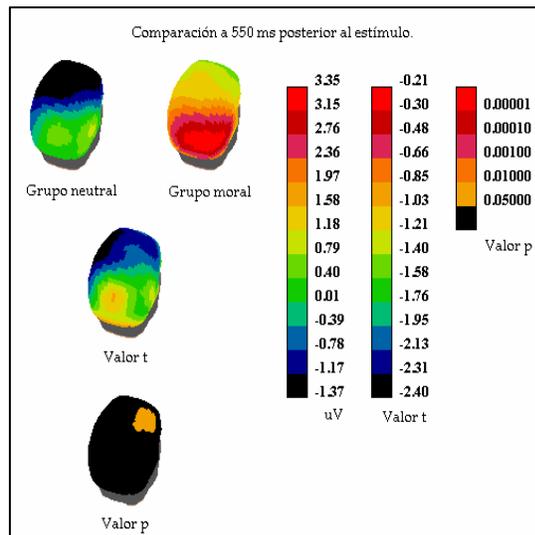
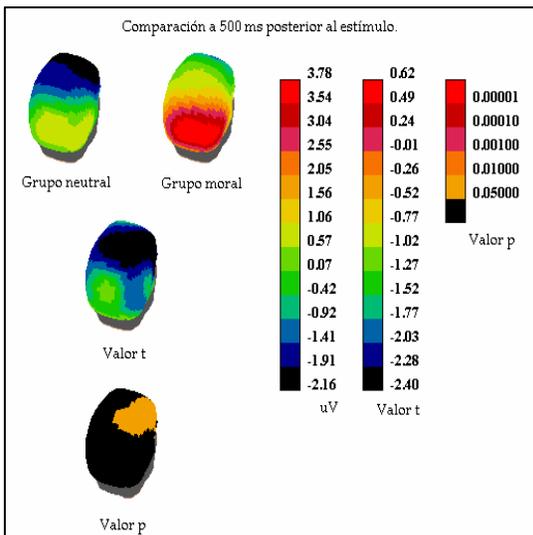
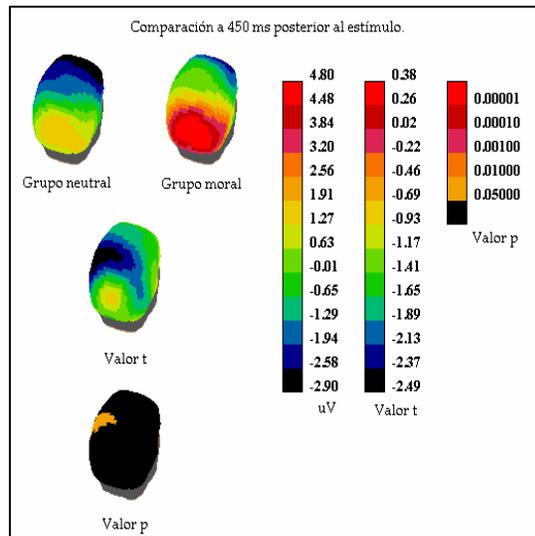
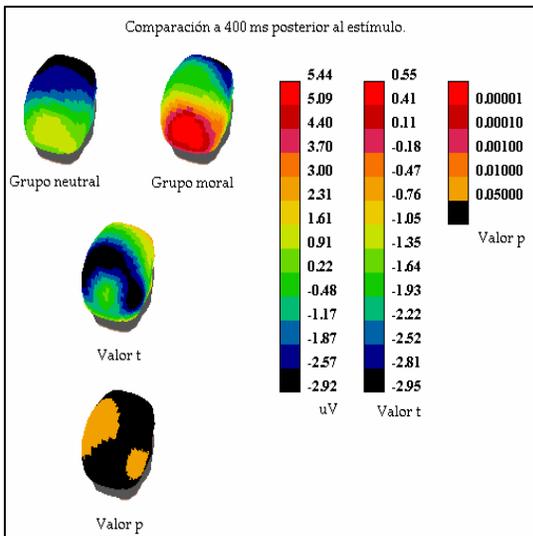
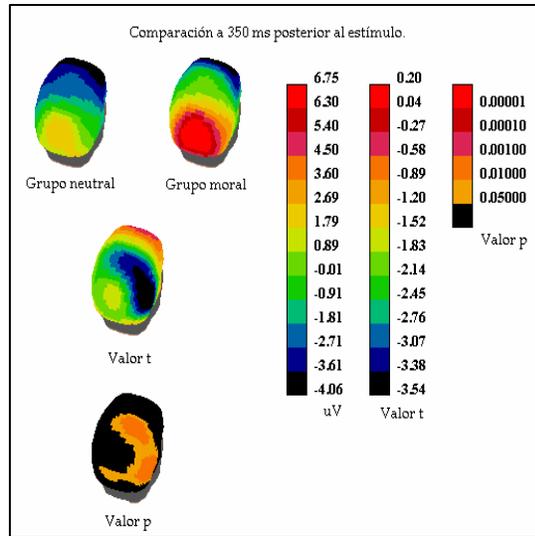
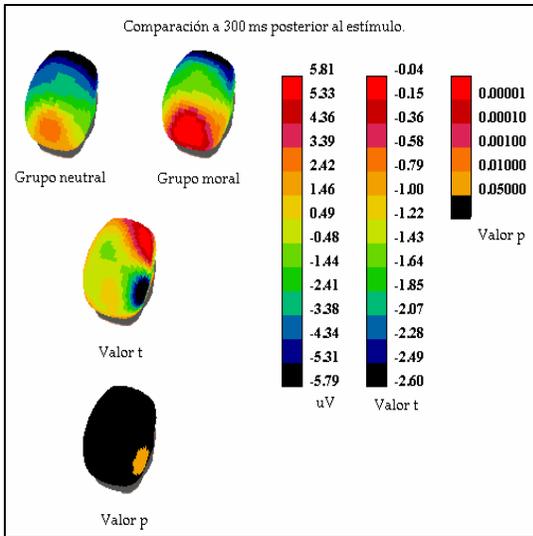
Anexo 3. Comparación de la media de la población neutral vs. desagradable.

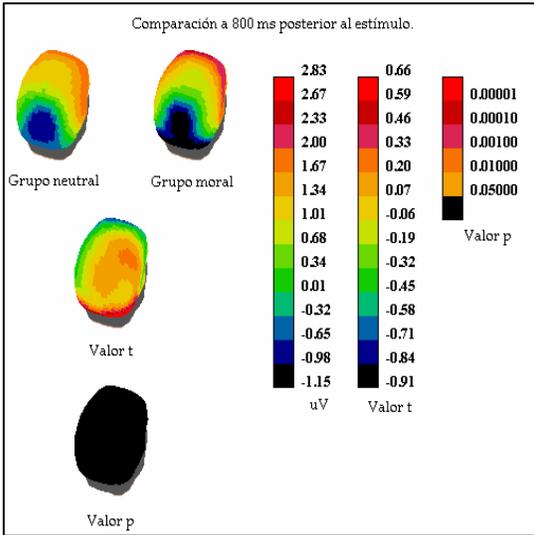
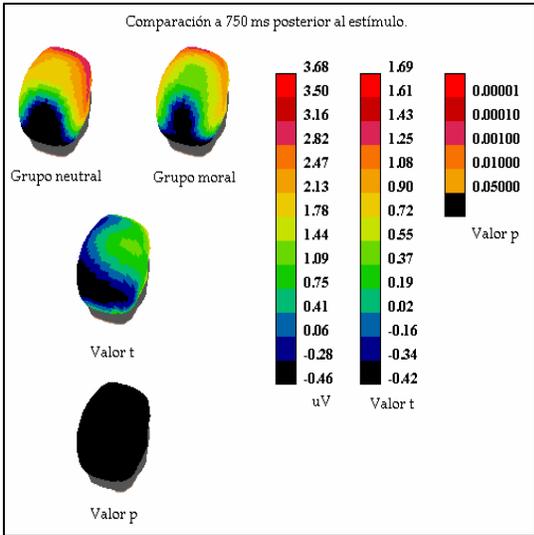
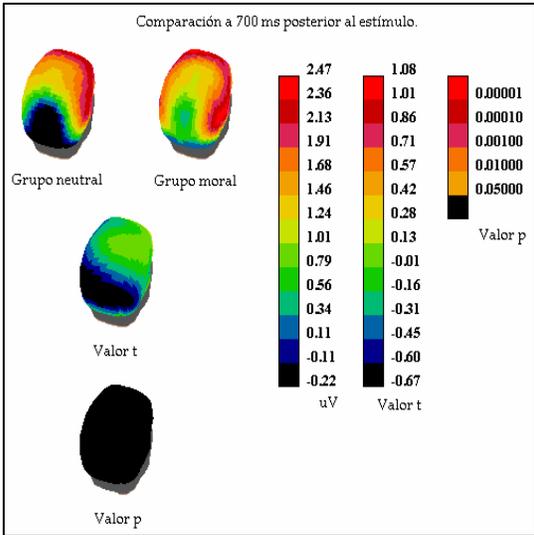
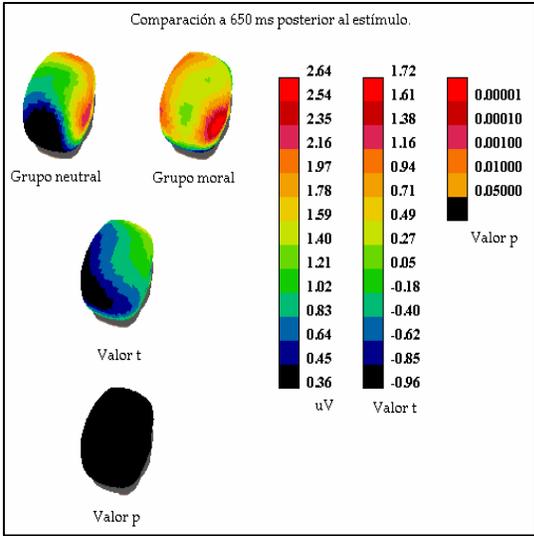
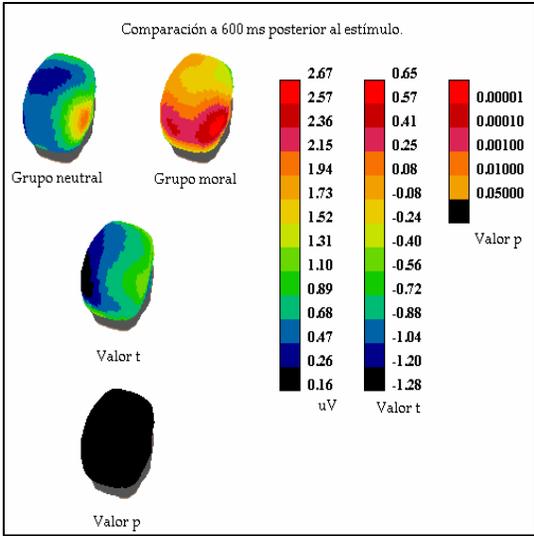


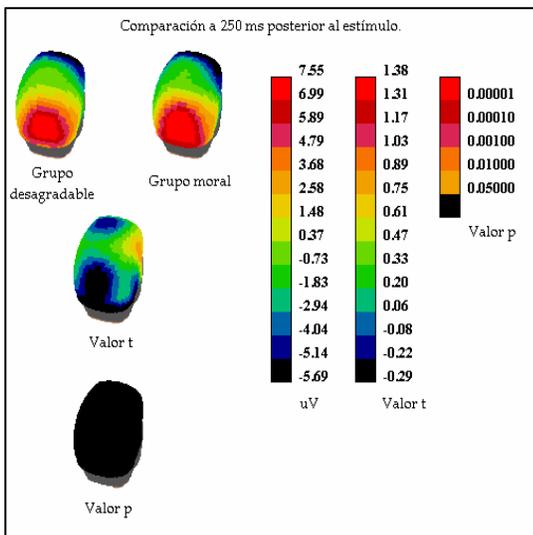
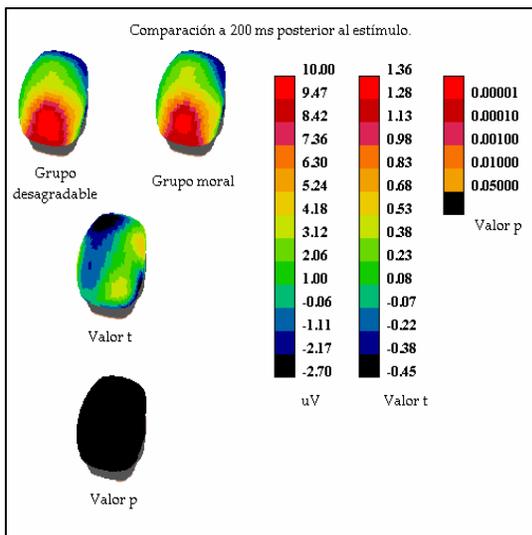
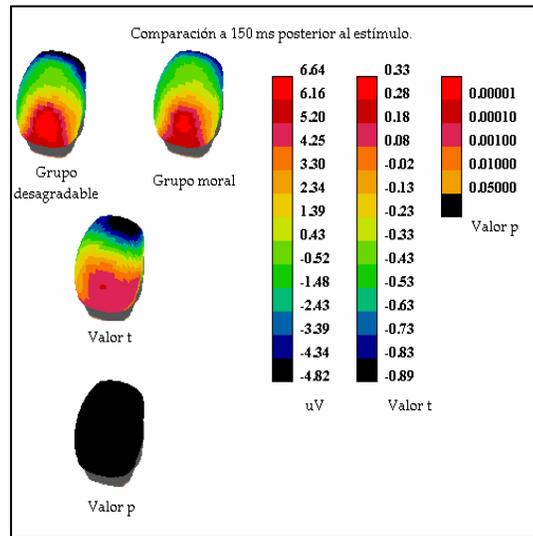
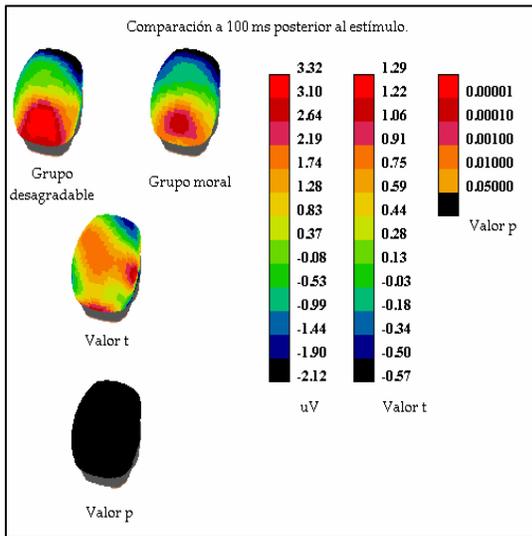
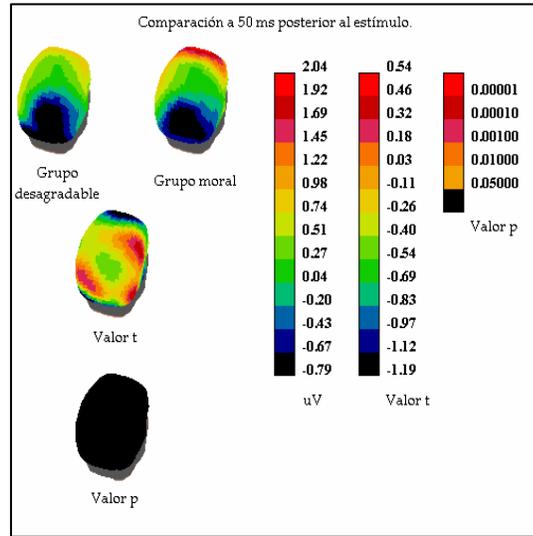
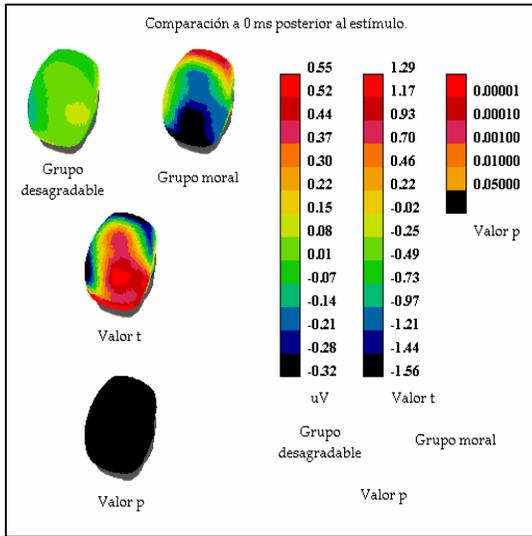


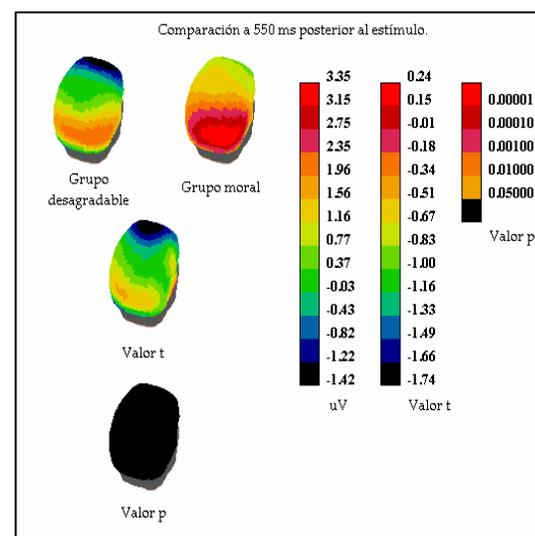
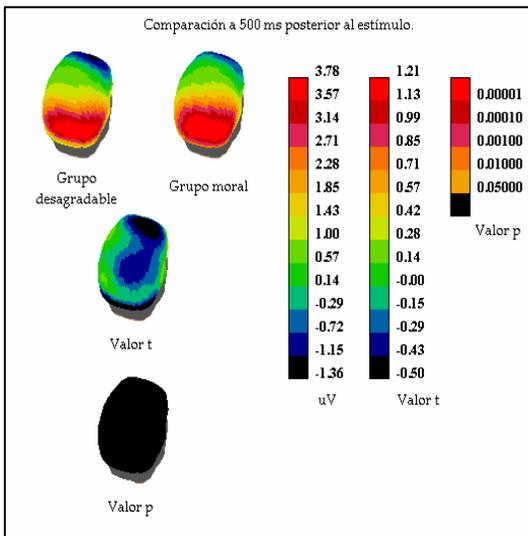
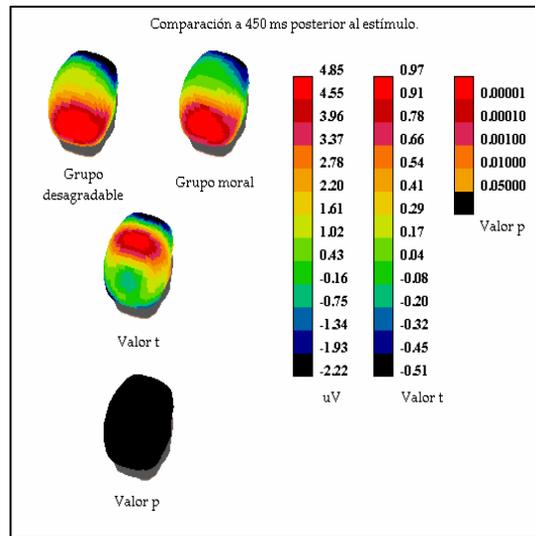
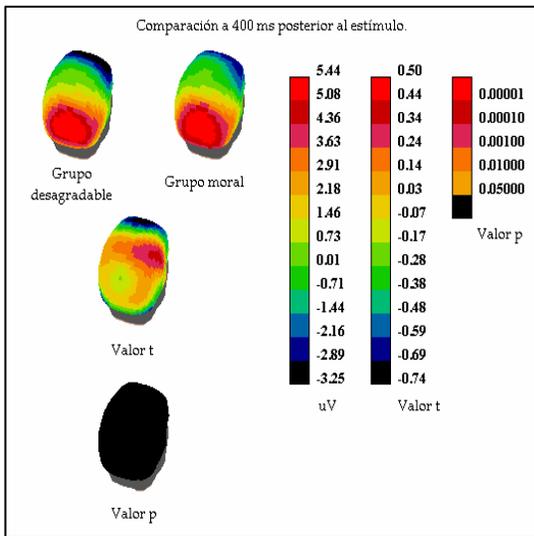
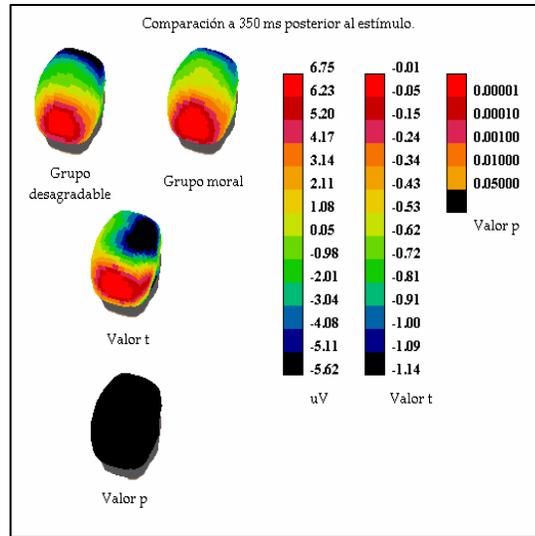
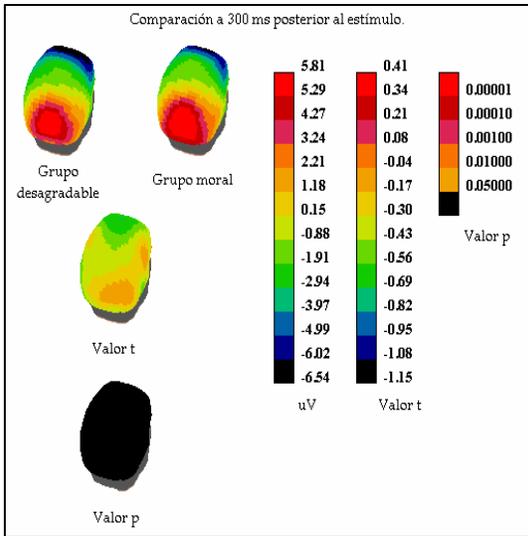


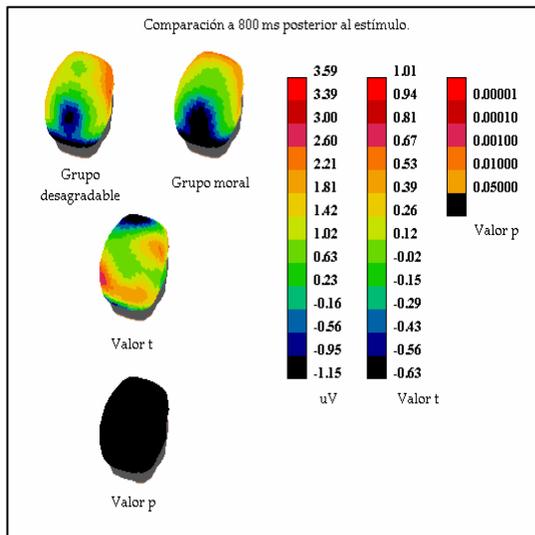
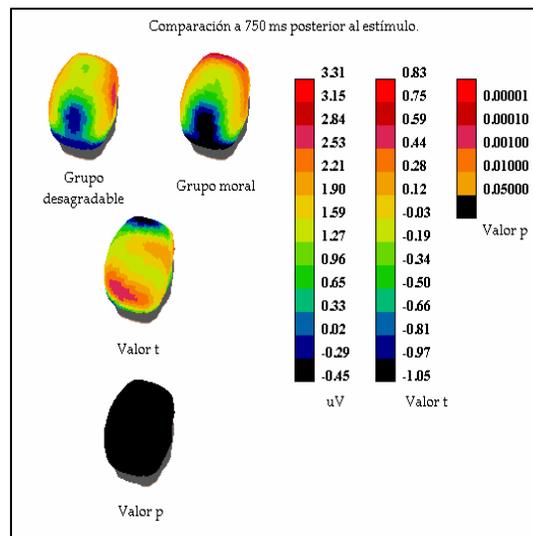
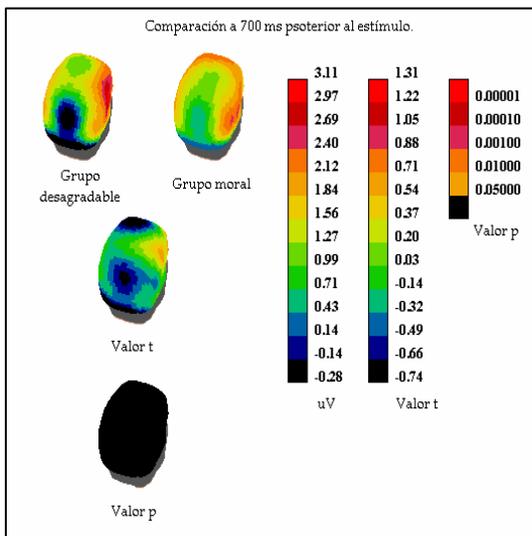
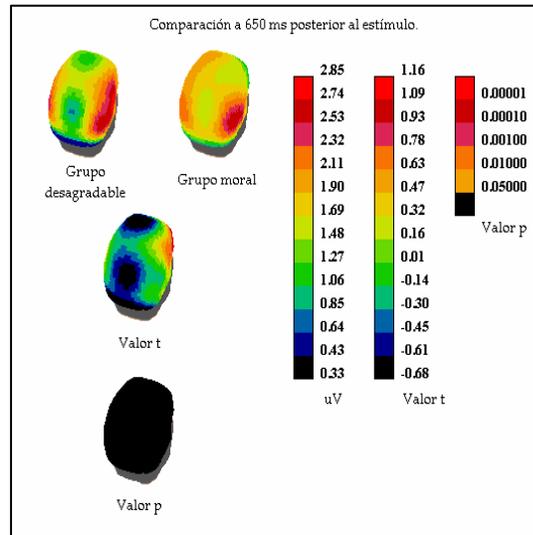
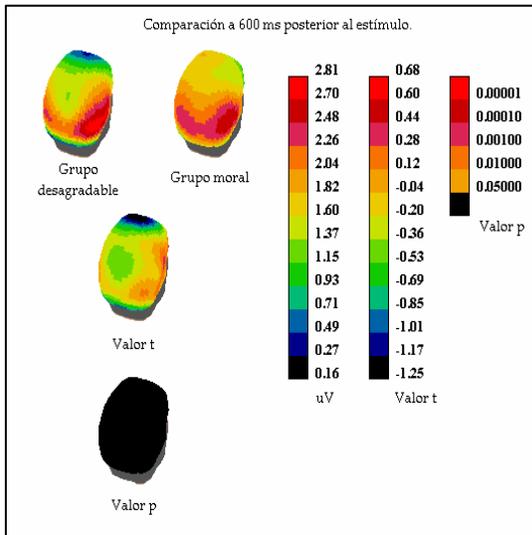




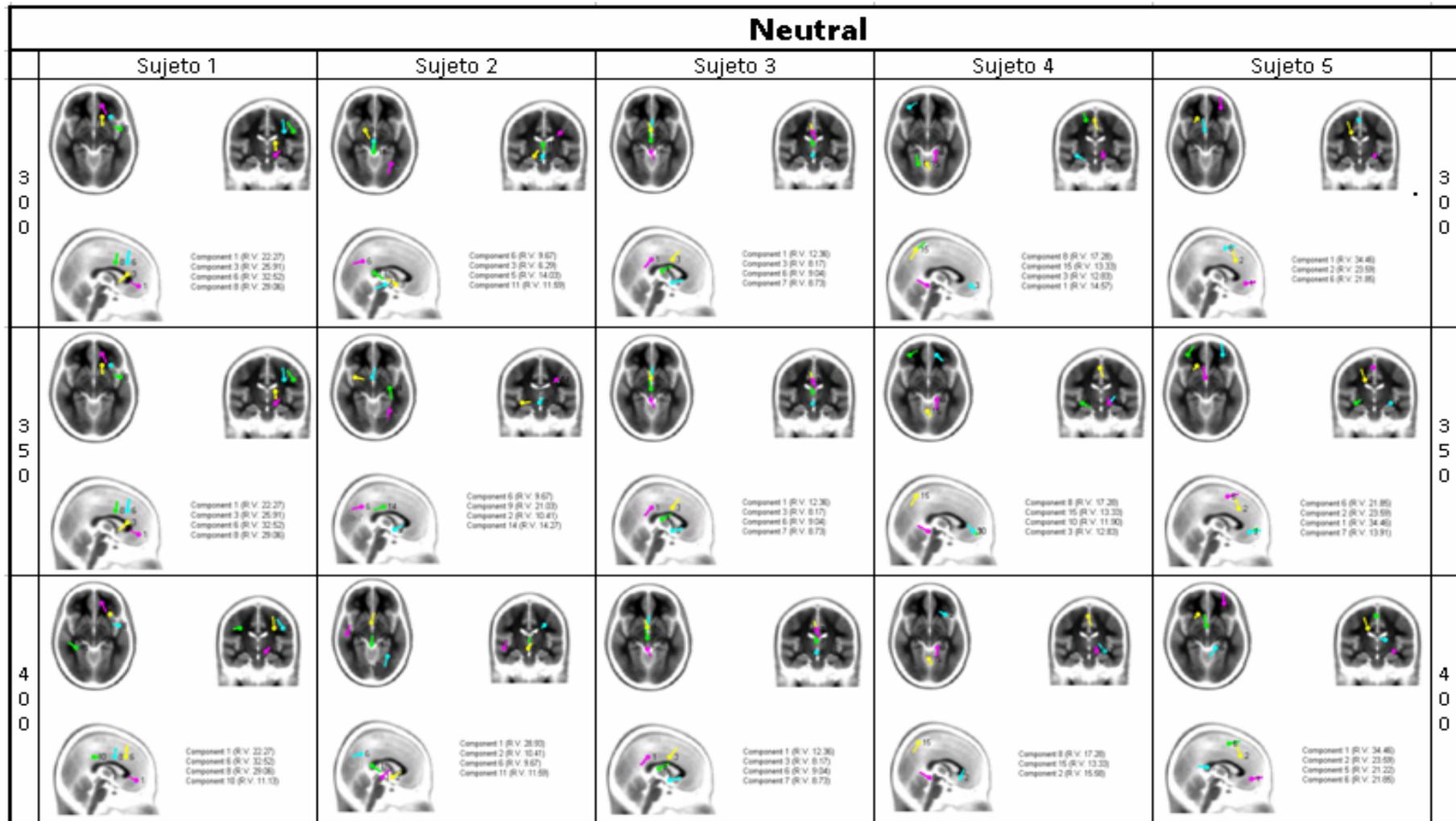








Anexo 4. Dipolos activados en las 3 condiciones para todos los sujetos para el período de 300 a 600 ms.

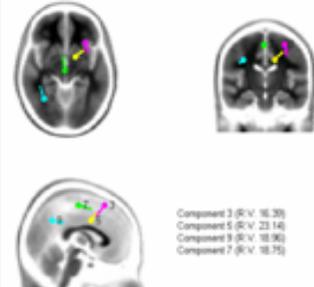
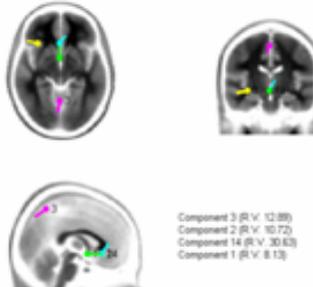
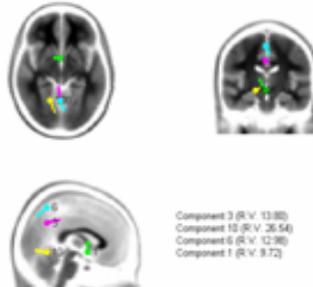
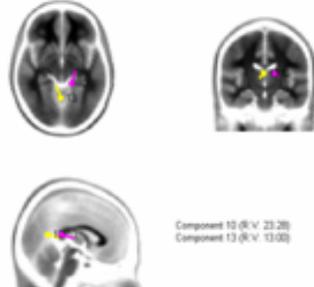
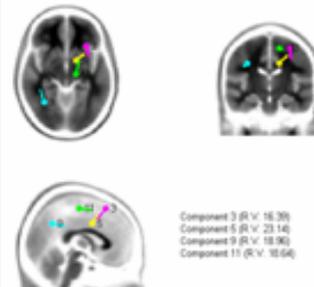
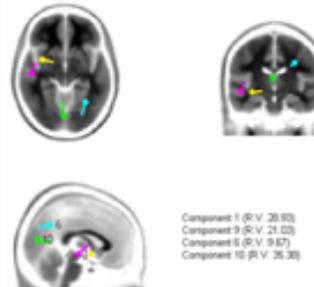
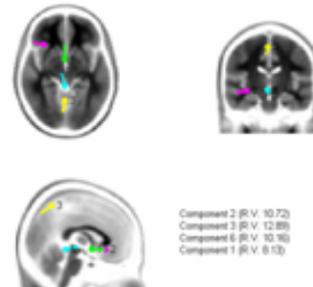
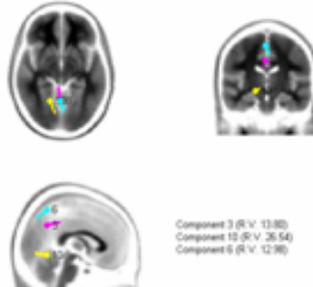
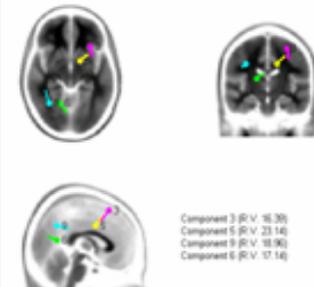
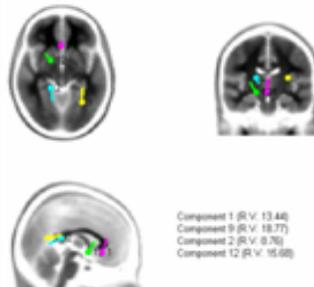
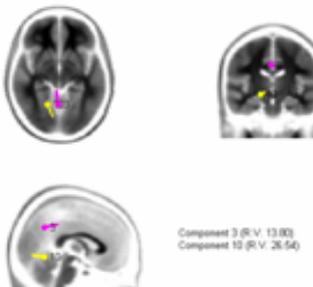
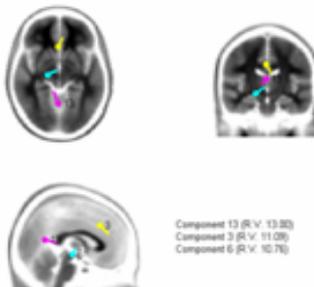




Desagradable

		Sujeto 1	Sujeto 2	Sujeto 3	Sujeto 4	Sujeto 5		
3 0 0							3 0 0	
		Component 1 (R.V. 23.29) Component 6 (R.V. 16.14) Component 3 (R.V. 12.85) Component 9 (R.V. 17.49)	Component 5 (R.V. 10.04) Component 6 (R.V. 11.87) Component 4 (R.V. 12.50) Component 8 (R.V. 19.11)	Component 2 (R.V. 36.23) Component 7 (R.V. 14.14) Component 4 (R.V. 36.26) Component 3 (R.V. 13.50)	Component 1 (R.V. 14.14) Component 2 (R.V. 14.66) Component 3 (R.V. 40.41) Component 14 (R.V. 17.76)	Component 5 (R.V. 25.25) Component 7 (R.V. 19.62) Component 4 (R.V. 21.26)		
3 5 0							3 5 0	
		Component 1 (R.V. 23.29) Component 6 (R.V. 16.14) Component 3 (R.V. 17.76) Component 9 (R.V. 17.49)	Component 5 (R.V. 10.04) Component 4 (R.V. 12.50) Component 9 (R.V. 19.11) Component 14 (R.V. 24.97)	Component 2 (R.V. 36.23) Component 7 (R.V. 14.14) Component 8 (R.V. 36.26) Component 10 (R.V. 8.41)	Component 1 (R.V. 14.14) Component 2 (R.V. 14.66) Component 3 (R.V. 40.41) Component 14 (R.V. 17.76)	Component 5 (R.V. 25.25) Component 7 (R.V. 19.62) Component 4 (R.V. 21.26)		
4 0 0							4 0 0	
		Component 1 (R.V. 23.29) Component 6 (R.V. 16.14) Component 3 (R.V. 17.76) Component 9 (R.V. 17.49)	Component 3 (R.V. 19.51) Component 4 (R.V. 12.50) Component 9 (R.V. 13.41) Component 14 (R.V. 24.97)	Component 2 (R.V. 36.23) Component 7 (R.V. 14.14) Component 4 (R.V. 36.26) Component 1 (R.V. 15.91)	Component 1 (R.V. 14.14) Component 3 (R.V. 40.41) Component 10 (R.V. 15.94) Component 14 (R.V. 17.76)	Component 5 (R.V. 25.25) Component 4 (R.V. 21.26) Component 7 (R.V. 19.62) Component 13 (R.V. 23.77)		



Moral						
	Sujeto 1	Sujeto 2	Sujeto 3	Sujeto 4	Sujeto 5	
300	 <p>Component 3 (R.V. 16.39) Component 5 (R.V. 23.14) Component 9 (R.V. 18.96) Component 7 (R.V. 18.75)</p>	 <p>Component 1 (R.V. 28.93) Component 6 (R.V. 9.67) Component 12 (R.V. 12.93) Component 10 (R.V. 35.30)</p>	 <p>Component 3 (R.V. 12.89) Component 2 (R.V. 10.72) Component 14 (R.V. 30.63) Component 1 (R.V. 8.13)</p>	 <p>Component 3 (R.V. 13.82) Component 10 (R.V. 26.54) Component 6 (R.V. 12.96) Component 1 (R.V. 9.72)</p>	 <p>Component 10 (R.V. 23.28) Component 13 (R.V. 13.03)</p>	300
350	 <p>Component 3 (R.V. 16.39) Component 5 (R.V. 23.14) Component 9 (R.V. 18.96) Component 11 (R.V. 18.64)</p>	 <p>Component 1 (R.V. 28.93) Component 9 (R.V. 21.03) Component 8 (R.V. 9.67) Component 10 (R.V. 35.30)</p>	 <p>Component 2 (R.V. 10.72) Component 3 (R.V. 12.89) Component 6 (R.V. 10.10) Component 1 (R.V. 8.13)</p>	 <p>Component 3 (R.V. 13.82) Component 10 (R.V. 26.54) Component 6 (R.V. 12.96)</p>	 <p>Component 13 (R.V. 13.03) Component 3 (R.V. 11.09) Component 6 (R.V. 10.76)</p>	350
400	 <p>Component 3 (R.V. 16.39) Component 5 (R.V. 23.14) Component 9 (R.V. 18.96) Component 6 (R.V. 17.14)</p>	 <p>Component 1 (R.V. 13.48) Component 9 (R.V. 18.77) Component 2 (R.V. 8.76) Component 12 (R.V. 15.68)</p>	 <p>Component 2 (R.V. 10.72) Component 3 (R.V. 12.89) Component 6 (R.V. 10.10)</p>	 <p>Component 3 (R.V. 13.82) Component 10 (R.V. 26.54)</p>	 <p>Component 13 (R.V. 13.03) Component 3 (R.V. 11.09) Component 6 (R.V. 10.76)</p>	400





Casa abierta al tiempo

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA METROPOLITANA
UNIDAD IZTAPALAPA. División de Ciencias Básicas e Ingeniería

**“ÁREAS ANATÓMICAS CEREBRALES ACTIVADAS EN
RESPUESTA A ESTÍMULOS CON CONTENIDO MORAL”**

Que presenta

Rosa Renata Vázquez Álvarez

Para obtener el grado de
Maestra en Ciencias
(Ingeniería Biomédica)

Asesora:

Dra. Verónica Medina Bañuelos

Sinodales:

Dra. Verónica Medina Bañuelos
M. en C. Caupolicán Muñoz Gamboa
Dra. Feggy Ostrosky Shejet

México, D.F., 23 de Abril del 2007