



**Universidad**  
Zaragoza

## Trabajo Fin de Grado

# **APLICACIÓN DE LA ELECTROENCEFALOGRAFÍA DIGITAL PARA LA EVALUACIÓN DE LA DISOCIACIÓN BINOCULAR**

Autora

**Elena Crespo Gastón**

Director

**Jorge Ares García**

Facultad de Ciencias / Óptica y Optometría  
2017 – 2018

## ÍNDICE

<b>1</b>	<b>INTRODUCCIÓN</b>	<b>1</b>
1.1	PROCESO VISUAL	1
1.1.1	VÍA RETINO – GENICULO – CORTICAL	1
1.1.2	VÍAS SECUNDARIAS	2
1.1.3	CÓRTEX VISUAL	2
1.2	ACTIVIDAD ELÉCTRICA CEREBRAL	4
1.2.1	BREVE REFLEXIÓN HISTÓRICA	5
1.2.2	ORIGEN Y RITMICIDAD DE LA SEÑAL EEG	6
1.2.3	REGISTRO EEG	6
1.2.4	TIPOS DE OSCILACIONES CEREBRALES	6
1.3	ELEMENTOS DISOCIADORES	10
1.3.1	REFRACCIÓN SUBJETIVA MONOCULAR CON EQUILIBRIO BIOCULAR	10
1.3.2	REFRACCIÓN SUBJETIVA BINOCULAR	11
<b>2</b>	<b>HIPOTESIS Y OBJETIVOS</b>	<b>12</b>
<b>3</b>	<b>MATERIALES Y MÉTODOS</b>	<b>13</b>
3.1	MATERIALES	13
3.1.1	MATERIAL BIBLIOGRÁFICO	13
3.1.2	MATERIALES	13
3.2	MÉTODOS	14
3.2.1	PARTICIPANTES	14
3.2.2	PROTOCOLO EXPERIMENTAL	14
3.2.3	SELECCIÓN DE FRECUENCIAS Y LIMPIEZA DE ARTEFACTOS	15
3.2.4	ANÁLISIS ESTADÍSTICO	15
<b>4</b>	<b>RESULTADOS</b>	<b>16</b>
4.1	COMPARACIÓN DE ESTADOS BASALES	16
4.2	COMPARACIÓN DE ESTADOS DE LA REFRACCIÓN MONOCULAR	16
4.3	COMPARACIÓN DE ESTADOS DE LA REFRACCIÓN BINOCULAR	18
4.4	COMPARACIÓN REFRACCIÓN MONOCULAR VS REFRACCIÓN BINOCULAR	19
<b>5</b>	<b>DISCUSIÓN</b>	<b>21</b>
<b>6</b>	<b>CONCLUSIÓN</b>	<b>25</b>
<b>7</b>	<b>DEBILIDADES DEL ESTUDIO Y PROPOSICIONES FUTURAS</b>	<b>25</b>
<b>8</b>	<b>ANEXOS</b>	<b>26</b>
8.1	ANEXO I	26
8.2	ANEXO II	30
8.3	ANEXO III	31

## ABREVIATURAS

**CGL:** Cuerpo Geniculado Lateral

**V1:** Corteza visual primaria

**V2:** Área visual 2

**V3:** Área visual 3

**V5/MT:** Área visual 5 o Área temporal media

**V4:** Área visual 4

**EEG:** Electroencefalografía

**PE:** Potencial evocado

**IFSECN:** Federación Internacional de Sociedades de Electroencefalografía y Neurofisiología Clínica

**fMRI:** Imagen por resonancia magnética funcional

**$f_0$  alfa:** Frecuencia central de la banda Alfa

**TDAH:** Trastorno por Déficit de Atención por Hiperactividad

**EOG:** Electroculograma

**AVE:** Agudeza Visual Estereoscópica

**AV:** Agudeza Visual

**ICA:** Técnica de componentes temporales independientes

## 1 INTRODUCCIÓN

En la actualidad, se estima que el 80% de la información que recibimos del entorno es captada y procesada por el sistema visual. Por tanto, la percepción visual implica la capacidad de integrar la información de los dos ojos. (1) Para ello, las señales neuronales monoculares ligeramente dispares deben ser correctamente unificadas en el córtex visual.

El estudio de la percepción visual abarca múltiples disciplinas, entre ellas la optometría. El objetivo de ésta es evaluar y optimizar la función del sistema visual. (2) La alteración de la binocularidad, y por consiguiente de la fusión, puede ser producida por disfunciones del sistema acomodativo o vergencial. Dando lugar a fenómenos de rivalidad, diplopia y supresión. Una adecuada corrección de los posibles defectos refractivos es la base del tratamiento de dichas anomalías binoculares. Por ello la refracción se considera esencial en la optometría. Típicamente, la refracción subjetiva tiene como propósito la determinación de la compensación refractiva que permite al paciente alcanzar el confort visual en visión lejana.

Para realizar la refracción subjetiva, es de gran utilidad inhibir la fusión foveal a la hora de juzgar la función visual de ambos ojos por separado. La técnica más empleada para dicho fin es la oclusión monocular. Otros ejemplos de técnicas para poder refraccionar cada ojo de manera aislada, son aquellas que emplean difusores, prismas, lentes positivas o vectogramas. (3)

En el presente trabajo se emplea la electroencefalografía digital para la investigación de los eventos neuroeléctricos durante la inducción de estados inhibitorios de fusión foveal. A continuación, se hará una exposición de las distintas estructuras anatómicas implicadas en el procesamiento de la información visual, así como de los tipos de señales proporcionadas por la electroencefalografía.

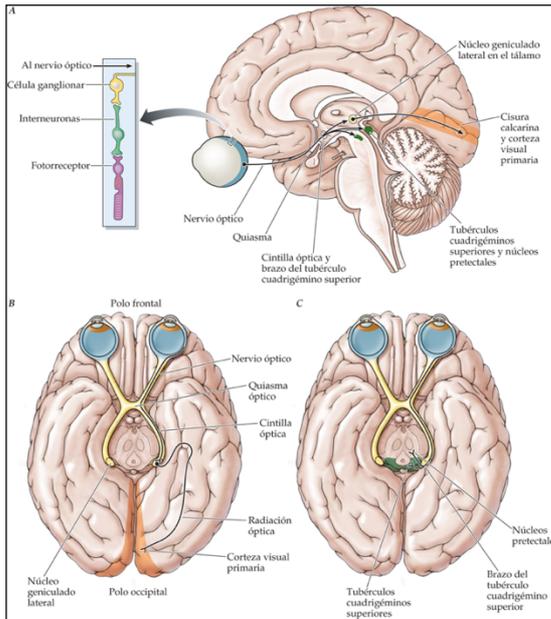
### 1.1 PROCESO VISUAL

El proceso visual se divide en dos vías. La denominada vía primaria que transporta la mayoría de la información sensorial directamente hasta la corteza y la segunda cuya principal función es transportar la información visual hacia núcleos subcorticales. Sin embargo, el área funcional de mayor importancia visual es el córtex visual.

#### 1.1.1 VÍA RETINO – GENICULO – CORTICAL

El ojo humano es sensible a una estrecha franja de radiaciones electromagnéticas, denominada espectro de luz visible, que al atravesar los diferentes dioptrios oculares son refractadas y focalizadas en la superficie de la retina. La transducción de los estímulos luminosos en estímulos eléctricos corresponde a la capa de neuronas fotosensibles (fotorreceptores) que pueblan la retina.

Dichos estímulos eléctricos excitan al conjunto de neuronas que se organizan a lo largo de dicha vía. Una curiosa característica de la mayoría de células del sistema visual como las células ganglionares de la retina, es que en ausencia de estímulo luminoso producen descargas de manera continua, por lo que la actividad en respuesta a los haces luminosos externos se trata de un cambio en su actividad basal.



La información sensorial abandona el globo ocular a través de los millones de axones de las células ganglionares que conforman el nervio óptico. En el quiasma, las fibras de la hemirretina nasal cruzan para formar parte del tracto óptico contralateral, mientras que las de la hemirretina temporal parten directas y entran en el tracto homolateral. (2,4)

Posteriormente el tracto óptico continúa hasta el cuerpo geniculado lateral (CGL), donde las fibras retinianas homolaterales y contralaterales terminan en estratos separados. (Fig.1)

Figura 1: Representación del tracto óptico desde la retina hasta el córtex visual. (5)

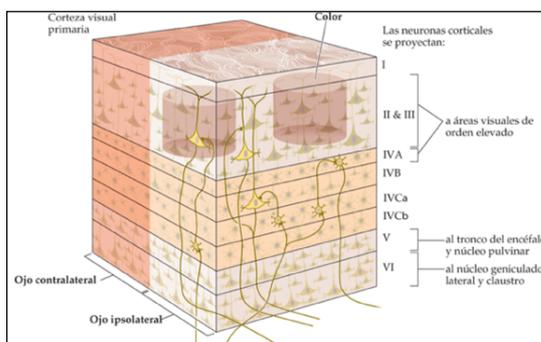
Las fibras anteriormente divididas se despliegan rodeando la asta temporal que conformarán las radiaciones ópticas y sufrirán una nueva división: las fibras representativas de la retina superior se dirigirán directamente hasta el **córtex visual** y las de la retina inferior desviarán lateralmente su trayectoria antes de acabar en el córtex visual situado en el lóbulo occipital. (Fig.1)(2,4)

### 1.1.2 VÍAS SECUNDARIAS

Aunque la conocida como vía visual principal es la vía retino-geniculo-cortical, un 10% de las fibras ganglionares se proyectan a núcleos subcorticales estableciéndose vías secundarias. Entre sus destinos más importantes se encuentra el **hipotálamo**, los **núcleos pretectales**, los **núcleos motores del tronco encefálico** y los **colículos superiores**. Este último desempeña una importante labor a la hora de mantener la mirada estable sobre los objetos de interés. (2)

### 1.1.3 CÓRTEX VISUAL

La estructura de la **corteza visual primaria (V1)**, *área 17 de Brodmann* o también denominada *corteza estriada* por su anatomía fibrosa (*estriás visuales de Gennari*) se encuentra enclavada en la *cisura calcarina* (cara interna de ambos lóbulos occipitales); se divide en estratos paralelos a la superficie cortical y a su vez en columnas alternantes de dominancia ocular (Fig.2).



La corteza visual se encuentra vertebrada por dos tipos celulares fundamentales: las células estrelladas espinosas encargadas de transmitir el estímulo desde CGL hasta el córtex, y las células piramidales con función de integración de la actividad entre los estratos de la corteza estriada.

Figura 2: Corte representativa de la estructura estratificada y las columnas de dominancia ocular. (6)

V1 se encuentra estructurada por estratos diferenciables por la organización de las poblaciones neuronales anteriormente nombradas:

- I. **Capa molecular** con extremos de células piramidales.
- II. **Capa granular externa** con pequeñas neuronas piramidales y estrelladas.
- III. **Capa piramidal externa** con neuronas medianas piramidales y células estrelladas.
- IV. **Capa granular interna** con neuronas piramidales de aferencias talámicas.
- V. **Capa piramidal interna** con neuronas piramidales grandes.
- VI. **Capa fusiforme** con neuronas piramidales modificadas proyectadas hacia el tálamo.

Todos los estratos, excepto el IV, contienen agrupamientos celulares de un elevado metabolismo denominados *Blobs*, que no son selectivas a la orientación espacial pero sí a la longitud de onda.(2) Estos parches, llamados blobs, están asociados con la organización modular de la corteza visual y la transmisión de información visual en vías de procesamiento en paralelo.(7)

V1 es el área donde se realiza el primer reconocimiento del estímulo visual. Descompone el entorno visual en segmentos de líneas con diversas orientaciones, combina la información de ambos ojos (inicio de la visión binocular) e inicia el análisis cromático (*Blobs*). (2) En muchas especies la distribución espacial es retinotópica. Si bien, en primates se divide a través de la línea media, representándose cada hemicampo contralateral en un hemisferio. La distribución sufre esta discontinuidad en la corteza para poder lograr la integración binocular.(8)

- La región macular tiene una amplia representación en esta región. Inouye (1909) descubrió que cuanto más excéntricos se sitúen los fotorreceptores en la retina su representación cortical estará más alejada del polo occipital.(8)
- El meridiano horizontal se localiza en la cisura calcarina y el vertical en la corteza estriada.
- Dentro de la cisura calcarina la zona temporal de un ojo se corresponde con la porción anterior.

El procesamiento visual no termina en esta área. Próxima e interconectada se encuentra la corteza extraestriada encargada de interpretar los diferentes rasgos que componen la escena visual. Aunque existe un acuerdo universal sobre la ubicación, organización topográfica y límites de estas áreas en algunos primates; sigue coexistiendo un debate sobre su parcelación y nomenclatura en seres humanos. (9)

- **Área visual 2 (V2):** Se encuentra anatómicamente dividida en bandas que difieren en grosor. Los *blobs* anteriormente descritos, selectivos del color, proyectan sus conexiones sobre las capas finas de V2. Por otro lado, las neuronas de la capa IV b envían aferencias a las bandas gruesas de ésta.(2) Estudios electrofisiológicos desvelan que las células de V2 en primates son selectivas para la orientación, el color, la disparidad estereoscópica y el movimiento.(10)
- **Área visual 3 (V3):** Recibe aferencias de la capa IVb de V1 como de las bandas gruesas de V2 y proyecta tanto para el área visual 5 (V5 o área temporal media (MT)) como para el área visual 4 (V4). Sus neuronas son sensibles a la orientación, realizando un análisis de la forma dinámica. También se encontraron subpoblaciones que respondían a rejillas sinusoidales coloreadas.(2,11)

- **Área visual 4:** Se encarga tanto de la interpretación cromática pura como de la forma asociada al color. Recibe conexiones de las bandas finas de V2.(2,12)
- **Área visual 5 o temporal media:** Se especializa en el análisis del movimiento. En humanos, la percepción del movimiento puede diferenciar el movimiento biológico (personas o animales) y los tipos del mismo (correr, saltar...). (12)

Por otro lado, sirve para fines de estimación de auto-movimiento y percepción de profundidad. En dicho procesamiento se generan movimientos oculares de seguimiento para evitar el desenfoque del objeto móvil. (13) Recibe influjo del colículo superior, V2, V3 y capa IV. (2)

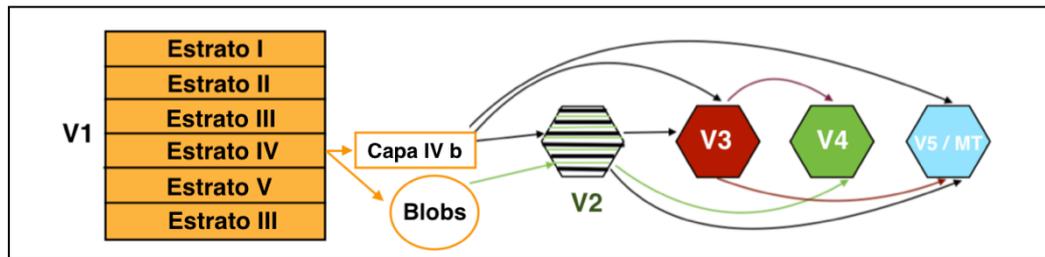


Figura 3: Esquema de las áreas visuales y sus interrelaciones.

Por otra parte, destaca la presencia de campos oculares externos al lóbulo occipital, implicados en los movimientos oculomotores.(4)

- **Corteza prefrontal dorsolateral:** Centro cognitivo superior relacionado con la evaluación de la escena visual y con la mediación de las sacudidas oculares (reflejas y voluntarias).
- **Campo ocular suplementario:** Asociado con la planificación motora de los movimientos oculares.
- **Campo ocular frontal:** Es fundamental en la ejecución de sacudidas voluntarias y guiadas por el mapa del espacio visual (4,14), así como en la modulación de los estímulos de carácter vergencial. Si bien, el campo frontal derecho junto con el parietal bilateral influyen sobre la atención sostenida.(15)
- **Campo ocular parietal:** Participa en la percepción espacial e interviene en las sacudidas reflejas.

Se ha observado recientemente que la corteza prefrontal tiene una función inhibitoria de eventos distractores, y contribuye en la selección del objetivo relevante antes de que los estímulos se muestren en las áreas corticales visuales extraestriadas. (16)

## 1.2 ACTIVIDAD ELÉCTRICA CEREBRAL

El cerebro es un órgano vivo en el que, aunque cada neurona tiene sus peculiaridades en cuanto a forma, conexiones, localización y función, todas ellas utilizan la electricidad como método de codificación y transmisión de la información.(2)

Existen múltiples métodos de captación de la actividad electromagnética cerebral, tanto invasivos como no invasivos, aunque son las técnicas no invasivas las que han permitido profundizar el estudio en seres humanos. La electroencefalografía es la técnica que más tiempo lleva proporcionándonos información sobre la actividad eléctrica cerebral humana.

Se conoce como **electroencefalografía (EEG)**, al estudio de la actividad eléctrica cerebral. Se trata de una prueba dinámica no invasiva que registra el potencial eléctrico generado por la activación neuronal a través del cuero cabelludo. Su representación gráfica se denomina **electroencefalograma**.(15)

### 1.2.1 BREVE REFLEXIÓN HISTÓRICA

Desde el siglo XVIII la curiosidad por conocer las funciones que desempeñaba el cerebro, uno de los órganos más complejos del ser humano, y entender así las patologías visuales que se le atribuían, llevó a los investigadores a experimentar con animales y cadáveres humanos. Hasta que, en 1785 Bartolomeo Panizza, profesor de anatomía sugirió que las funciones visuales se localizaban en el lóbulo occipital del cerebro.(17) Las investigaciones continuarían, dándose a conocer las funciones del resto de estructuras de la vía visual.

Diversos investigadores se dedicaron al estudio de la electricidad corporal. Destaca Du Bois Rémond, médico y fisiólogo alemán de la Universidad de Berlín, por ser el primero en observar la aparición de electricidad al paso de un impulso nervioso en nervios periféricos.(15) No obstante, la actividad eléctrica a nivel cerebral, base del EEG, fue descubierta años más tarde por Richard Caton, quien mediante un galvanómetro conectado al córtex de diferentes especies animales estudió sus propiedades eléctricas. Detalló que la superficie cerebral tiene potencial eléctrico positivo con respecto a la profundidad del cerebro, y que fenómenos de activación cerebral se manifiestan como un cambio en la polaridad del potencial. (15,18) Woolsey por otro lado, fue el primero en registrar potenciales evocados (PE) sobre la superficie de la corteza humana; encontró que los PE generados por la corteza somatosensorial y por la adyacente motora mantienen una polaridad opuesta.(19)

En la historia de la EEG destaca la figura de Hans Berger, neuropsiquiatra clínico alemán quien, en 1929 ayudado por dos electrodos de aguja y un dispositivo gráfico, publicó "*Über das Elektrenkephalogramm des Menschen*" en el Archivo de Psiquiatría y Enfermedades Nerviosas. En él describió el primer registro claro en seres humanos y acuñó el término *electroencefalograma*. Su primer trabajo no tuvo demasiada aceptación, hasta que años más tarde científicos de Reino Unido y EEUU reprodujeron sus resultados.(15,18,20)

Desde entonces generaciones de científicos e investigadores se han beneficiado de esta técnica para el estudio del funcionamiento del cerebro, exploración de trastornos neurológicos o incluso para determinar la muerte cerebral. A consecuencia de las guerras que se estaban viviendo en Europa a mediados del siglo XX, la introducción del EEG en España se produjo más tardíamente en relación con otros países. Fue en 1938 cuando se realizó el primer registro en el Hospital Provincial de Burgos de la mano de Rafael Vara López, el cual mantuvo un intercambio científico con Hans Berger. Tras él se realizaron numerosos registros en diversas clínicas del territorio nacional, hasta instalar en 1946 el primer aparato multicanal. Gracias a Gálvez, experto en electrónica e instrumentación de exploración cardiológica, fue posible la ampliación de más canales en el EEG. Años más tarde, a mediados de la década de 1950 se comenzó a equipar hospitales y Facultades de Medicina, e incluso se creó el Grupo Español de Electroencefalografía y Neurofisiología Clínica.(21)

### 1.2.2 ORIGEN Y RITMICIDAD DE LA SEÑAL EEG

La actividad eléctrica cerebral que registra el EEG es consecuencia del potencial postsináptico, pues son los más duraderos. Son producto de las corrientes de entrada de  $\text{Na}^+$  en las dendritas, que despolarizan la neurona al recibir información de otras neuronas adyacentes. Como consecuencia se genera un potencial negativo extracelular que desencadena un evento de atracciones y repulsiones sobre los iones originando una ondulación eléctrica medible. (22,23)

Dos tercios de las neuronas que componen la corteza visual son células piramidales las cuales son fundamentales para el procesamiento de la información y fuentes primarias del EEG. Su arquitectura está basada en una disposición de empalizada con sus dendritas orientadas en el mismo sentido, lo cual permite una potenciación de la intensidad de la corriente. No obstante, su distribución debe ser perpendicular a la superficie craneal para poder ser detectable.

Un último factor que contribuye en la detectabilidad de la señal, es que una población de neuronas lo suficientemente grande debe, no solo estar espacialmente organizada, sino que también debe activarse de forma coordinada en el tiempo. A ese fenómeno se le llama sincronización. (15,23)

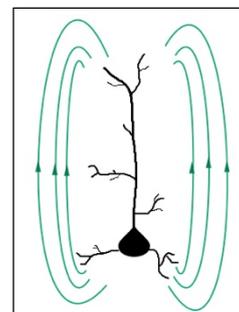


Figura 4: Generación de la corriente medida por el EEG en una neurona piramidal.

### 1.2.3 REGISTRO EEG

Los campos electromagnéticos producidos por las corrientes iónicas se propagan por el medio extracelular con una determinada orientación y magnitud. De este modo, cuanto más alejada se encuentre la fuente del punto de registro, la magnitud del potencial detectado disminuirá de forma inversamente proporcional a la distancia. (22) Los electrodos extracraneales recogen la señal generada en toda el área cerebral. Por ello, la actividad recolectada por un solo electrodo puede estar siendo generada bien por una fuente situada justo debajo del mismo o de un área alejada. (24) Cuanto mayor sea la contribución de esta área cortical sincronizada, más fuerte será su registro. Además, los campos percibidos no van a ser nunca la totalidad de los generados puesto que campos con polaridad contraria serán neutralizados y por consiguiente no serán captados. (25)

Un sistema electroencefalográfico se encuentra conformado por los siguientes elementos:

- Receptores de señal eléctrica (electrodos).
- Amplificador.
- Dispositivo de registro.

La señal percibida por cada electrodo posee una baja amplitud, por lo que esta se transmite al amplificador donde tras ser comparada con el potencial del electrodo de referencia es aumentada. (22)

### 1.2.4 TIPOS DE OSCILACIONES CEREBRALES

La actividad rítmica cerebral se encuentra representada en el registro EEG mediante grafismos ondulatorios; los cuales, difieren en morfología, frecuencia y momento de fase. Esta actividad se encuentra supeditada por la organización y la sincronización de las poblaciones neurales. Por tanto, los grafismos son consecuencia de la frecuencia de descarga de las neuronas activadas como respuesta a un determinado acontecimiento.

La literatura muestra como posible responsable del control de los ritmos cerebrales al tálamo, que a través de sus axones envía señales a toda la corteza.(23,26)

Dichos grafismos u ondas cerebrales se han clasificado en función de su frecuencia ondulatoria que presentan en el espectro de la señal electroencefalográfica; Theta [4-8 Hz]; Alfa [8-12 Hz]; Beta [12-20 Hz]. El módulo de la distribución energética de dicho espectro es consecuencia de:

- La sincronía de las fuentes neuroeléctricas subyacentes al electrodo; las cuales, pueden realizar un efecto sinergista en la amplitud al tener una mayor sincronía, o por el contrario, disminuirla durante procesos de desincronización.
- La conductividad tanto de los electrolitos intracraneales como de las estructuras óseas y epiteliales que conforman el cráneo puede interferir en la amplitud. (27)
- Magnitud topográfica de la población neural.

### ALFA

La primera onda de la que se conocieron sus características, fue la *onda Alfa*. De la cual Berger y sus estudiantes apreciaron que se atenuaba como reacción a la apertura palpebral y era sustituida por ondas de mayor frecuencia (*ritmo Beta*). Fenómeno que se conoce como “*efecto Berger*” o reacción de activación.(27)

Posteriormente, en 1974 la Federación Internacional de Sociedades de Electroencefalografía y Neurofisiología Clínica (IFSECN) definió el ritmo alfa como: “*Aquella oscilación con un rango de frecuencia de 8-13 Hz que desaparece en las regiones posteriores cerebrales durante la vigilia, con una mayor amplitud en el córtex occipital*”.(18) Estudios posteriores de EEG e imagen por resonancia magnética funcional (fMRI) simultáneos relacionaron la aparición de actividad *Alfa* con la supresión hemodinámica en la corteza visual. (24) Existe también diversas hipótesis a cerca de la vinculación de ciertos núcleos talámicos con la modulación de la magnitud de la banda alfa. (27,28)

Existe una variabilidad de la frecuencia central de la banda Alfa ( $f_0$  *alfa*) entre sujetos y entre especies, que puede estar relacionada con el grado de maduración cortical. Hans Berger corroboró que  $f_0$  *alfa* aumentaba con la edad durante la infancia. Por otro lado, la amplitud de la actividad *Alfa* depende de la topografía, genética, influencias anatómicas y fisiológicas e incluso está influenciada por la participación en diferentes tareas. (27,29)

**El ritmo Alfa es característico de los sistemas sensoriales.** Suele tener una morfología quasi-sinusoidal. (26) Según multitud de investigaciones con EEG, las oscilaciones *Alfa* muestran diferentes propiedades:

- Puesto que aparece al inicio del sueño y somnolencia, y por consiguiente por la **pérdida del nivel de alerta**, tareas con requerimientos de atención sostenida en el tiempo deberían producir un bloqueo en su aparición. (15,28) No obstante existe evidencia contraria. Loo et al. (2009), informaron que se producía una potencia alfa significativamente reducida en adultos con Trastorno por Déficit de Atención por Hiperactividad (TDAH) en comparación con los que no la padecían, predominantemente en las regiones frontal y parietal. (30)

- Por otro lado, en 1972, en un estudio de EEG y Electroculograma (EOG) simultáneo donde se instaba a los sujetos a determinar mediante un pulsador la borrosidad del objetivo, Mulholland observó que:
  - Cuando el objetivo estaba estático y desenfocado, la amplitud de Alfa aumentaba.
  - Cuando el objetivo estaba en movimiento, pero los ojos no lo rastreaban y se encontraban en divergencia (viendo borroso), Alfa aumentaba.

Por lo que concluyó que los resultados muestran que la atenuación alfa o bloqueo no se debe a la "atención visual", sino a los **procesos combinados de fijación, acomodación y movimientos oculares de seguimiento de búsqueda.** (31)

- Eberlin también documentó que el aumento de Alfa no estaba asociado con la desviación de los ejes visuales per se, si no con la **inestabilidad del sistema visual** asociada con la desviación ocular. (14,31)
- La literatura relaciona la disminución o desaparición de su amplitud al inicio de la actividad propia de la región cerebral que la genera, mientras que, un aumento en la amplitud de las áreas corticales subyacentes expresa un **estado inactivo de las áreas corticales primarias** que realizan tareas irrelevantes. (23,27,28,32) La extensión de la desincronización de la frecuencia Alfa superior se correlaciona positivamente con el **rendimiento de memoria a largo plazo.**(33)
- Sin embargo, existe evidencia contraria a esta idea. Registros de EEG en humanos al presentar estímulos visuales detectaron una disminución estadísticamente significativa de alfa durante el pre-estimulo frente a los casos en que no se mostró estímulo alguno; estableciendo *Alfa* como **detector** de estímulos posteriores. No obstante, también reconocieron el aumento de alfa como "**inhibición pulsátil**" en la modulación del estado de consciencia. (28,34)

## BETA

De igual manera que el *ritmo Alfa* cesa ante la activación de sistemas sensoriales, el *ritmo Beta* cesa en respuesta al **inicio de movimiento voluntario**. Se sabe que la amplitud de Beta decae al comenzar una acción motora y aumenta al detenerse. (23,31) Posee un rango de frecuencia de **12-20 Hz**. El origen de las oscilaciones beta in vivo sigue sin estar claro. Existen dos puntos de vista principales en la literatura, lo que sugiere que *Beta* se genera en:

- a) La corteza (35,36) en concreto en las capas V / VI. (23)
- b) Los ganglios basales y se propaga a la corteza a través del tálamo. (36,37)

A parte del papel principal de **ritmo sensoriomotor**, *Beta* se ha observado en una amplia gama de funciones cognitivas:

- En el año 2000, un experimento de actividades atencionales con gatos relacionó un aumento en la amplitud de la *actividad Beta* como un reflejo de la activación del sistema visual durante el **aumento de la atención visual**. Mostraron que *Beta* aumentaba en la corteza visual primaria, CGL, así como en las áreas visuales superiores como V2. (25)
- Por otro lado, también se postuló que la actividad de frecuencia *Beta* transmitida a través de la vía cortico-geniculada puede despolarizar las células del CGL, **aumentando la transmisión de información.** (25)

- Se ha observado en varias áreas corticales asociadas con la **percepción visual, procesamiento del lenguaje, memoria de trabajo, codificación y recuperación de la memoria a largo plazo, toma de decisiones, inhibición de respuesta y procesamiento de recompensa.** (36)
- En relación con la memoria, se ha encontrado *actividad Beta* al poner a trabajar la **memoria a corto plazo.** (25)
- En un estudio de la fatiga visual asociada a la visualización de dispositivos de televisión 3D frente a los 2D, compararon los valores energéticos de los ritmos cerebrales. Los resultados asociaron la disminución de las *ondas Alfa* y *Beta* **como indicadores de la fatiga visual** en dispositivos de imagen tridimensional. (38) Otra publicación sobre fatiga visual inducida con prisma de manera sostenida en el tiempo, indica la relación  $(Alfa + Theta)/Beta$  como evaluador del grado de fatiga. (39)
- Además, *Beta* se correlaciona con la **capacidad de percepción visual**, disminuyendo su amplitud en sujetos con una capacidad visual relativamente inadecuada. (25)
- Se ha sugerido la función de **facilitar la comunicación** de larga distancia entre áreas. (36)

## THETA

El *ritmo Theta* oscila en humanos entre **4-8 Hz**. Sus principales fuentes son el hipocampo (involucrado con la memoria espacial) y las estructuras límbicas adyacentes. Incluso se ha observado en zonas que están asociadas a **tareas de memoria de trabajo** (23) y vías de retroalimentación hipocampo-corticales. Del mismo modo se relaciona con la **consolidación y optimización de la memoria durante el sueño.** (33)

A continuación, se desarrollan las evidencias encontradas en la literatura:

- El buen rendimiento cognitivo y memorístico mencionado en el apartado anterior se vincula con un aumento de *Alfa*, pero también con una disminución de *Theta*. Además, la sincronización de *Theta* se halla correlacionada positivamente con la **capacidad de codificar información novedosa.** (33)
- Por otro lado, cuando **cesa la capacidad atencional** del sistema hacia estímulos del entorno, *Alfa superior* disminuye mientras que *Theta* aumenta. Se concluye una relación antagónica entre estas dos bandas. (33)
- Por otro lado, estudios con animales demuestran que la frecuencia del *ritmo Theta* está inversamente relacionada con el **tamaño cerebral.** (23)
- Al igual que las *ondas Alfa* y *Beta* se mostraron como indicadores de la fatiga visual en dispositivos de imagen tridimensional, en *Theta* no se hallaron cambios que determinaran alguna relación con la fatiga visual. (38)
- Se ha sugerido que la sincronización de la *banda Theta* **coordina la comunicación** del potencial de acción entre V4 y la corteza prefrontal ligadas en el mantenimiento de la memoria visual a corto plazo. (40)

### 1.3 ELEMENTOS DISOCIADORES

Son muchas las técnicas utilizadas en la práctica clínica para establecer cuál es la mejor compensación óptica de los defectos refractivos. Entre ellas se encuentra la refracción subjetiva. Dentro del proceso de refracción subjetiva, se distingue la refracción monocular y la binocular. En ambas es necesario un elemento disociador que evite la fusión de los estímulos percibidos por ambos ojos. Entre los recursos que se utilizan se encuentran, oclusores y difusores en el caso de la refracción monocular, y polarizadores y lentes de potencia positiva en el de la refracción binocular.

No obstante, tras la refracción debemos asegurarnos de que los estados acomodativos de ambos ojos estén igualados en condiciones binoculares, pero sin fusionar las imágenes. Esto se consigue con el balance biocular. A continuación, se enumeran las ventajas y desventajas de cada elemento.

#### 1.3.1 REFRACCIÓN SUBJETIVA MONOCULAR CON EQUILIBRIO BIOCULAR

Durante la refracción subjetiva monocular, se priva la estimulación del ojo no testeado, bien con un **oclusor** (filtro de absorbanza total) o con un **difusor** (filtro translucido que deja pasar una parte de la luz incidente, pero lo suficientemente denso como para no percibir detalles).

- Ambos interfieren en la estimulación de los fotorreceptores retinianos del ojo antepuesto. La vía visual de dicho ojo no se encuentra en desconexión si no que, ésta interviene en la imagen final enviando un estímulo de bajo contraste frente al alto contraste del ojo examinado. La competencia entre ambas produce rivalidad y por consiguiente supresión de la imagen homogénea de bajo contraste. En algunos casos la supresión incluso es alternante. (3)
- La privación de estímulo produce oscilaciones acomodativas en torno a su valor tónico, lo que provoca un obstáculo para obtener la mejor corrección. (3,41)

##### 1.3.1.1 BALANCE BIOCULAR

Para completar las carencias binoculares de la refracción subjetiva monocular, en la práctica clínica se lleva a cabo el balance biocular y binocular. En este estudio nos hemos centrado solo en el balance biocular, pues compara la borrosidad de las imágenes percibidas por ambos ojos mediante técnicas de disociación binocular como la **disociación por prismas** (en este trabajo lo hemos denominado *Estado prisma*). Es requisito indispensable que las agudezas visuales (AV) de ambos ojos sean similares.(3)

- El prisma es un elemento óptico que desvía angularmente el haz de luz cambiando la dirección de la imagen respecto de la del objeto. La anteposición de un prisma, en este caso base superior, induce una infravergencia para volver a conseguir la fijación bifoveal. Esta capacidad está limitada por las reservas fusionales verticales. Si la potencia prismática supera las reservas, el globo ocular no es capaz de girar lo suficiente y toma una posición pasiva, logrando la disociación binocular. (42)
- La capacidad fusional depende del estímulo. Las disparidades presentadas en la retina central son potencialmente importantes, pero los estímulos vistos en la periferia ayudan a la fusión de los objetivos centrales. (43) En el caso de la disociación con prismas, para que la fusión motora no tome partido, la desviación vertical debe ser mayor a las vergencias fusionales del sujeto.
- Un estado similar al que se genera con el prisma se puede conseguir desplazando verticalmente las imágenes monoculares mediante una pantalla polarizada. En este trabajo también se ha estudiado y se ha llamado **Estado disociado**.

- La diferencia entre ambos estados es que el *Estado prisma* produce una disociación de todo el campo visual, tanto de manera foveal como periférica. Mientras que, en el *Estado disociado*, el optotipo polarizado posee un tamaño angular menor o igual a la fovea, produciéndose una disociación central con fusión periférica. Ante un prisma, el movimiento ocular de refijación bifoveal lo realiza el ojo del prisma; sin embargo, al disociar ambos ojos con el polarizado la magnitud de la desviación será igual para ambos.
- En ambos casos se percibirá una diplopia y rivalidad binocular.

### 1.3.2 REFRACCIÓN SUBJETIVA BINOCULAR

En el caso de la refracción binocular, el estímulo del ojo no testeado no es totalmente penalizado, ya que lo que se pretende es mantener ambos ojos asociados. Existen diferentes maneras para conseguir ese estado, como una **lente de potencia positiva** (nombrado en este trabajo como *Estado lente positiva*), **optotipos polarizados** observados a través de polarizadores contrarios delante de cada ojo (*Estado vectograma*). Con la refracción subjetiva binocular no es necesario realizar un balance binocular por separado. (41)

- La lente positiva es una lente convergente que aumenta la potencia refractiva ocular total. Cuando es antepuesta en el ojo no evaluado produce una relajación en la acomodación y por consiguiente un desenfoque central.
- En el caso del *Estado vectograma*, el optotipo es de tres líneas de AV, en el que la línea central es percibida de forma binocular mientras que las otras son vistas de manera monocular. Por tanto, el ojo derecho observa la parte superior y central del optotipo y el izquierdo la parte central e inferior.
- Una de las diferencias entre ambos métodos es que, en el caso de la lente positiva, pese a producirse desenfoque central en uno de los ojos, se observa el mismo optotipo, pudiendo ayudar en la determinación subjetiva de la AV del ojo evaluado. Sin embargo, con el vectograma, las líneas monoculares poseen estímulos distintos. En consecuencia, el ojo no examinado no puede interferir en la AV del otro.
- Por otra parte, el desenfoque central creado por la lente positiva produce rivalidad, en cambio en el caso del vectograma la rivalidad es de carácter leve por el anclaje fusional que produce línea de AV central.
- Si las AVs son marcadamente desiguales o un ojo es fuertemente dominante ocular, la refracción subjetiva binocular provocará rivalidad e incluso diplopia.

## 2 HIPOTESIS Y OBJETIVOS

### *Hipótesis:*

- 1) Los elementos disociantes usados en la refracción subjetiva monocular producen cambios en la actividad cortical.
- 2) Las diferentes técnicas para la realización de la refracción subjetiva binocular producen cambios en la actividad cortical.
- 3) Los elementos que se utilizan durante la refracción monocular y en la refracción binocular exhiben diferencias en la actividad cortical.

### *Objetivo general:*

Para dar respuesta a nuestras hipótesis se ha desarrollado un experimento que, apoyado en la electroencefalografía digital, responda las hipótesis anteriormente descritas.

### *Objetivos específicos:*

- 1) Revisión y análisis en profundidad de la estructura y función de las vías visuales en todo su recorrido, así como de la búsqueda de otras áreas implicadas en la visión.
- 2) Realizar una búsqueda bibliográfica sobre los estudios realizados hasta el momento sobre la visión y la electroencefalografía.
- 3) Diseño y desarrollo de un estudio electroencefalográfico que permita comparar los cambios en la actividad cortical ante los diferentes elementos usados en la refracción.
- 4) Reclutar una muestra de sujetos del tamaño suficiente para evitar la aparición de sucesos aleatorios.
- 5) Analizar las señales electroencefalográficas adquiridas en el experimento.

### 3 MATERIALES Y MÉTODOS

#### 3.1 MATERIALES

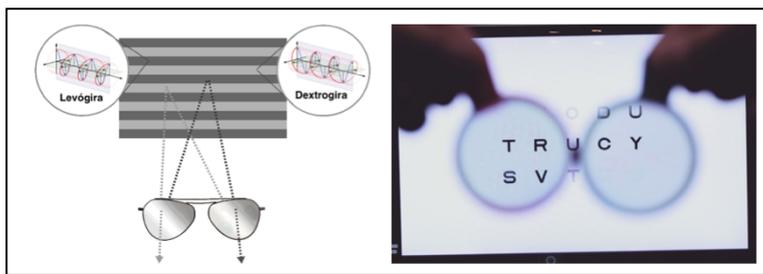
##### 3.1.1 MATERIAL BIBLIOGRÁFICO

La bibliografía de este trabajo está compuesta por artículos de revistas científicas electrónicas y libros relacionados con el tema. El acceso a los artículos se realizó a través de buscadores como *PubMed*, *ScienceDirect*, *Alcorze* y *Google Scholar*, mientras que los libros se obtuvieron a través de la Biblioteca de la Universidad de Zaragoza y del servicio electrónico *Google Books*.

Como palabras clave que se utilizaron en la búsqueda fueron: “visual cortex”, “EEG”, “brain rhythms”, “alpha oscillations”, “beta oscillations”, “theta oscillations”, “visual fatigue”, “occipital alpha”.

##### 3.1.2 MATERIALES

Los estímulos se presentaron en un monitor LG D2342P de 23 pulgadas de diagonal Full HD y 1920 x 1080 pixeles de resolución para la visualización de 3D pasivo. Este presenta bandas alternantes de polarización circular, parte en sentido levógiro, y parte en sentido dextrógiro sobre el eje OZ de la onda (Fig. 5).



**Figura 5:**

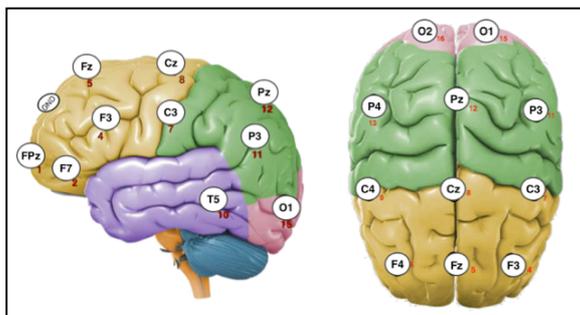
**Izquierda** Representación gráfica de la polarización emitida por el monitor.(44)

**Derecha** Visualización del monitor a través de filtros polarizados.(45)

Los estímulos del monitor eran controlados durante la grabación por una tableta Android modelo Edison 3 Mini de la marca BQ<sup>®</sup> sincronizada vía Wifi con un miniordenador donde se encontraba instalado OptoTab.(45)

Los participantes portaban unas gafas de prueba con polarizadores circulares contrarios, especialmente diseñados para la visualización del contenido de la pantalla LG D2342P y sobre los que se antepusieron otros probines disociantes:

- 1 Prisma de 6  $\Delta$ BS.
- 1 Lente +1.50 D.
- 1 Ocluser
- 1 Difusor de alta densidad.



**Figura 6:** Esquema gráfico de la colocación de los electrodos visto de forma lateral y superior sobre el cerebro.(47)

Para la grabación de EEG se utilizó la unidad de EEG digital de la empresa zaragozana Bitbrain Technologies.(46)

Esta unidad incorpora 16 canales y sensores de agua que se distribuyen por el gorro elástico usando el Sistema Internacional 10-20 de colocación de electrodos (Fig. 6).

## 3.2 MÉTODOS

### 3.2.1 PARTICIPANTES

La muestra de sujetos integrada por voluntarios del entorno de la Universidad de Zaragoza fue de 25 individuos, 16 mujeres y 9 hombres. Sus edades estaban comprendidas entre 18 y 30 años ( $\bar{x} = 23,84 \pm 3,02$  años). Todos ellos fueron previamente informados de los objetivos y procedimientos que el estudio requería. Dieron su aprobación mediante la firma del consentimiento informado (véase Anexo II). Se establecieron los siguientes criterios para la participación en el presente estudio:

Criterios de inclusión	Criterios de exclusión
Agudeza visual estereoscópica (AVE) $\leq 55''$ .	Opacidades en los medios refractivos.
Emétropes o amétropes corregidos con lentes de contacto.	Antecedentes de cirugías ocular ni ambliopía.
Agudeza visual en visión próxima $\geq 1$	Dificultades físicas o mentales que interfieran en el desarrollo de la prueba.
Foria con disociación central $< 0-1\Delta$ .	
Disparidad de fijación $< 7'$	Patologías del sistema nervioso central.

**Tabla 1:** Criterios de inclusión y exclusión que se establecieron para poder participar en el estudio.

Para valorarlos cada participante fue sometido a un breve examen optométrico que incluía: una exploración básica con lámpara de hendidura, dominancia ocular direccional,  $AV_{VP}$  tanto monocular como binocular, AVE, foria disociada central, y disparidad de fijación para un tamaño de estímulo acomodativo de 2º de radio. Todo ello para una distancia de test de 2 m (distancia que separaba el monitor de los ojos del observador).

### 3.2.2 PROTOCOLO EXPERIMENTAL

Las mediciones se realizaron en una única sesión, de aproximadamente 1 h de duración, en las instalaciones de la Facultad de Ciencias de la Universidad de Zaragoza. Las condiciones de iluminación del laboratorio eran fotópicas y constantes durante toda la prueba.

#### 3.2.2.1 PREPARACIÓN DE LA PRUEBA

El examinador colocó el gorro con los 16 sensores previamente humectados y distribuidos en base al Sistema Internacional 10-20 de colocación de electrodo sobre la cabeza de los participantes (Fig. 6). Además de dos canales adicionales que funcionaban como electrodo de referencia sobre el lóbulo frontal y toma de tierra en el lóbulo de la oreja izquierda.

Para una correcta amplitud de señal cada electrodo o sensor debe realizar un contacto firme con la superficie del cuero cabelludo a través de esponjas húmedas.

Tras la colocación de los electrodos los sujetos fueron acomodados sobre un confortable sillón a 2 metros de distancia del monitor. El sillón era regulable con el fin de que la altura de los ojos del paciente fuese la adecuada para el correcto funcionamiento de la pantalla polarizada en combinación con las gafas polarizadas.

Por último, fueron instruidos para fijar su atención sobre los optotipos presentados en el monitor y de realizar el menor movimiento corporal posible durante la grabación.

### 3.2.2.2 TOMA DE MEDIDAS

Todos los participantes completaron dos sesiones de 1 minuto cada una de ojos cerrados, una antes de comenzar con las 8 repeticiones del bloque experimental, y la otra para finalizar la prueba. Cada bloque experimental contaba con 6 estados de disociación binocular, entre los que se incluyó un séptimo estado de visión asociada. El orden de registro fue el siguiente:

- 1) Estado ojos cerrados (1 minuto).
- 2) Bloque experimental (8 repeticiones):
  - a. Estado ojos abiertos (10 segundos).
  - b. Estado ocluser (10 segundos).
  - c. Estado difusor (10 segundos).
  - d. Estado vectograma (10 segundos).
  - e. Estado disociado (10 segundos).
  - f. Estado lente positiva (10 segundos).
  - g. Estado prisma (10 segundos).
- 3) Estado ojos cerrados (1 minuto).

El elemento disociador se situó siempre en el ojo no dominante direccional.

### 3.2.3 SELECCIÓN DE FRECUENCIAS Y LIMPIEZA DE ARTEFACTOS

El potencial eléctrico captado por los electrodos se suministra directamente al amplificador incorporado para el muestreo digital de 256 Hz por segundo. La información se transmite vía Bluetooth al software de adquisición de datos BitLab (48) instalado en un ordenador portátil.

El EEG representa la diferencia de potencial eléctrico entre electrodos activo y de referencia. Todos los datos adquiridos en BitLab fueron exportados al software Matlab v7.1 (MathWorks Inc.).(49) En primer lugar, los registros de 10 segundos obtenidos fueron unidos y presentados como un único registro de 80 segundos en total, por estado y por paciente.

Los parpadeos y la propia duración de la sesión invitaban a los pacientes a realizar movimientos corporales de recolocación postural causando así artefactos musculares en el EEG. Para eliminar dicho ruido se hizo uso de la *Técnica de componentes temporales independientes* (ICA) en la que, el conocimiento de la posición de cada electrodo sobre el cuero cabelludo y su equidistancia entre ellos permite averiguar la naturaleza, bien muscular o neural del artefacto.

La actividad cerebral da lugar a una señal de banda ancha. Mediante la Transformada de Fourier fue descompuesta en una serie de componentes armónicos de diferentes frecuencias en función de su contribución relativa al espectro total. Los valores de potencia para cada componente de frecuencia se agruparon en tres bandas de frecuencia: *Theta* [4-7 Hz], *Alfa* [8-12 Hz] y *Beta* [12-20 Hz].

### 3.2.4 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Para verificar la aparición de las ondas *Theta*, *Alfa* y *Beta* en los diferentes estados disociados se hizo uso del test de contraste pareado T-Student por tratarse de series de muestras Gaussianas. En él se confrontaron los datos por electrodo y bandas de frecuencia entre los estados de cada paciente, dando lugar un p-valor. Además, puesto que se trata de múltiples comparaciones, en estadística se hace uso de la *corrección de Bonferroni* para no sobreestimar la fiabilidad de los test de contraste realizados. Se obtuvo que  $p = \frac{0,05}{(n^{\circ} \text{ electrodos}-1)}$ , es decir  $p - \text{valor} = 3 \times 10^{-3}$ .

## 4 RESULTADOS

A modo gráfico se realizó una representación de barras para mostrar cómo la actividad cortical podía variar de un estado a otro. Cada columna muestra la media de las diferencias de potencial espectral [ $\mu V^2$ ] entre ambos estados. El eje de abscisas de dicha representación simboliza diferentes posiciones de registro (electrodos) mientras que el eje de ordenadas simboliza la diferencia de potencial espectral entre estados.

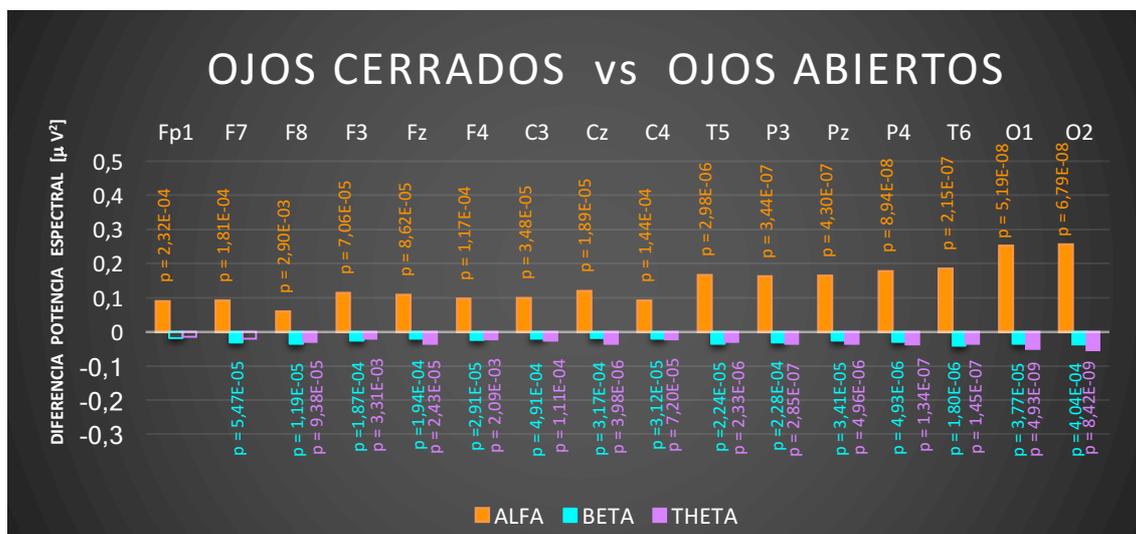
Las barras variaban cromáticamente en función de la onda. Así mismo, tras el uso de la *corrección de Bonferroni*, se han señalado las barras con cambios con p-valor  $< 3 \times 10^{-03}$  mediante el coloreado del relleno.

Para una mayor comprensión de los resultados se han expuesto en función de las hipótesis. Así mismo, se ha incluido una comparación del *Estado prisma* y el *Estado disociado* frente al resto de estados. No obstante, esta última comparación y las gráficas en las que no se han registrado cambios estadísticamente significativos han sido adjuntadas en el Anexo III.

### 4.1 COMPARACIÓN DE ESTADOS BASALES

En la Gráfica 1 se aprecian cambios para los tres tipos de ondas salvo en los electrodos Fp1 y F7:

- La **actividad Alfa** registra un gran **incremento** de su actividad en reacción al cierre palpebral, siendo este superior en los electrodos occipitales (O1= $2,51 \times 10^{-01}$  [ $\mu V^2$ ] y O2= $2,56 \times 10^{-01}$  [ $\mu V^2$ ]).
- La **onda Beta** y **Theta** anotan un **descenso generalizado** de su actividad al cerrar los ojos.



Gráfica 1: Comparación entre los estados basales de ojos cerrados y ojos abiertos.

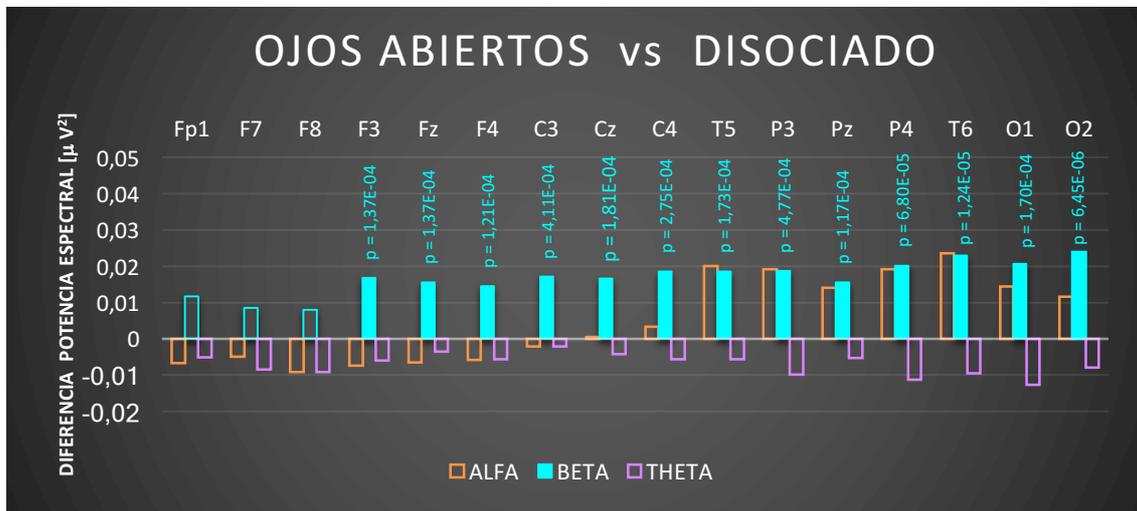
### 4.2 COMPARACIÓN DE ESTADOS DE LA REFRACCIÓN MONOCULAR

Tanto en la comparación del *Estado ojos abiertos vs Estado ocluser* (donde se privaba la estimulación del ojo no dominante direccional con un ocluser), como en *Estado ojos abiertos vs Estado difusor* (donde se anteponía una lente esmerilada o difusora sobre un ojo) **no se han registrado cambios** de potencial espectral estadísticamente significativos en ningún electrodo. (véase Anexo III: Gráfica 10 y Gráfica 11).

Además, al realizar una comparación cruzada, es decir *Estado difusor vs Estado ocluser*, se comprueba que tampoco **hay diferencias** entre ellos. (véase Anexo III: Gráfica 12).

En la Gráfica 2, al producirse el *Estado disociado* donde el optotipo y las gafas polarizadas hacen visible la zona superior al ojo derecho y la zona inferior al ojo izquierdo, muestra que:

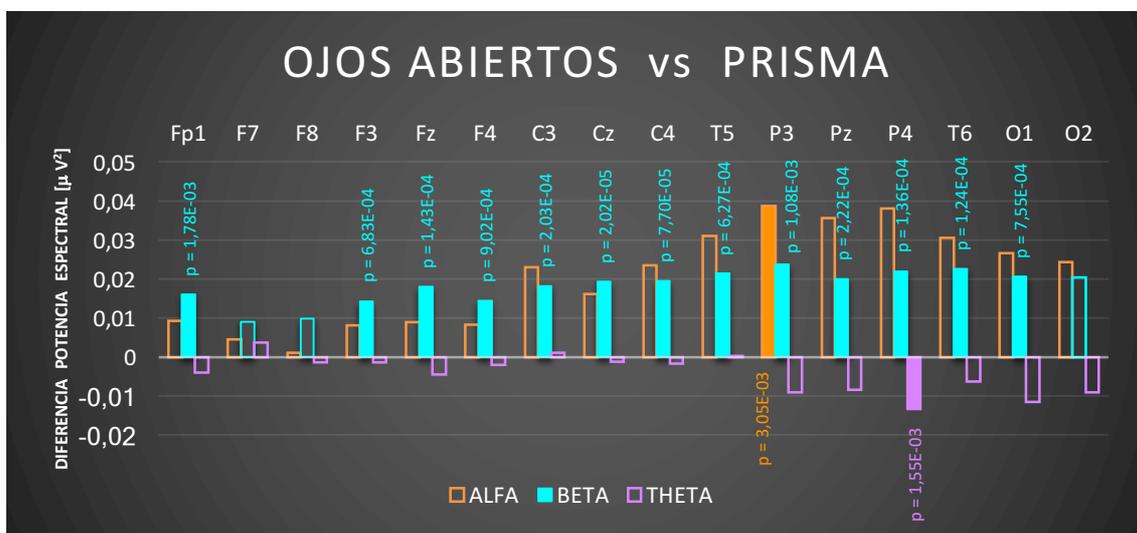
- La **actividad Beta disminuye** de forma generalizada en todos los electrodos salvo en el área prefrontal (Fp1, F7 y F8). Registrándose la máxima diferencia en los electrodos temporal y occipital derecho (T6= $2,30 \times 10^{-02}$  [ $\mu V^2$ ] y O2= $2,38 \times 10^{-02}$  [ $\mu V^2$ ]).
- La **actividad Alfa y Theta no evidencian cambios** estadísticamente significativos.



Gráfica 2: Comparación entre el estado de ojos abiertos y disociado.

En la Gráfica 3, en el *Estado prisma* los sujetos portaban un prisma sobre uno de los ojos, se muestra que:

- La **actividad Beta disminuye** de forma generalizada salvo en dos electrodos prefrontales (F7 y F8) y en el occipital derecho (O2). La potencia máxima se registra en el electrodo parietal izquierdo (P3= $2,37 \times 10^{-02}$  [ $\mu V^2$ ]).
- La **actividad Alfa** tan solo anotó un notable **descenso** en el electrodo parietal izquierdo (P3= $3,87 \times 10^{-02}$  [ $\mu V^2$ ]).
- La **onda Theta** únicamente sufrió un **aumento** estadísticamente significativo en el electrodo parietal derecho (P4= $-1,34 \times 10^{-02}$  [ $\mu V^2$ ]).



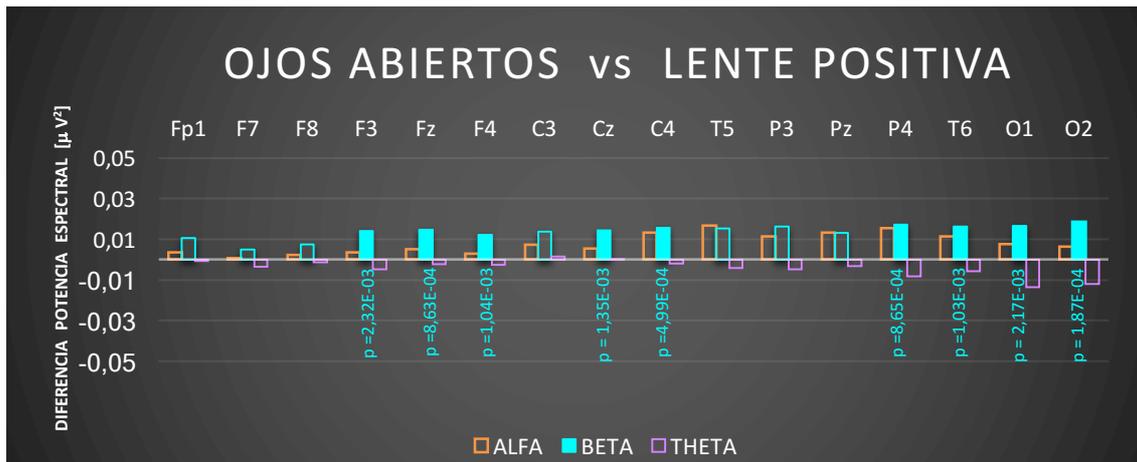
Gráfica 3: Comparación entre el estado de ojos abiertos y prisma.

Sin embargo, al comparar **Estado disociado vs Estado prisma** no se puede demostrar que haya **diferencias** de la actividad cortical en ningún electrodo. (véase Anexo III: Gráfica 13).

#### 4.3 COMPARACIÓN DE ESTADOS DE LA REFRACCIÓN BINOCULAR

En la Gráfica 4, en el **Estado lente positiva** los sujetos portan una lente de +1.50[D] en un ojo:

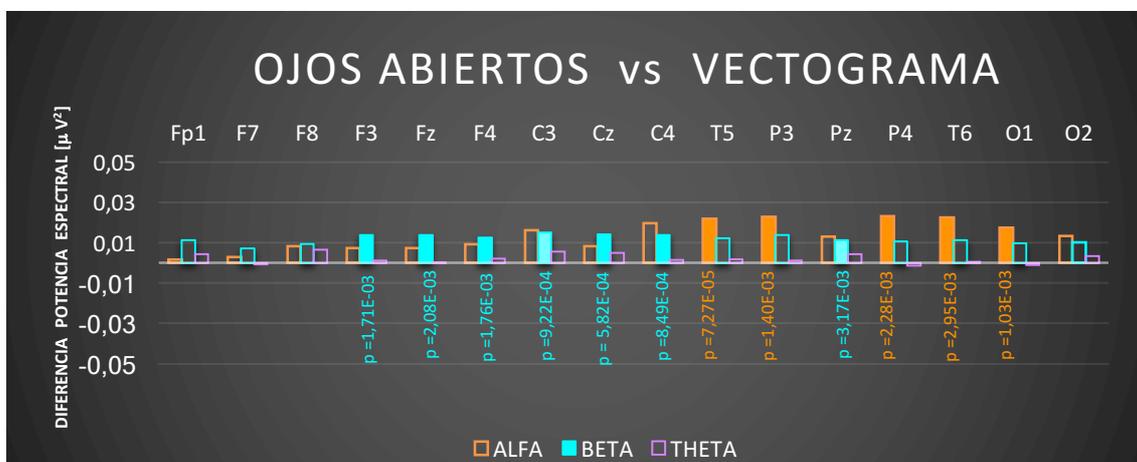
- La **actividad Beta disminuye** de forma local. Sobre el área frontal (Fz, F3 y F4), línea media central derecha (Cz y C4) parietal y temporal derecho (P4 y T6) y área occipital (O1 y O2). Este último ha anotado la potencia máxima ( $O2=1,87 \times 10^{-02} [\mu V^2]$ ).
- La **actividad Alfa y Theta no evidencian cambios** estadísticamente significativos.



Gráfica 4: Comparación entre el estado de ojos abiertos y lente positiva.

En la Gráfica 5, en el **Estado vectograma** el optotipo de tres líneas de AV polarizado hace visible con ambos ojos la línea central, mientras que la superior e inferior se perciben monocularmente:

- La **actividad Beta disminuye** de manera local, alcanzando los electrodos frontocentrales (F3, Fz, F4, C3, Cz y C4) y la línea media parietal (Pz). La potencia máxima se ha registrado en el electrodo del área central izquierda (C3= $1,51 \times 10^{-02} [\mu V^2]$ ).
- La **actividad Alfa** también registró una **disminución** del potencial localmente. En este caso, en los electrodos parietales y temporales de ambos hemisferios (T5, P3, P4 y T6) y en el occipital izquierdo (O1), siendo este el de menor potencia ( $O1=1,74 \times 10^{-02} [\mu V^2]$ ).
- La **actividad Theta no evidencia cambios** estadísticamente significativos.



Gráfica 5: Comparación entre el estado de ojos abiertos y vectograma.

En la Gráfica 6, la comparación entre los métodos de la refracción subjetiva binocular muestra solo la existencia de cambios en el potencial espectral de la **onda Theta**, **aumentando a favor del Estado lente positiva**. Se produjo estadísticamente significativo únicamente en los electrodos occipitales (O1= $1,26 \times 10^{-02}$  [ $\mu V^2$ ] y O2= $1,56 \times 10^{-02}$  [ $\mu V^2$ ]).

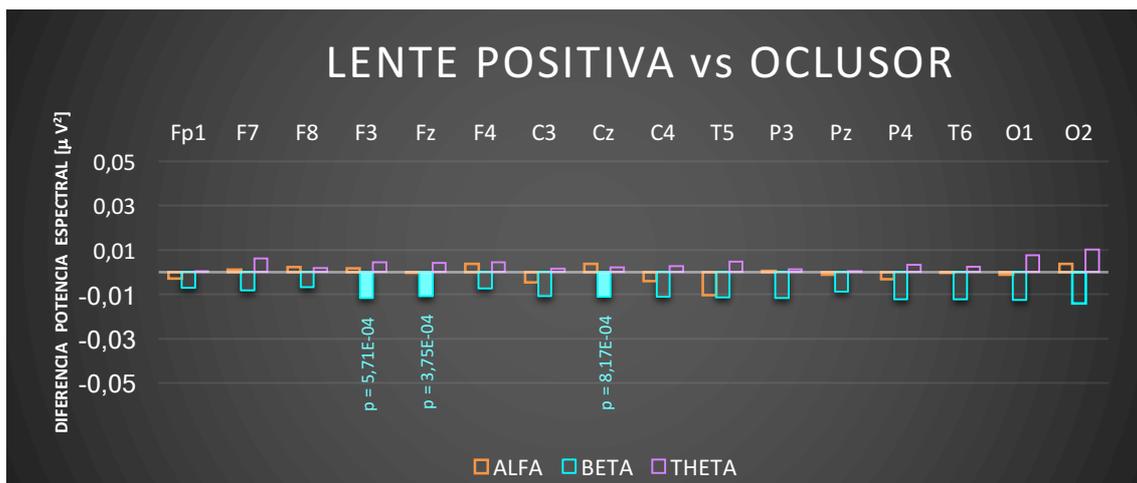


Gráfica 6: Comparación entre el estado lente positiva y vectograma.

#### 4.4 COMPARACIÓN REFRACCIÓN MONOCULAR VS REFRACCIÓN BINOCULAR

En la Gráfica 7, la evidencia significativa es muy escasa:

- Se produce una **disminución** de la **actividad Beta** estadísticamente significativa ante el *Estado lente positiva*. No obstante, esta disminución es de carácter local puesto que únicamente la línea media fronto-central (Fz= $-1,08 \times 10^{-02}$  [ $\mu V^2$ ] y Cz= $-1,12 \times 10^{-02}$  [ $\mu V^2$ ]) y el electrodo frontal izquierdo (F3= $-1,18 \times 10^{-02}$  [ $\mu V^2$ ]) han percibido un decrecimiento de similar magnitud.
- La **onda Alfa y Theta** no han demostrado un cambio estadísticamente significativo en ninguno de los electrodos.

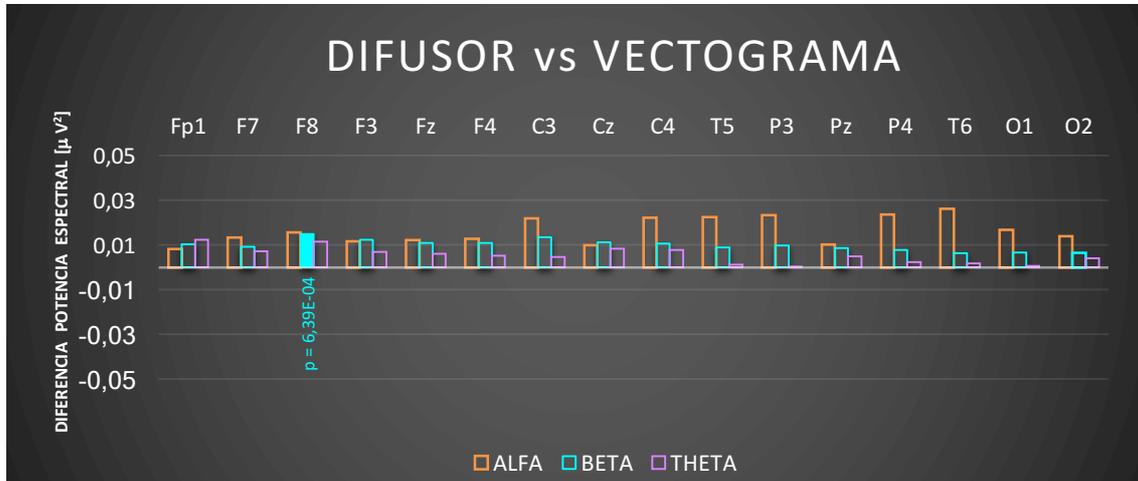


Gráfica 7: Comparación entre el estado lente positiva y oclisor.

En cambio, **no existen cambios estadísticamente significativos** entre la actividad cortical del *Estado oclisor vs Estado vectograma*. (véase Anexo III: Gráfica 14).

En la Gráfica 8, tan solo se observa en un electrodo un cambio estadísticamente significativo:

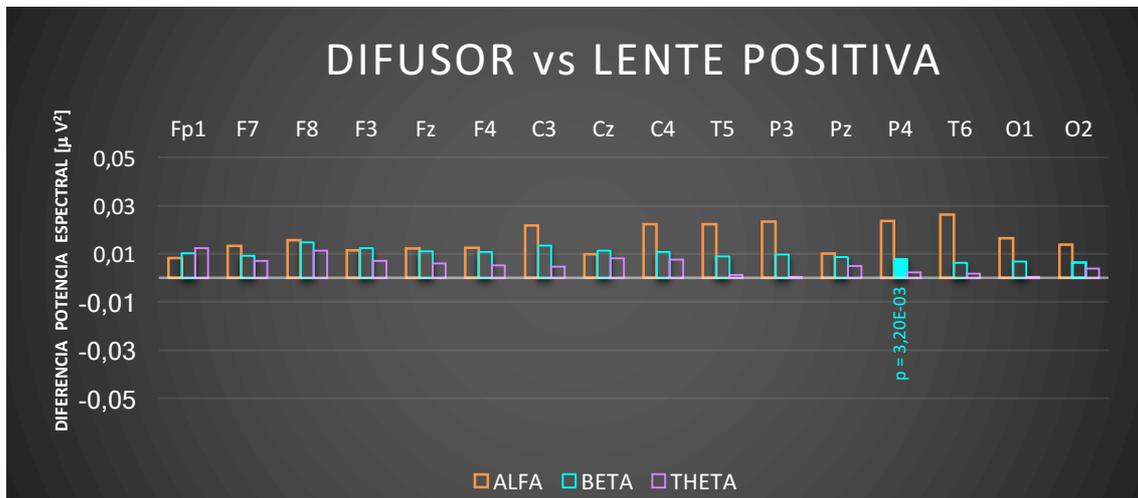
- Únicamente se produce una **disminución** de la **actividad Beta** ante el *Estado vectograma* en el electrodo prefrontal derecho (F8= $1,47 \times 10^{-02}$  [ $\mu V^2$ ]).
- La **onda Alfa y Theta** no han demostrado un cambio estadísticamente significativo.



Gráfica 8: Comparación entre el estado difusor y vectograma.

En la Gráfica 9, de nuevo la evidencia significativa es muy escasa:

- Se produce una **disminución** de la **actividad Beta** ante el *Estado lente positiva* en el electrodo parietal derecho (P4= $7,86 \times 10^{-03}$  [ $\mu V^2$ ]).
- La **onda Alfa y Theta** no han demostrado un cambio estadísticamente significativo en ninguno de los electrodos.



Gráfica 9: Comparación entre el estado difusor y lente positiva.

## 5 DISCUSIÓN

Se ha evaluado la potencia espectral de los registros EEG en todo el cuero cabelludo, ante diferentes estados de disociación binocular. En base a las hipótesis y objetivos que nos planteamos al inicio del presente trabajo, se discuten los resultados obtenidos.

En relación con la primera publicación que se realizó en la historia del EEG (18), escrita por Hans Berger, se ha corroborado que la *actividad Alfa* aumenta como reacción al cierre palpebral (véase Grafica 1). Además, se ha observado una disminución de actividad *Theta* en **Estado ojos cerrados respecto a Estado ojos abiertos**.

**Hipótesis 1:** Los elementos disociantes usados en la refracción subjetiva monocular producen cambios en la actividad cortical.

Respecto a dicha hipótesis se han observado diferentes resultados dependiendo del elemento disociante que se usó:

Tanto en **Estado ojos abiertos vs Estado ocluser**, como en **Estado ojos abiertos vs Estado difusor** no se han registrado cambios en el potencial espectral. (véase Anexo III: Gráfica 10 y Gráfica 11). Por tanto, la actividad cerebral no varía cuando ambos ojos reciben estimulación frente a cuando uno de ellos es ocluido, no pudiéndose rechazar la hipótesis nula. Además, tampoco se han observado diferencias estadísticamente significativas entre la oclusión con un material opaco (**Estado ocluser**) que produzca oscuridad total en el ojo y un material traslucido (**Estado difusor**) que transmita información lumínica pero no de detalle (véase Anexo III: Gráfica 12).

En la comparación de la visión asociada con la visión doble central (**Estado ojos abiertos vs Estado disociado**) se observa un decrecimiento en *Beta*. Mientras que en la actividad *Alfa* y *Theta* no se registran cambios (véase Gráfica 2). Esta evidencia se corrobora con estudios anteriores de vergencias forzadas inducidas con polarizadores. (50,51)

También se concibe una disminución de *Beta* cuando la diplopia se percibe en todo el campo visual (**Estado ojos abiertos vs Estado prisma**). A diferencia del **Estado disociado**, *Alfa* anota una disminución de su potencial en el electrodo parietal izquierdo (P3), así como de un aumento de *Theta* en el electrodo parietal del hemisferio opuesto (véase Gráfica 3).

La evidencia científica relata que la *actividad Theta* se encuentra ligada a la *actividad Alfa*, aumentando cuando Alfa disminuye. (33) Esta situación se confirma para el caso **Estado ojos abiertos vs Estado prisma**.

Por otro lado, también se hace mención de una reducción de *Beta* ante el inicio de movimiento, y de un aumento cuando este cesa. (23,31) Ante los resultados anteriores se podría especular que al originarse diplopia se produjo la intención de movimiento ocular, pero este no fue completado por la incapacidad de las reservas fusionales. Por lo que estaremos ante una situación similar a la de inicio del movimiento y por consiguiente disminución de *Beta*.

Además, la disminución de *Beta* tanto para **Estado disociado** como para **Estado prisma**, no sucedió en todo el encéfalo, sino que en la región prefrontal no se registró cambios. No obstante, ello no determina que realmente no se esté produciendo *actividad Beta*, sino que esta región no se encuentra sincronizada con el evento en cuestión.

Nuestros datos de EEG también mostraron un hallazgo importante al comparar **Estado disociado vs Estado prisma**. No se encontraron cambios entre percibir diplopia tanto central como periférica que solo central ( $p > 3 \times 10^{-03}$ ). Este resultado se apoya en que la fovea tiene una amplia representación en la corteza visual primaria (8). Y que, además, fuera de ella la AV sufre un rápido detrimento, por tanto, el detalle de las imágenes dobles en periferia no será tan visible ni se notará tanto. (42) Dicho esto, no se puede rechazar la hipótesis nula, pues la disociación periférica no es requisito suficiente para producir modificaciones en el potencial de las ondas con respecto a la disociación central.

Al comparar la disociación con prisma y polarizado (donde se percibe diplopia) con los estados ocluser y difusor se ha obtenido que:

La confrontación de la supresión monocular del **Estado ocluser** con la diplopia foveal del **Estado disociado** evidencia un detrimento de la *actividad Beta* con el disociado (Anexo III: Gráfica 20). A pesar de que no se han encontrado cambios entre la percepción de diplopia central y de la totalidad del campo visual (**Estado prisma**), en la comparación del **Estado ocluser vs Estado prisma** la disminución de *Beta* con el prisma ha sido topográficamente mayor en la diplopia total. Asimismo, *Alfa* también se ha reducido (únicamente en el electrodo temporal izquierdo (T5)).

Desde otra perspectiva, al contrastar el difusor ante los estados productores de diplopia se extrae que existe una mayor reducción de *Beta* en el **Estado difusor vs Estado prisma** (Anexo III: Gráfica 21) que en **Estado difusor vs Estado disociado** (Anexo III: Gráfica 22). En este último además se percibe un incremento de Theta exclusivamente sobre el electrodo occipital izquierdo (O1).

**Hipótesis 2:** Las diferentes técnicas para la realización de la refracción subjetiva binocular producen cambios en la actividad cortical.

Al degradar la calidad de la imagen de manera desigual con una lente positiva, se produce rivalidad binocular. El fenómeno de rivalidad se ocasiona cuando dos regiones correspondientes de las retinas son estimuladas por imágenes diferentes que no pueden ser fusionadas y por consiguiente se puede alternar la percepción de los estímulos o incluso suprimirse uno frente al otro. (42)

Ante dicha situación (**Estado ojos abiertos vs Estado lente positiva**), a nivel cerebral tan solo se ha observado la disminución de *actividad Beta* con la lente positiva (véase Gráfica 4). En el resto de ondas no se han hallado cambios. El déficit estadísticamente significativo de *actividad Beta* se presenció en los electrodos de la corteza frontal (F3, Fz y F4), siguiendo por el hemisferio derecho (Cz, C4, P4 y T6) hasta la corteza occipital (O1 y O2).

Un dato curioso es que el 76% de los participantes portaron la lente positiva sobre el ojo izquierdo. Sin embargo, este hallazgo no se puede relacionar con no haber hallado cambios sobre la mayor parte del hemisferio izquierdo, pues las fibras de ambas retinas se entrecruzan en el quiasma y cada hemisferio recibe estímulos del hemisferio contralateral.

Para el caso **Estado ojos abiertos vs Estado vectograma**, la rivalidad se hace menos evidente pues las letras del optotipo que son correspondidas por un campo homogéneo blanco (fondo del optotipo) son fácilmente suprimibles. Aunque es un estado muy similar al que se produce solo con ojos abiertos, esa pequeña rivalidad produce una disminución de la *actividad Beta*. En concreto, en los electrodos frontocentrales. Además, esta es acompañada por una disminución en la *actividad Alfa* tanto de la corteza parietal y temporal de ambos hemisferios, como del lóbulo occipital izquierdo (O1) (véase Gráfica 5).

Hemos observado que pequeñas disparidades mostradas en fovea son capaces de inducir cambios en los ritmos corticales. De nuevo se hace evidente la importante representación del campo visual central en el cortex visual.

Estudios han presenciado una disminución de *actividad Alfa* al inicio de la actividad propia de la región cerebral que la genera. (23,27,28,32) Por otro lado, daños bilaterales de la corteza parietal-temporal han sido relacionados con la inhabilidad para integrar componentes de la escena visual (simultagnosia). (52) De ello podemos teorizar, que el hecho de presentar dentro del área visual central, una parte de pequeña rivalidad fácilmente suprimible y otra parte fusionable, puede incrementar la activación de estas áreas. Así mismo, esta disminución de *Alfa* también ocurrió sobre el electrodo parietal izquierdo en el **Estado prisma frente al Estado ojos abiertos**. Mientras que en **Estado ojos abiertos vs Estado disociado** no hubo cambios (Gráfica 2).

En conclusión, la anterior teoría no se puede confirmar puesto que debería haber evidencias de *Alfa* en los tres casos (prisma, disociado y vectograma).

Se ha deducido que entre ambas técnicas (**Estado lente positiva vs Estado vectograma**) la rivalidad binocular es más pronunciada en el caso del *Estado lente positiva*, luego se espera una mayor disminución de su actividad cortical en la frecuencia *Beta*. Sin embargo, no se han descrito diferencias tanto en *Alfa* como en *Beta*. Únicamente en los electrodos occipitales (O1 y O2) se ha incrementado la *actividad Theta* en favor del *Estado lente positiva*.

Se ha descrito actividad theta en las referencias citadas en el presente trabajo correlacionada con la actividad Alfa (33). Como en este caso se ha observado de forma aislada, resulta complicado contrastarla con alguna actividad.

**Hipótesis 3:** Los elementos que se utilizan durante la refracción monocular y en la refracción binocular exhiben diferencias en la actividad cortical.

Según Pons Moreno y Martínez Verdú, un campo homogéneo percibido por un ojo no produce rivalidad frente a un estímulo determinado (deprivación monocular). (42) Bajo la hipótesis de que el vectograma causa una ligera rivalidad, en este estudio se demuestra que entre **Estado difusor vs Estado vectograma** hay una sutil aunque puede que importante diferencia, y es que se produce una disminución de *Beta* en el electrodo prefrontal derecho (F8) ante el *Estado vectograma*. Sin embargo, esto no ocurre entre **Estado ocluser vs Estado vectograma**. De modo que, la respuesta cortical a la leve rivalidad binocular no mantiene diferencias con la oclusión monocular.

Para el caso de **Estado lente positiva vs Estado ocluser** se acepta la hipótesis 3, puesto que se ha anotado de nuevo disminución en *Beta* en los electrodos frontocentrales (F3, Fz y Cz) (véase Gráfica 7) de *Beta* ante la rivalidad de la lente positiva. Mientras que en **Estado difusor vs Estado lente positiva** la reducción ha sido únicamente en el electrodo parietal derecho (P4) (véase Gráfica 9)

Por otro lado, al comparar los estados productores de diplopia con los estados de la refracción subjetiva binocular se ha observado que:

Tanto el **Estado prisma** como el **Estado disociado** han encontrado diferencias con el **Estado vectograma**. Al provocar diplopia central (Anexo III: Gráfica 16) se ha producido un aumento de *Alfa* y *Theta* en el electrodo prefrontal derecho (F8) en cambio durante la diplopia central y periférica tan solo *Theta* se ha incrementado en el parietal y occipital del mismo hemisferio (P4 y O2) (Anexo III: Gráfica 15).

Sin embargo, estas diferencias no son existentes ante el **Estado lente positiva vs Estado prisma** (Anexo III: Gráfica 17) ni ante **Estado disociado vs Estado lente positiva**, de lo cual se podría especular que: tanto la lente positiva, el prisma y la disociación con polarizadores son elementos que rivalizan. La diferencia con el vectograma radica en el anclaje fusional que presenta de manera central y al igual que el ocluser y el difusor es poco rivalizante.

Cabe destacar que algunos sujetos percibieron diplopia durante el **Estado lente positiva**, lo cual corrobora que el anclaje periférico no era suficiente y sus ejes visuales se disociaban.

## 6 CONCLUSIÓN

Del estudio del potencial espectral de los ritmos corticales se extraen las siguientes conclusiones:

- ✓ La *onda Alfa* incrementa su potencial espectral en reacción con el cierre palpebral, mientras que *Theta* disminuye.
- ✓ Ante la inducción de disociación binocular no se han encontrado cambios significativos de *onda Alfa*, al contrario que en la *onda Beta*.
- ✓ El hecho de estar disociado y percibiendo estímulos por ambos ojos produce una fuerte disminución en el potencial espectral de la *onda Beta*.
- ✓ La privación monocular no muestra cambios corticales frente a la visión con ojos abiertos. Tampoco cuando esta se produce por un material opaco o por un material traslucido.
- ✓ A nivel cortical no se evidencian diferencias entre la percepción de diplopia foveal con fusión periférica y diplopia de la totalidad del campo visual.
- ✓ Los resultados sugieren que la disminución de Beta se puede utilizar como un indicador de rivalidad.
- ✓ Ante el fenómeno de rivalidades binoculares sutiles disminuye la *actividad Beta*, así como se producen descensos focales de *Alfa*.
- ✓ De entre los elementos rivalizantes, el que más semejanza presenta con la supresión por privación monocular, es el que menos rivalidad presenta, es decir vectograma.
- ✓ Las diferencias entre rivalidades binoculares se aprecian mediante el aumento de *actividad Theta* occipital.

## 7 DEBILIDADES DEL ESTUDIO Y PROPOSICIONES FUTURAS

Bajo mi punto de vista, el experimento ha satisfecho los objetivos propuestos. Si bien, se pueden mejorar aspectos tales como:

- El paradigma experimental induce una larga duración del experimento, provocando en los participantes cansancio tanto físico como mental.
- Tampoco permite obtener información instantánea en el tiempo.
- El método de análisis empleado no permite localizar de manera clara las fuentes productoras de los ritmos cerebrales para poder especular cuáles son los centros que se están activando.

Proposiciones futuras:

- Puesto que se ha obtenido una alta significancia en los resultados expuestos, se podría plantear un análisis que mejore la localización de los centros que se activan.
- Valorar la ejecución de otros análisis en función de parámetros de la señal electroencefalográfica diferentes a la potencia espectral como la fase o la sincronización entre zonas.
- Plantear un paradigma experimental que reduzca la duración del experimento.

## 8 ANEXOS

### 8.1 ANEXO I BIBLIOGRAFÍA

1. Latorre Á, Bisetto D, Teruel J. **Trastornos y dificultades del desarrollo: Evaluación, intervención y casos prácticos**. Universitat de València; 2011. 445 p.
2. Vicario CU. **Neurobiología de la visión**. 2a ed. Ediciones UPC; 1999. 288 p.
3. Furlan WD, Monreal JG, Escrivá LM. **Fundamentos de optometría, 2a ed.: Refracción ocular**. Universitat de València; 2011. 281 p.
4. Mtui E, FitzGerald MJT, Gruener G, Dockery P, Götzens García V. **Neuroanatomía clínica y neurociencia**. 7ª ed. Barcelona: Elsevier; 2017. 382 p.
5. Martin JH. Imagen 1. En: **Neuroanatomía texto y atlas** [Internet]. 4a ed. McGraw-Hill Education; [citado 6 de abril de 2018]. Disponible en: [www.accessmedicina.mhmedical.com](http://www.accessmedicina.mhmedical.com)
6. Martin JH. Imagen 2. En: **Neuroanatomía texto y atlas** [Internet]. [citado 6 de abril de 2018]. Disponible en: [www.accessmedicina.mhmedical.com](http://www.accessmedicina.mhmedical.com)
7. Murphy KM, Duffy KR, Jones DG, Mitchell DE. **Development of Cytochrome Oxidase Blobs in Visual Cortex of Normal and Visually Deprived Cats**. Cereb Cortex [Internet]. 1 de febrero de 2001 [citado 13 de junio de 2018];11(2):122-35. Disponible en: <https://academic.oup.com/cercor/article/11/2/122/386101>
8. Wandell BA, Winawer J. **Imaging retinotopic maps in the human brain**. Vision Res [Internet]. 13 de abril de 2011;51(7):718-37. Disponible en: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0042698910003780>
9. Angelucci A, Roe AW, Sereno MI. **Controversial issues in visual cortex mapping: Extrastriate cortex between areas V2 and MT in human and nonhuman primates**. Vis Neurosci [Internet]. 2015;32. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5307691/>
10. Boynton GM, Hegdé J. **Visual Cortex: The Continuing Puzzle of Area V2**. Curr Biol [Internet]. 13 de julio de 2004;14(13):R523-4. Disponible en: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S096098220400449X>
11. Gegenfurtner KR, Kiper DC, Levitt JB. **Functional properties of neurons in macaque area V3**. J Neurophysiol. abril de 1997;77(4):1906-23.
12. Grill-Spector K, Malach R. **The human visual cortex**. Annu Rev Neurosci [Internet]. 6 de julio de 2004;27(1):649-77. Disponible en: <https://www.annualreviews.org/doi/10.1146/annurev.neuro.27.070203.144220>
13. Ilg UJ. **The role of areas MT and MST in coding of visual motion underlying the execution of smooth pursuit**. Vision Res [Internet]. 1 de septiembre de 2008;48(20):2062-9. Disponible en: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0042698908002137>
14. Mulholland TB. **Occipital alpha revisited**. Psychol Bull. septiembre de 1972;78(3):176-82.

15. Maestú Unturbe F, Ríos Lago M, Cabestrero Alonso R. **Neuroimagen: técnicas y procesos cognitivos**. Barcelona: Elsevier Masson; 2007. 546 p.
16. Cosman JD, Lowe KA, Zinke W, Woodman GF, Schall JD. **Prefrontal Control of Visual Distraction**. *Curr Biol* [Internet]. 5 de febrero de 2018;28(3):414-420.e3. Disponible en: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0960982217316561>
17. Gross CG. **Brain, Vision, Memory: Tales in the History of Neuroscience**. MIT Press; 1999. 284 p.
18. Niedermeyer E, Silva FHL da. **Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields**. Lippincott Williams & Wilkins; 2005. 1340 p.
19. **Anales de la Real Academia Nacional de Medicina - 1950 - Tomo LXVII - Cuaderno 4**. Real Academia Nac. Medicina; 228 p.
20. Berger H. **Über das Elektrenkephalogramm des Menschen**. *Arch Für Psychiatr Nervenkrankh* [Internet]. 1 de diciembre de 1929 [citado 6 de abril de 2018];87(1):527-70. Disponible en: <https://link.springer.com/article/10.1007/BF01797193>
21. Balcells M, Cisteré V. **Historia de la Electroencefalografía en España: introducción y evolución. 2** [Internet]. 2014; 1:38-42.  
Disponible en: [http://nah.sen.es/vmfiles/abstract/NAHV2N1201438\\_42ES.pdf](http://nah.sen.es/vmfiles/abstract/NAHV2N1201438_42ES.pdf)
22. coordinadores, Iriarte Franco J, Artieda González-Granda J. **Manual de Neurofisiología Clínica**. Buenos Aires; Madrid [etc.]; 2012. 396 p.
23. Maestú F, Pereda E, del Pozo F. **Conectividad funcional y anatómica en el cerebro humano: Análisis de señales y aplicaciones en ciencias de la salud**. Barcelona [etc.]: Elsevier, D.L.; 2015. 266 p.
24. Mizuhara H. **Cortical dynamics of human scalp EEG origins in a visually guided motor execution**. *NeuroImage* [Internet]. 1 de septiembre de 2012 [citado 5 de abril de 2018];62(3):1884-95. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1053811912005605>
25. Wróbel A. **Beta activity: a carrier for visual attention**. *Acta Neurobiol Exp (Warsz)*. 2000;60(2):247-60.
26. Boutros NN, Galderisi S, Pogarell O, Riggio S. **Standard Electroencephalography in Clinical Psychiatry: A Practical Handbook**. John Wiley & Sons; 2011. 207 p.
27. Bazanova O., Vernon D. **Interpreting EEG alpha activity**. *Neurosci Biobehav Rev* [Internet]. 1 de julio de 2014 [citado 15 de abril de 2018]; 44:94-110. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0149763413001279>
28. Clayton MS, Yeung N, Cohen Kadosh R. **The many characters of visual alpha oscillations**. *Eur J Neurosci*. 17 de octubre de 2017;
29. Blume WT, editor. **Atlas de electroencefalografía en niños y adultos**. Madrid: Aula Médica; 2012. 702 p. (Biblioteca Aula Médica).
30. Poltavski DV, Biberdorf D, Petros TV. **Accommodative response and cortical activity during sustained attention**. *Vision Res*. 15 de junio de 2012; 63:1-8.

31. Mulholland TB, Peper E. **Occipital alpha and accommodative vergence, pursuit tracking, and fast eye movements.** *Psychophysiology*. septiembre de 1971;8(5):556-75.
32. Basar E, Schurmann M. **Alpha Rhythms in the Brain: Functional Correlates.** *Physiology* [Internet]. 1 de abril de 1996;11(2):90-6. Disponible en: <https://www.physiology.org/doi/abs/10.1152/physiologyonline.1996.11.2.90>
33. Klimesch W. **EEG alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance: a review and analysis.** *Brain Res Rev* [Internet]. 1 de abril de 1999;29(2):169-95. Disponible en: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0165017398000563>
34. Lopes da Silva F. **EEG and MEG: relevance to neuroscience.** *Neuron*. 4 de diciembre de 2013;80(5):1112-28.
35. Schmiedt JT, Maier A, Fries P, Saunders RC, Leopold DA, Schmid MC. **Beta oscillation dynamics in extrastriate cortex after removal of primary visual cortex.** *J Neurosci Off J Soc Neurosci*. 27 de agosto de 2014;34(35):11857-64.
36. Spitzer B, Haegens S. **Beyond the Status Quo: A Role for Beta Oscillations in Endogenous Content (Re)Activation.** *eNeuro* [Internet]. 2 de agosto de 2017;4(4). Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5539431/>
37. Holgado AJN, Terry JR, Bogacz R. **Conditions for the generation of beta oscillations in the subthalamic nucleus-globus pallidus network.** *J Neurosci Off J Soc Neurosci*. 15 de septiembre de 2010;30(37):12340-52.
38. Chen C, Li K, Wu Q, Wang H, Qian Z, Sudlow G. **EEG-based detection and evaluation of fatigue caused by watching 3DTV. Displays** [Internet]. 1 de abril de 2013;34(2):81-8. Disponible en: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0141938213000048>
39. Wang Y, Liu T, Li S, Wang J. **Using electroencephalogram spectral components to assess visual fatigue caused by sustained prism-induced diplopia.** En: 2016 9th International Congress on Image and Signal Processing, BioMedical Engineering and Informatics (CISP-BMEI). 2016. p. 1551-6.
40. Liebe S, Hoerzer GM, Logothetis NK, Rainer G. **Theta coupling between V4 and prefrontal cortex predicts visual short-term memory performance.** *Nat Neurosci*. 29 de enero de 2012;15(3):456-62, S1-2.
41. Harvey (MCOptom.) W, Franklin A. **Routine Eye Examination.** Elsevier/Butterworth Heineman; 2005. 160 p.
42. Verdú FMM, Moreno ÁMP. **Fundamentos de visión binocular.** Universitat de València; 2004. 416 p.
43. Leigh RJ, Zee DS. **The Neurology of Eye Movements.** Oxford University Press; 2015. 1137p.
44. **Circular polarization.** En: Wikipedia [Internet]. 2018. Disponible en: [https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Circular\\_polarization&oldid=840010321](https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Circular_polarization&oldid=840010321)
45. **OptoTab Office** [Internet]. SmarThings4Vision. [citado 26 de junio de 2018]. Disponible en: <http://www.smarthings4vision.es/productos/optotab-office/>

46. **Mobby 16** - Equipos [Internet]. Bitbrain. 2017 [citado 26 de junio de 2018]. Disponible en: <https://www.bitbrain.es/equipos/productos/mobby-16>
47. **FINR Interactive Brain** [Internet]. [citado 26 de junio de 2018]. Disponible en: <http://www.finr.net/files/brain/index.htm>
48. **BitBrain Technologies**. Manual BitLab. 2017.
49. **MATLAB** [Internet]. Disponible en: <https://es.mathworks.com/products/matlab.html>
50. Martín Egea J. **Aplicación de electroencefalografía digital a la evaluación de la estabilidad en visión binocular** [Trabajo de fin de grado]. [Zaragoza]: Universidad de Zaragoza; 2016.
51. Sánchez Sáez E. **Evaluación de la visión binocular con EEG digital** [Trabajo de fin de grado]. [Zaragoza]: Universidad de Zaragoza; 2017.
52. Denburg NL, Tranel D. **Balint Syndrome**. En: Squire LR, editor. Encyclopedia of Neuroscience [Internet]. Oxford: Academic Press; 2009. p. 37-9. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780080450469005568>

## 8.2 ANEXO II

### HOJA INFORMATIVA Y CONSENTIMIENTO INFORMADO

Es importante que lea esta hoja informativa con atención, ante cualquier pregunta no dude en consultarla con los investigadores encargados.

Usted ha sido invitado a participar como voluntario en el **Proyecto Crespo**. Esta contribución tiene el beneficio de producir conocimiento científico para la elaboración del trabajo de fin de grado de Elena Crespo Gastón.

En estudios realizados anteriormente por otros investigadores se ha observado la vinculación de la aparición de ciertos tipos de ondas cerebrales con procesos cognitivos del área visual.

Este estudio tiene como objetivo el registro y posterior análisis de la respuesta cerebral de las diferentes áreas corticales vinculadas con la visión ante diferentes estados de visión disociada en las que el cerebro intentará fusionar las imágenes percibidas por ambos ojos.

La tecnología utilizada es la electroencefalografía digital la cual es no invasiva, y permite recoger la actividad cerebral mediante distintos sensores.

Se realizará en un único día con una duración total aproximada de 1.50 h y tendrá lugar en las instalaciones de la Facultad de Ciencias de la Universidad de Zaragoza. En la misma sesión se realizarán unas medidas optométricas previas. Para llevar a cabo el estudio será necesario:

- Un gorro con sensores sobre el cuero cabelludo para recoger la actividad eléctrica del cerebro.
- Una gafa de pruebas en la que se le irán anteponiendo diferentes lentes (polarizadores circulares, lente positiva, ocluser, etc....) para crear las distintas situaciones.

A juicio de los investigadores el estudio no representa ningún riesgo físico o psicológico ni conlleva efectos secundarios para usted. Tampoco existen efectos secundarios ni riesgo para embarazadas o mujeres en período de lactancia. Así mismo, deberá usted prestar su consentimiento a su participación en el estudio y al tratamiento de sus datos.

#### CONFIDENCIALIDAD Y PUBLICIDAD DE LOS DATOS

Para la realización del estudio le serán recabados determinados datos de carácter personal. Con su participación en el estudio y su firma, usted presta su consentimiento expreso y escrito para que sus datos de carácter personal sean almacenados y utilizados para los fines específicos de la investigación. Así mismo responde a la veracidad, exactitud, vigencia, autenticidad y pertinencia de los mismos.

#### DECLARACIÓN Y CONSENTIMIENTO

D/D<sup>a</sup>. \_\_\_\_\_, mayor de edad, declara haber leído la presente hoja de información, haber recibido información suficiente sobre el estudio y haber podido realizar consultas sobre el mismo, prestando su consentimiento libre a su participación. Así mismo declara haber sido informado del carácter totalmente voluntario del estudio y comprende que puede retirarse del mismo en cualquier momento sin necesidad de justificar su decisión.

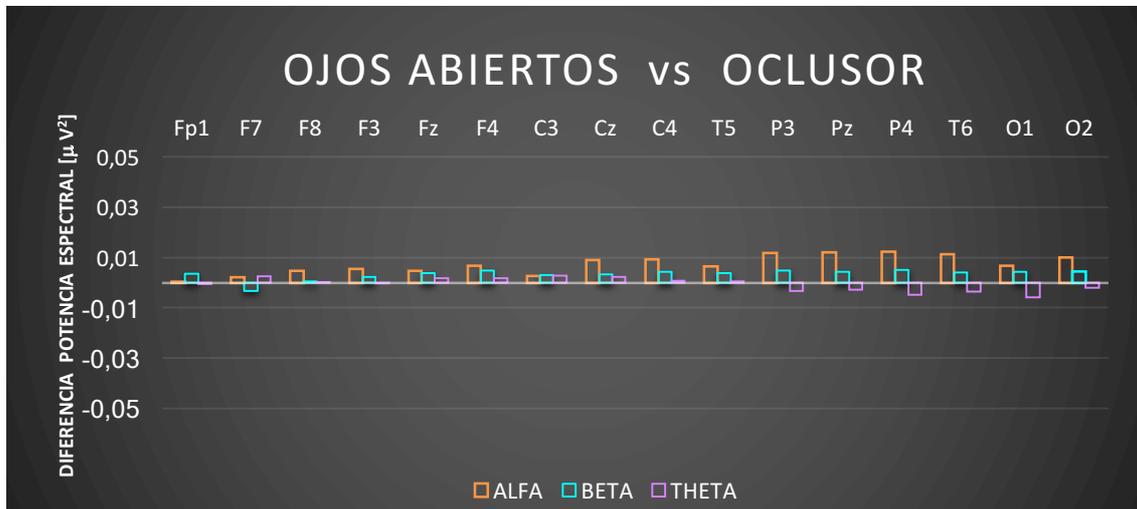
Expresamente consiente que los resultados de este estudio sean incluidos en publicaciones científicas y/o comerciales y divulgados públicamente, en el bien entendido de que en ningún caso se transmitirá ningún dato que pueda llevar a su identificación como participante.

Y para que conste lo firma en \_\_\_\_\_, a \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 20\_\_\_\_\_

### 8.3 ANEXO III

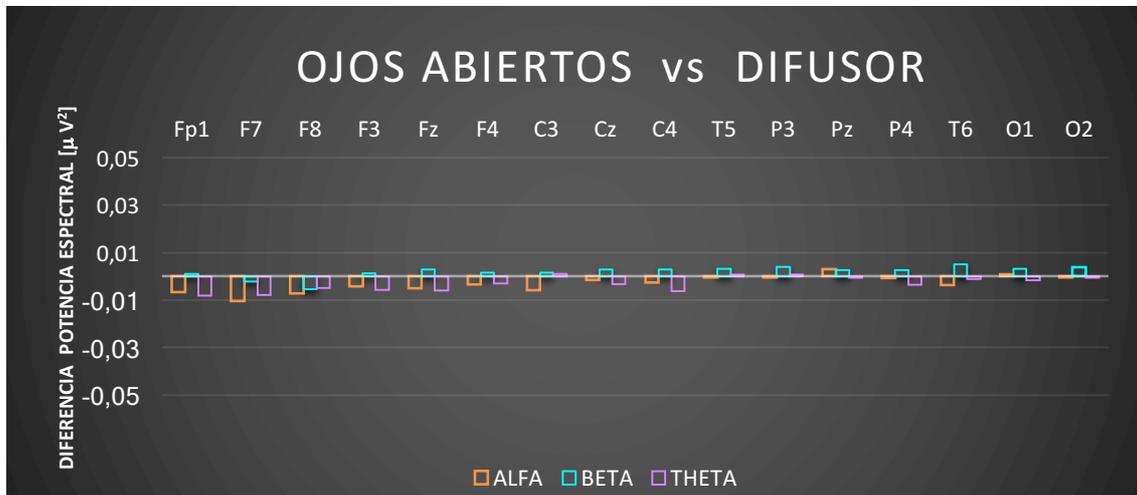
#### GRÁFICAS COMPARATIVAS: Refracción subjetiva monocular.

En la Gráfica 10, el *Estado ocluser* donde se penalizaba la estimulación del ojo no dominante direccional con un ocluser, **no se ha registrado cambios** de potencial espectral estadísticamente significativos en ningún electrodo comparado con el *Estado basal*.



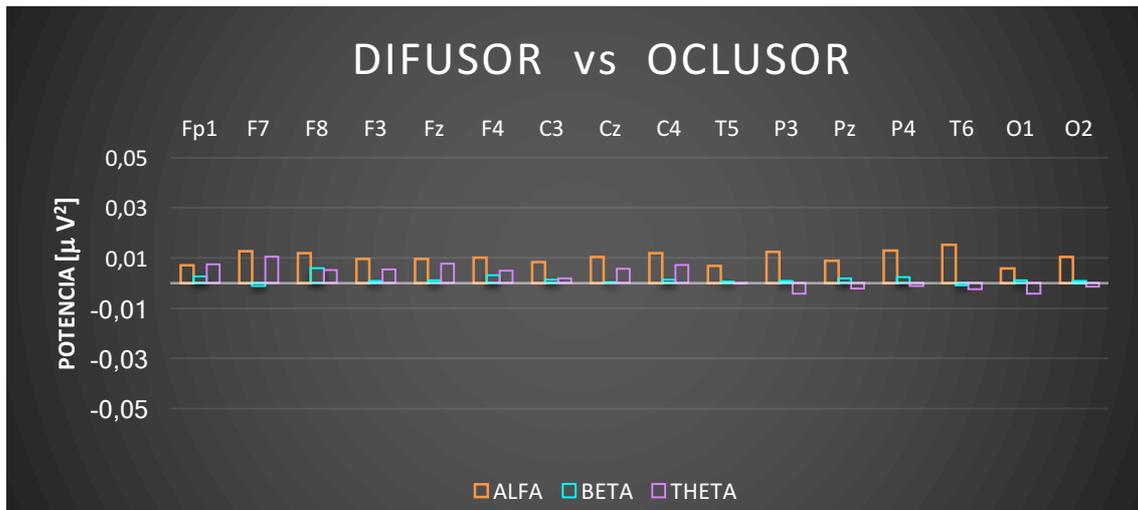
Gráfica 10: Comparación entre el estado de ojos abiertos y ocluser.

En la Gráfica 11, el *Estado difusor* en el que se antepone una lente esmerilada o difusora sobre un ojo **tampoco se han registrado cambios** de potencial espectral estadísticamente significativas en ningún electrodo comparado con el *Estado basal*.



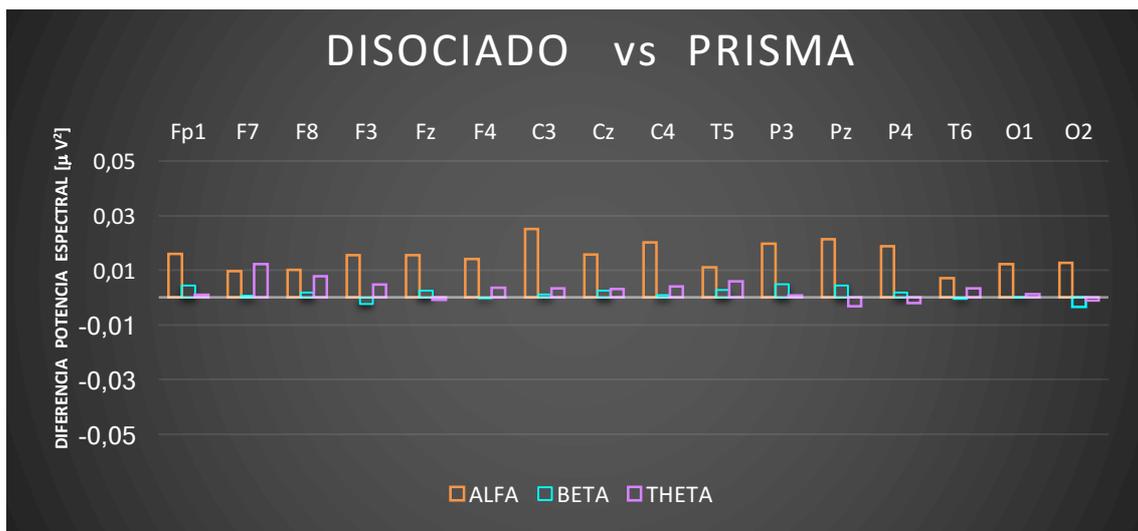
Gráfica 11: Comparación entre el estado de ojos abiertos y difusor.

En la Gráfica 12, se comprueba que **tampoco hay diferencias** estadísticamente significativas de la actividad cortical en ningún electrodo entre ambos estados.



Gráfica 12: Comparación entre el estado difusor y oclucor.

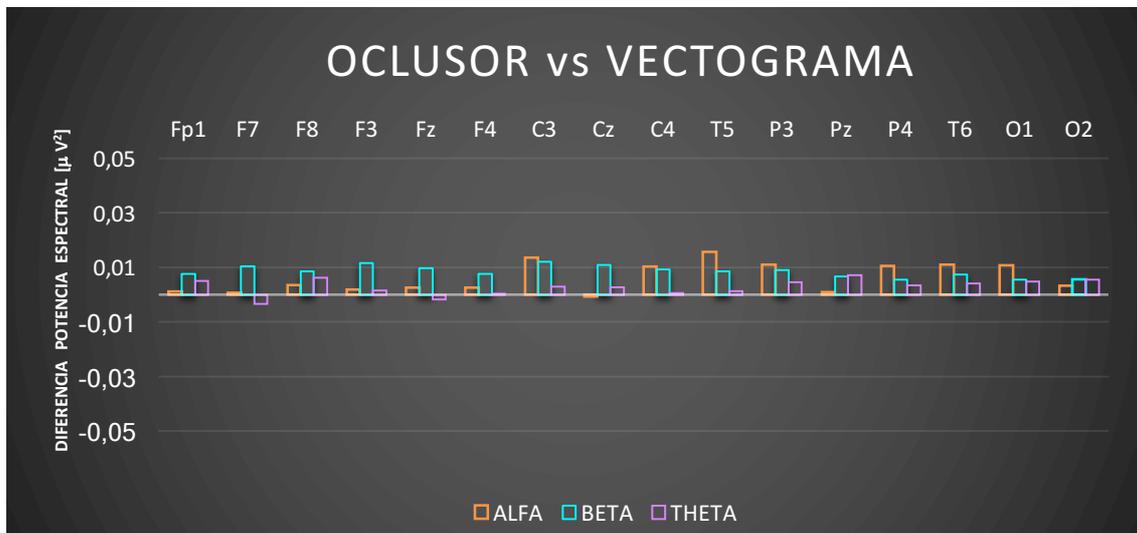
En la Gráfica 13, se comprueba que **no hay diferencias** estadísticamente significativas en ningún electrodo de la actividad cortical entre ambos estados.



Gráfica 13: Comparación entre el estado disociado y prisma.

### GRÁFICAS COMPARATIVAS: Refracción subjetiva monocular vs binocular.

En la Gráfica 14, se hace evidente que **no existen cambios estadísticamente significativos** entre la actividad cortical del *Estado oclisor* y *Estado vectograma*.

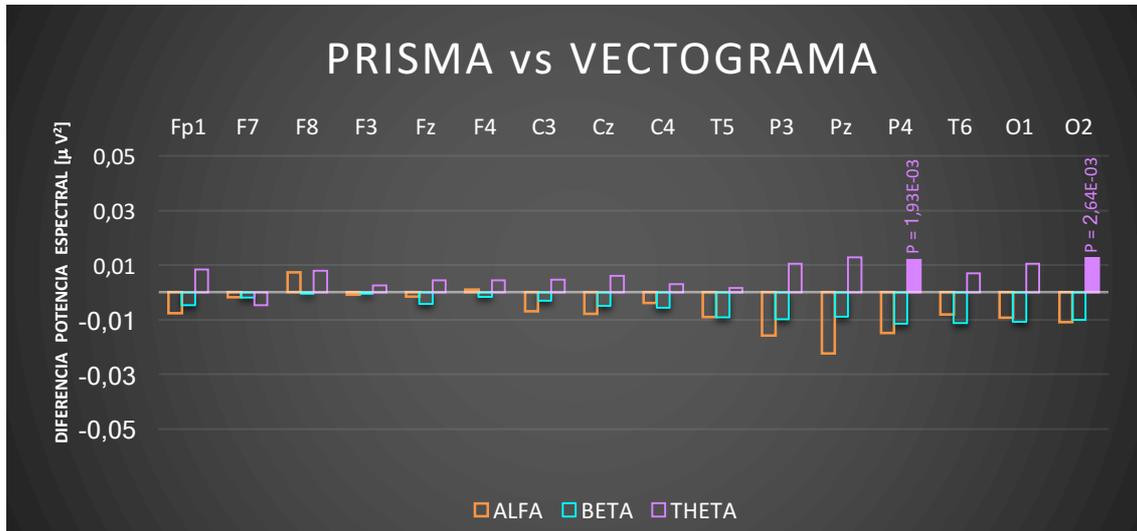


Gráfica 14: Comparación entre el estado oclisor y vectograma.

## GRÁFICAS COMPARATIVAS: Estado prisma y Estado disociado vs refracción monocular y binocular

En la Gráfica 15, tan solo un tipo de onda produce un cambio significativo:

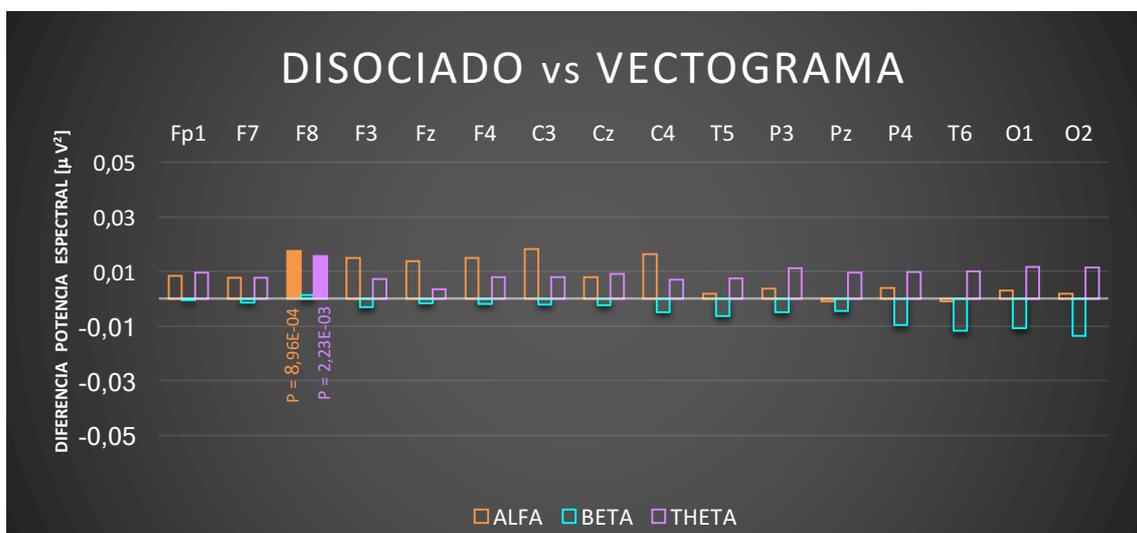
- Existe un **aumento** de la **actividad Theta** ante el *Estado prisma* en los electrodos parietal derecho (P4= $1,20 \times 10^{-02}$  [ $\mu V^2$ ]) y occipital del mismo hemisferio (O2= $1,26 \times 10^{-02}$  [ $\mu V^2$ ]).
- Las **ondas Alfa y Beta** no han demostrado cambios entre ambos estados.



Gráfica 15: Comparación entre el estado prisma y vectograma.

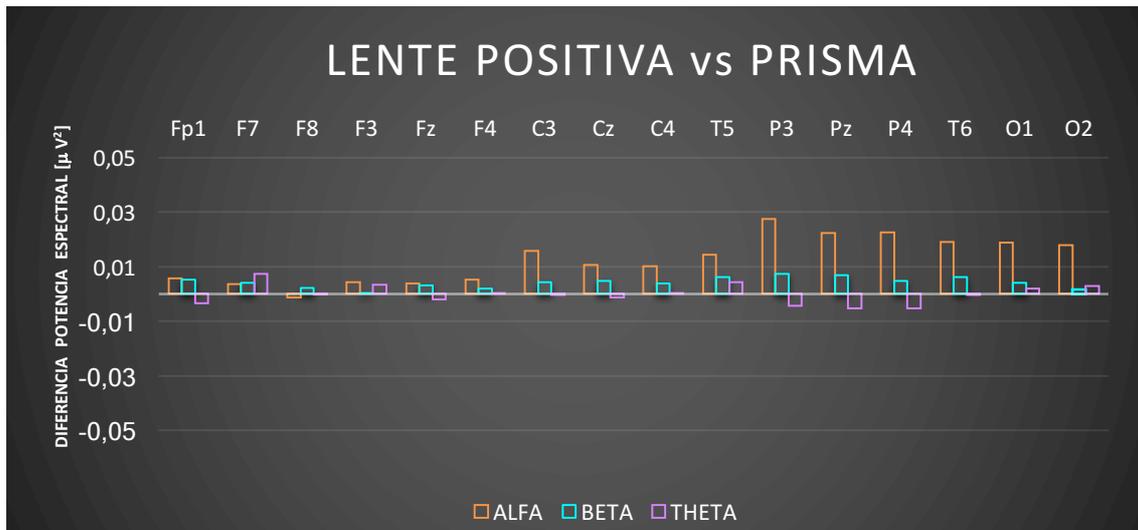
En la Gráfica 16, aunque el cambio se ha producido de forma muy local, en él están involucrados dos ondas diferentes:

- De nuevo se observa un **aumento** de la **actividad Theta**, esta vez ante el *Estado disociado* y en el electrodo prefrontal derecho (F8= $1,57 \times 10^{-02}$  [ $\mu V^2$ ]).
- También en este electrodo y con diferencia de potencia similar (F8= $1,75 \times 10^{-02}$  [ $\mu V^2$ ]) **aumenta** la **actividad Alfa**.
- Sin embargo, **no se ha producido en ningún electrodo un cambio estadísticamente significativo** en la **onda Beta**.



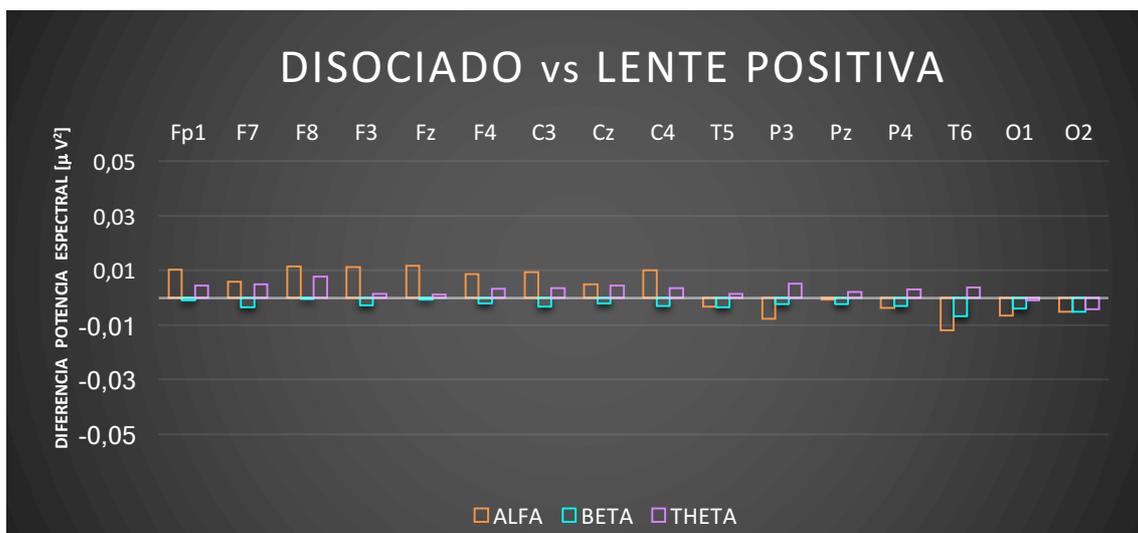
Gráfica 16: Comparación entre el estado disociado y vectograma.

En la Gráfica 17, se hace evidente que **no existen cambios estadísticamente significativos** entre la actividad cortical del *Estado lente positiva* y *Estado prisma*.



**Gráfica 17:** Comparación entre el estado de lente positiva y prisma.

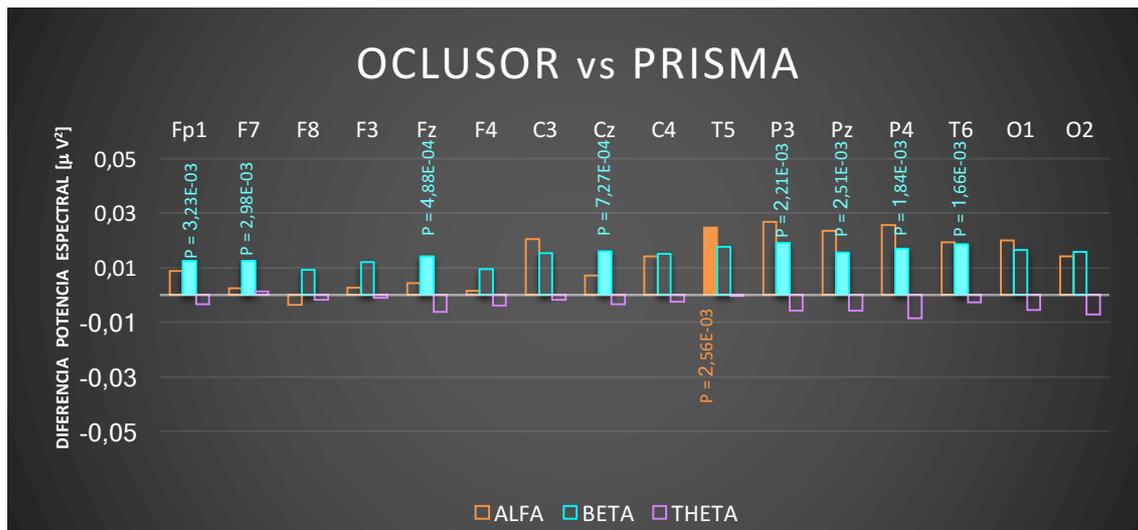
En la Gráfica 18, se hace evidente que **no existen cambios estadísticamente significativos** entre la actividad cortical del *Estado disociado* y *Estado lente positiva*.



**Gráfica 18:** Comparación entre el estado disociado y lente positiva.

En la Gráfica 19, vuelve a haber evidencia de un cambio moderadamente generalizado:

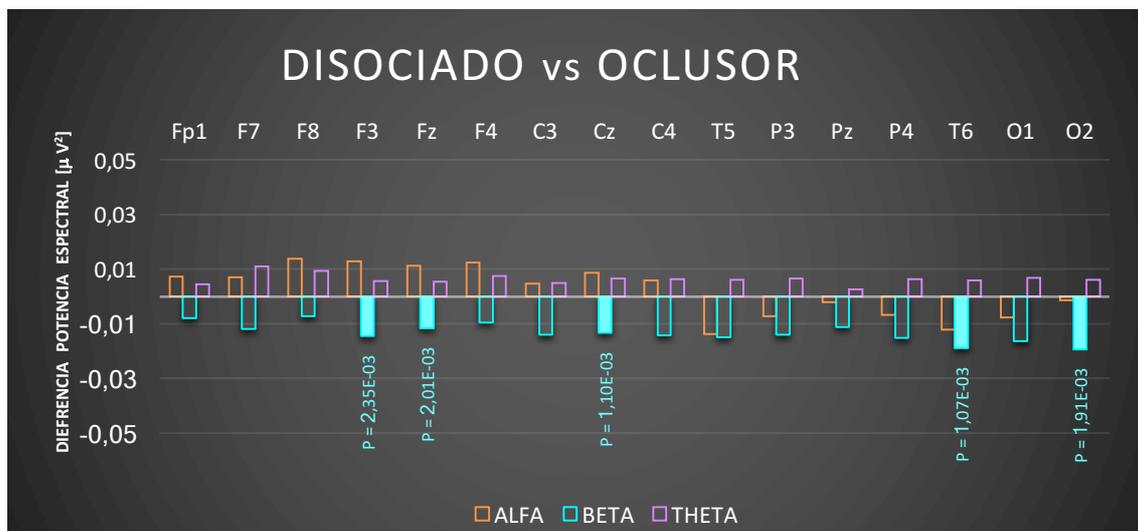
- Existe una **disminución** de la **actividad Beta** ante el *Estado prisma* y en los electrodos frontales y línea media frontal (Fp1, F7 y Fz), lóbulo parietal (P3, Pz y P4) y electrodo temporal derecho (T6). Siendo los electrodos parietal izquierdo (P3= $1,90 \times 10^{-02}$  [ $\mu V^2$ ]) y temporal derecho (T6= $1,85 \times 10^{-02}$  [ $\mu V^2$ ]) los que más diferencia de potencial registraron.
- También se anotó una **disminución** de la **actividad Alfa**, no obstante, esta tan solo fue significativa en el electrodo temporal izquierdo (T5= $2,46 \times 10^{-02}$  [ $\mu V^2$ ]).
- En la **onda Theta** no se ha podido demostrar la existencia de cambios entre los estados.



Gráfica 19: Comparación entre el estado ocluser y prisma.

En la Gráfica 20, también se demuestran cambios estadísticamente significativos entre estados:

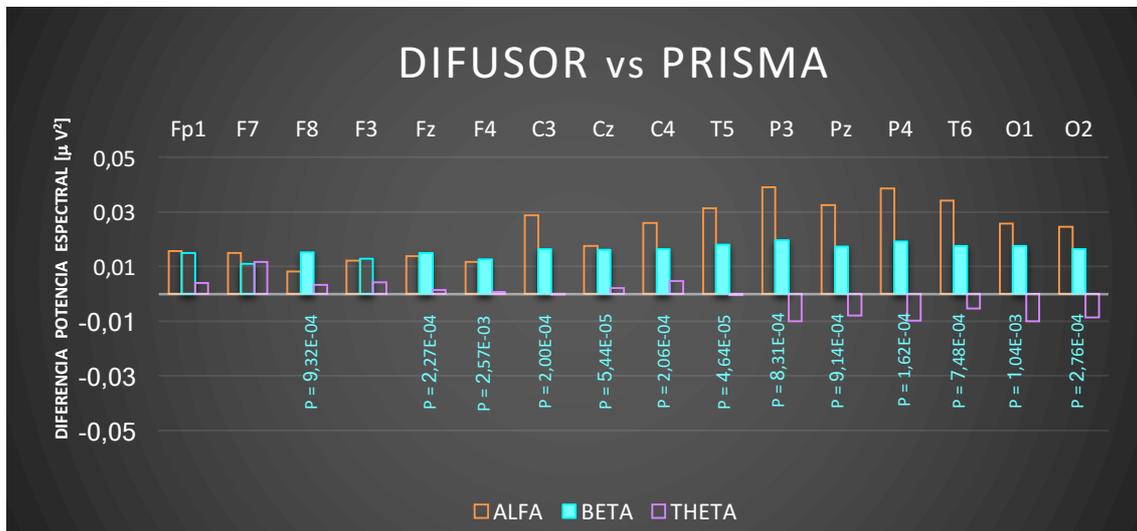
- Existe una **disminución** de la **actividad Beta** ante el *Estado disociado* en el electrodo frontal izquierdo y línea media fronto-central (F3, Fz y Cz), electrodo temporal derecho y occipital del mismo hemisferio. Siendo estos dos últimos los que mayor diferencia de potencial obtuvieron (T6= $1,90 \times 10^{-02}$  [ $\mu V^2$ ]) y O2= $1,93 \times 10^{-02}$  [ $\mu V^2$ ]).
- Por el contrario, en la **actividad Alfa** y **Theta** no se anotó ningún cambio significativo.



Gráfica 20: Comparación entre el estado disociado y ocluser.

En la Gráfica 21, se demuestra una tendencia decreciente del potencial de actividad cortical:

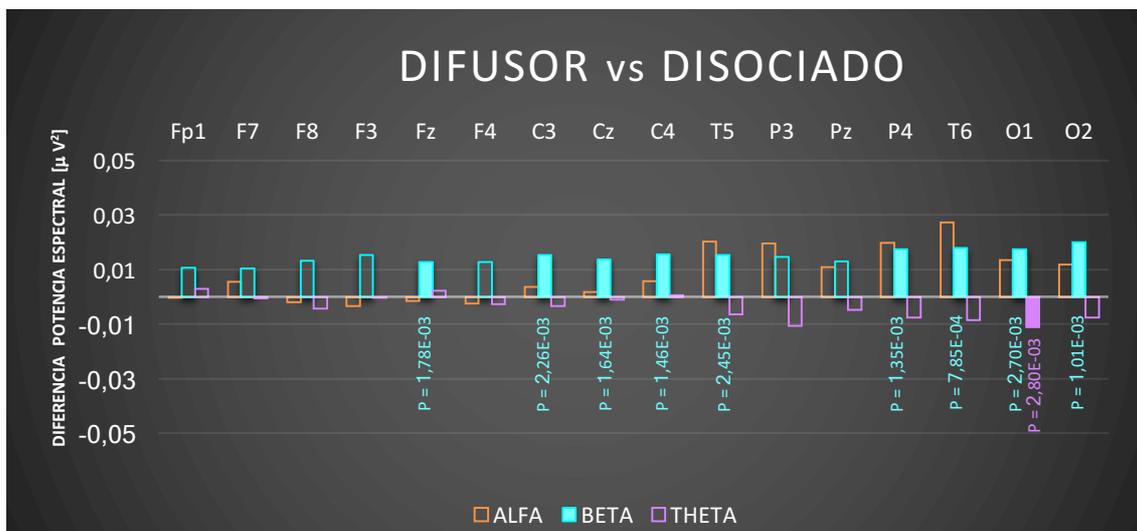
- Se produce una tendencia general de disminución de la **actividad Beta** en todos los electrodos salvo en los prefrontales (FP1, F7) y frontal izquierdo (F3). La diferencia de potencial de todos ellos es uniforme. Aunque son los electrodos parietales laterales ( $P3=1,97 \times 10^{-02} [\mu V^2]$  y  $P4=1,93 \times 10^{-02} [\mu V^2]$ ) los que registran un mayor descenso.
- La **actividad Alfa** y **Theta** no demuestran cambio alguno.



Gráfica 21: Comparación entre el estado difusor y prisma.

En la Gráfica 22, se observa una tendencia decreciente topográficamente menos evidente:

- Existe un decrecimiento de la **actividad Beta** ante el *Estado disociado* en la línea media fronto-central (Fz y Cz), área central y temporal (C3, C4, T5 y T6), electrodo parietal derecho y lóbulo occipital (O1 y O2). Siendo el electrodo del occipital derecho el que mayor descenso ha anotado ( $O2=2 \times 10^{-02} [\mu V^2]$ ).
- Por el contrario, la **actividad Theta** ha evidenciado un aumento en su potencia únicamente en el electrodo occipital izquierdo ( $O1=1,11 \times 10^{-02} [\mu V^2]$ ).
- La **onda Alfa** no demuestra la existencia de cambios entre ambos estados.



Gráfica 22: Comparación entre el estado difusor y disociado.